

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians-Universität München

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

Entlastungs-Coxa-valga der Hüfte bei ipsilateraler Beindefornität

Inaugural-Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von

Claudia Schuhmann

aus Füssen

2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. B. Heimkes

Mitberichterstatter: Prof. Dr. R. Breul

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 10.05.2007

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
2	Literaturüberblick	6
2.1	Funktionelle Anatomie des gesunden Hüftgelenks	6
2.1.1	Deskriptive Anatomie des gesunden Hüftgelenkes	6
2.1.2	Bauprinzip des coxalen Femurendes	10
2.1.3	Knochenwachstum	11
2.1.4	Funktion des gesunden Hüftgelenks	12
2.1.5	Biomechanik des gesunden Hüftgelenks	15
2.1.6	Belastungsphysiologie	20
2.1.7	Radiologische Darstellung	28
2.2	Das Krankheitsbild der Coxa-valga	46
2.2.1	Deskriptive Anatomie der Coxa-valga	46
2.2.2	Unterfunktions-Coxa-valga	48
2.2.3	Funktionelle Pathoanatomie	48
2.2.4	Zu diskutierende Einflüsse auf die Entstehung der Coxa-valga	54
3	Eigene Untersuchungen	58
3.1	Untersuchungsgut	58
3.2	Methodik	60
3.2.1	Röntgentechnik	60
3.2.2	Vermessungstechnik	60
3.3	Statistische Methoden	61
3.4	Ergebnisse	62
3.4.1	Messwerte das Acetabulum betreffend	63
3.4.2	Messwerte bezogen auf die Epiphyse	83
3.4.3	Messwerte bezogen auf die Apophyse	89
3.4.4	Messwerte den Schenkelhals betreffend	96
4	Diskussion	107

4.1	Methodendiskussion	107
4.2	Fehlerdiskussion	108
4.3	Ergebnisdiskussion	108
4.3.1	Acetabulum	109
4.3.2	Epiphyse	112
4.3.3	Apophyse	114
4.3.4	Schenkelhals	115
4.3.5	Einzelanalyse der Patienten anhand ausgewählter Beispiele	118
5	Zusammenfassung	120
6	Anhang	121
7	Literaturverzeichnis	141

1 Einleitung

Das kindliche Hüftgelenk besitzt eine genetisch definierte Grundform (Anlage), die durch funktionelle Reize ausmodelliert wird. Eine normale Ausbildung des Hüftgelenks ist nur durch eine entsprechende Beanspruchung möglich. Durch pathologische Veränderungen, Traumata und die damit verbundene Immobilität kann das bestehende Gleichgewicht jedoch gestört werden.

Bereits 1957 stellte Mau (94) in seiner Arbeit über das Wachstum des kindlichen Hüftgelenks fest, dass eine nicht hüftbedingte Verkürzung der unteren Extremität eine Coxa-valga auslöst. Damals äußerte er bereits die Hypothese, dass aufgrund einer reduzierten Beanspruchung des Hüftgelenkes und einer daraus resultierenden Veränderung der Kräftewirkung eine Formveränderung folgt. Er prägte erstmals den Begriff der Unterfunktions-Coxa-valga in seiner Unterteilung der Coxa-valga.

Auch im Rahmen von neurologischen Erkrankungen wie z.B. der infantilen Cerebralparese oder einer angeborenen Querschnittslähmung findet sich eine reduzierte Beanspruchung des Hüftgelenks aufgrund bestehender Muskellähmungen. Eine normale Entwicklung des Hüftgelenkes ist daher nicht mehr gegeben. Die Folge ist eine Coxa-valga, welche zuletzt in einer Hüftgelenksluxation gipfeln kann.

Heimkes (50) beschrieb in seiner Arbeit „form follows function“ bei einer Schwächung der am Hüftgelenk wirksamen Muskelgruppen eine Störung der Kräfteverteilung am koxalen Femurende. Es wurde hier ein zweites Kräfteparallelogramm, welches auf dem bereits von Pauwels eingeführten Kräfteparallelogramm aufbaute, eingeführt. Somit konnten nun Aussagen nicht nur über das Wachstum an der Epiphyse sondern auch über das Wachstum an der Apophyse getätigt werden. Diese biomechanischen Überlegungen führten nun zu dem Schluss, dass eine Formveränderung im Sinne einer Coxa-valga die Folge einer muskulären Schwäche sei.

Anhand dieser Arbeit soll nun die These, dass die Hüftgelenksveränderung im Sinne einer Coxa-valga, rein biomechanisch und nicht trophisch zustande kommt, mit klinischen Daten untermauert werden. Dies wird dadurch deutlich gemacht, dass bei primär völlig hüftgesunden Kindern, welche aber jahrelang durch einen Defekt am Kniegelenk, am Unterschenkel oder am Fuß auf Orthesen bzw. Prothesen angewiesen waren, eine Inaktivitäts-Coxa-valga nachweisbar wäre.

In der Theorie ist durch eine Minderung der Muskelkraft im Sinne der Entlastung ein geringerer Wachstumsdruck an der Trochanterapophyse zu erwarten, und somit das Wachstum des Trochanters gehemmt. Über eine veränderte Kraftausrichtung der am Hüftgelenk wirkenden Muskelkräfte sollte sich die Wachstumsfuge des Hüftkopfes nach den biomechanischen Gesetzmäßigkeiten waagrecht ausrichten und die Ausbildung einer Coxa-valga die Folge sein.

2 Literaturüberblick

2.1 Funktionelle Anatomie des gesunden Hüftgelenks

2.1.1 Deskriptive Anatomie des gesunden Hüftgelenkes

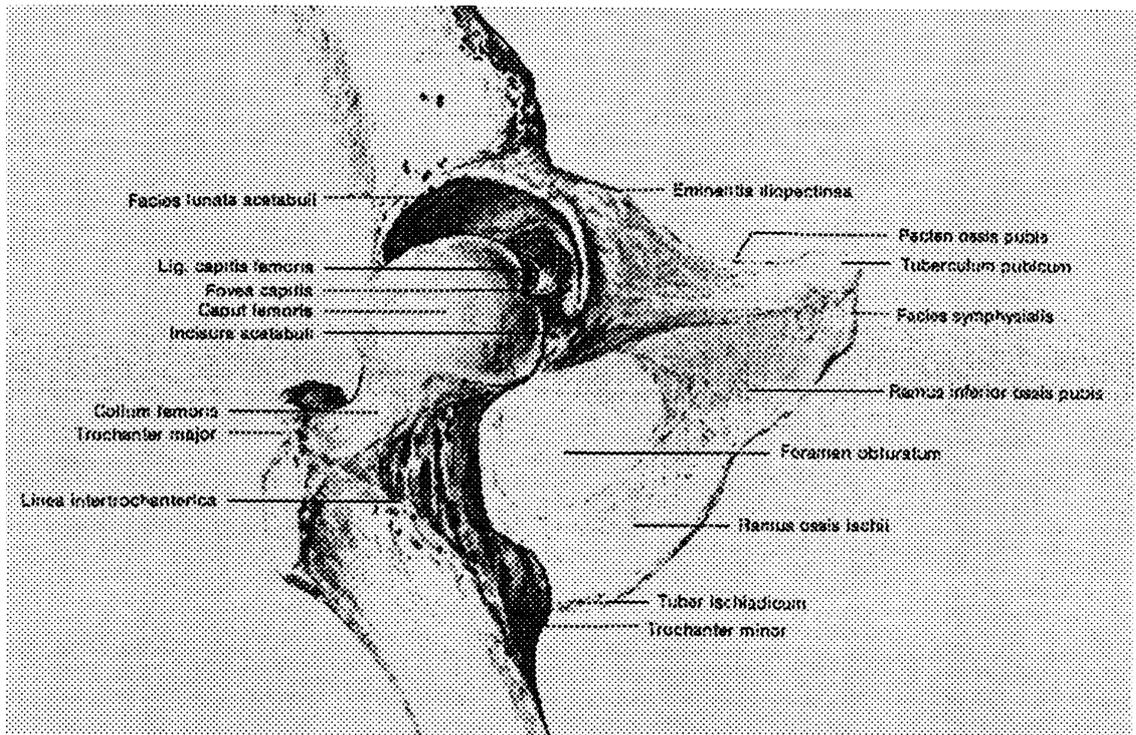


Abb. 1: Makroskopische Anatomie des rechten Hüftgelenkes von vorn
(in: Atlas der Anatomie des Menschen (nach systematischen und topographischen Gesichtspunkten), Band 1: Arm und Bein. Thieme, Leipzig 1978)

Das **Hüftgelenk** wird als ein Kugelgelenk bezeichnet, da der Gelenkkopf eine kugelige Form besitzt. Das Caput des Femurs bildet den Gelenkkopf, die Gelenkpfanne entspricht dem Acetabulum (Moll (99)). Die Bezeichnung eines Nussgelenkes aufgrund seiner anatomischen Besonderheiten ist gebräuchlich. Bei einem Nussgelenk umgreift die Gelenkpfanne den Gelenkkopf über dessen Äquator hinaus. Die Bewegungen sind daher in ihrer Amplitude eingeschränkt. Das Hüftgelenk weist drei Freiheitsgrade in seiner Bewegung auf. Die drei Hauptachsen stehen jeweils aufeinander senkrecht und schneiden sich im geometrischen Mittelpunkt C des sphärischen Kopfes, der somit als Drehzentrum fungiert (Legal (84)). Die einzelnen Bausteine sollen nun genauer betrachtet werden.

2.1.1.1 Die Hüftpfanne

Die Hüftgelenkspfanne wird im Wachstum aus Bestandteilen des os ilium, des os ischii und des os pubis gebildet. Durch die hyaline Knorpelschicht der Y-Fuge wird aus diesen Bestandteilen das os coxae gebildet. Im Wachstumsverlauf nähert sich die Hüftpfanne nun immer mehr einer Halbkugelform an (John (64)), die Y-Fuge verknöchert. Ralis und McKibbin (114) stellten zudem eine zunehmende Vertiefung der Pfanne im Laufe des Wachstums fest. Beim Erwachsenen weist die Hüftpfanne einen durchschnittlichen Krümmungsradius von 2,7 cm und eine Knorpelfläche von 16 cm^2 auf (Toennis (136), v. Lanz und Wachsmuth (81)). Das Acetabulum ist jedoch nicht vollständig von hyalinem Knorpel ausgekleidet, nur im Bereich der Facies lunata findet sich ein 2cm breites, ca. 3mm dickes mondsichelförmiges Areal. Die Facies lunata entspricht der physiologischen Belastungszone. In der entstandenen Aussparung, der Fossa acetabuli findet sich Binde- und Fettgewebe, welches wiederum als eine Art „Stoßdämpfer“ des Hüftkopfes gegen die Hüftpfanne dient. Die Pfanne setzt sich in einen faserknorpeligen Bereich, der Pfannenlippe (Labrum acetabulare) fort, der Schenkelhalskopf wird somit im Sinne eines Nussgelenkes über dessen Äquator hinaus, also um mehr als die Hälfte, umschlossen. Die Öffnung der Hüftpfanne richtet sich im Raum nach kaudal-lateral aus und kann durch die Pfanneneingangsebene beschrieben werden. Diese wird nach v. Lanz als der Winkel zwischen der Körperlängsachse und der Tangente der Pfanne bezeichnet. Der durchschnittliche Wert dieses Neigungswinkels beträgt 42° , die mittlere Streuung wird nach v. Lanz (82) mit Werten zwischen 37° und 47° angegeben. Neugeborene weisen eine mittlere Neigung von 31° auf, bei Kindern von 10 Jahren lässt sich bereits eine mittlere Neigung von 39° feststellen.

2.1.1.2 Der Hüftkopf

Der Schenkelhalskopf lässt sich zu $2/3$ als eine Kugel beschreiben, deren Mittelpunkt im Normalfall mit dem der Hüftpfanne übereinstimmt. Der oberste Teil der Kalotte weicht allerdings von der Kugelform ab und ist leicht abgeflacht, hier findet sich die Fovea capitis. Die Belastung wird daher mehr von einem Ring um den oberen Pol getragen. Zu zwei Dritteln ist der Schenkelkopf von Knorpel überzogen, wobei die Dicke des hyalinen Knorpels entsprechend der Druckbelastung des Gelenkes variiert.

2.1.1.3 Der Schenkelhals

Den obersten Teil des Schenkelschaftes bildet der Schenkelhals. Der Winkel, den der Schenkelhals mit dem Schaft einschließt ist durch seine Funktion und Belastung bedingt. Diesen Winkel bezeichnet man als *Centrum-Collum-Diaphysenwinkel*, kurz CCD-Winkel. Heimkes (50) konnte 1997 zeigen, dass der CCD-Winkel vom 2. bis zum 10. Lebensjahr beständig abnimmt, um anschließend bis zum Wachstumsabschluss weitgehend konstant zu bleiben. V. Lanz (82) gibt zunächst für ein Neugeborenes einen Wert von 137° an, im 1. und 2. Lebensjahr findet sich noch eine geringe Zunahme des Winkels auf 144° , ab dem 3. Jahr reduziert sich der CCD-Winkel auf 142° mit nun folgendem Rückgang bis 128° beim 15 bis 17-Jährigen.

Die Fähigkeit zur Innen- und Außenrotation ist durch die Antetorsion (s. u.) vorgegeben. Durch die Vorwärtsneigung des Halses gegenüber dem Schaft wird ein Dorsalverlauf des Schaftes bewirkt, wodurch die Flexion verstärkt wird (Toennis (136)).

Die Antetorsion wird durch den Femurtorsionswinkel od. auch Antetorsionswinkel näher bestimmt. Setzt man den Schenkelhals in Beziehung zur transversal liegenden Kniekondylenachse, so stellt man eine Verdrehung des Halses nach vorne fest, welche den Antetorsionswinkel, kurz AT-Winkel, darstellt. In der anglo-amerikanischen Fachliteratur ist jedoch der Begriff Anteversion anstelle von Antetorsion üblich (Toennis (136)). Beim Neugeborenen gibt v. Lanz Werte von 31° an, bis zum Erwachsenenalter findet sich eine Abnahme des Wertes bis auf 12° . Bei einer Hüftdysplasie ist der Antetorsionswinkel häufig erhöht.

2.1.1.4 Wachstumszonen des koxalen Femurendes

Anfangs findet sich eine einheitlich wachsende Knorpelplatte vom Trochanter major bis zum Hüftkopf, im Verlauf treten dann der Kopfepiphysenkern und anschließend der Epiphysenkern des Trochanter majors auf. Es kommt somit zu einem kranialen und lateralen Wachstum, wobei auch die Schenkelhalsaußenseite als Teil der Knorpel-Knochen-Grenze für das Schenkelhalswachstum von Bedeutung ist. Am medialen Schenkelhals finden lediglich Umbauvorgänge statt (Toennis (136)).

An dieser Stelle soll nun auf die Wachstumszonen näher eingegangen werden:

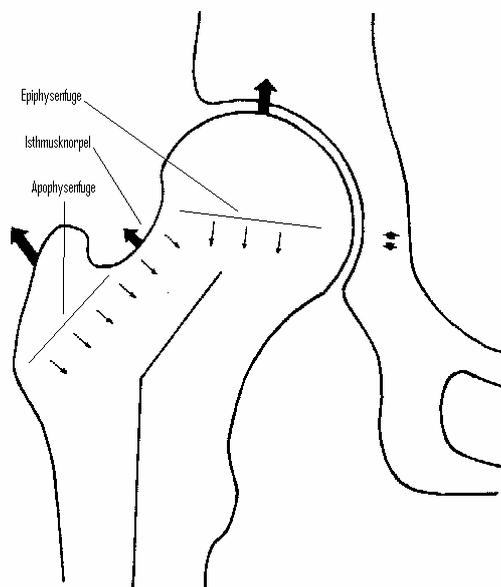


Abb. 2: Wachstumszonen des koxalen Femurendes

(modifiziert nach Siffert R. (1981) Patterns of deformity of the developing hip. Clin. Orthop. 160/4 (129))

Nach Siffert bestehen am proximalen Femurende drei Wachstumszonen, die Epiphysenfuge, der Isthmusknorpel und die Apophysenfuge.

- Die **Epiphysenplatte** (longitudinal growth plate of the neck, LPG) verläuft in einem Winkel von 10-25 Grad zur Körperhorizontalen, sie schneidet hierbei in annähernd geradlinigem Verlauf den Hüftkopfmittelpunkt. Im Röntgenbild entspricht sie der Hüftkopfepiphyse. An der Epiphysenplatte findet das enchondrale Längenwachstum statt. 30 Prozent der gesamten Länge des Femurs werden nach Siffert (129) durch die Epiphysenplatten verursacht. Bis zum Wachstumsabschluss erscheint die Epiphysenfuge radiologisch transparent und ist der knöchernen Metaphyse aufliegend. Während des Wachstums richtet sich die Wachstumsfuge stets senkrecht zu den auf sie einwirkenden Kräften aus, und stellt sich im Verlauf steiler zur Körperhorizontalen ein. Bei normalem Wachstum ist ein Verschluss der Epiphysenplatte zwischen dem 16. und 17. Lebensjahr zu erwarten (Heimkes (49)).
- Die **Apophysenplatte** des Trochanter major (trochanteric growth plate, TGP), bestimmt zusammen mit der Epiphyse des Hüftkopfes durch die auf sie wirkenden Kräfte die Form des coxalen Femurendes. Die Apophyse im Speziellen ist für die Krümmung des Schenkelhalses zur Oberschenkelchaftachse, den Schenkelhalsknick verantwortlich (Heimkes (50)). Heimkes zeigte auf, dass an der Apophyse der Trochanter major eine vastoglutäale Muskelschlinge eine seitliche Druckbeanspruchung hervorruft. Weiterhin konnte dargestellt werden, dass sich die Apophyse, im Gegensatz zur Epiphyse, während des Wachstums in

ihrer Stellung im Raum (Winkel zur Horizontalen) kaum verändert (Heimkes et al. (51)). Sie verläuft mit dem größten Teil ihrer Fläche mit einem nahezu gleich bleibenden Winkel von 50° gegen die Beckenhorizontale (Jorysz (66)). Eine Verknöcherung tritt zwischen dem 16. und 18. Lebensjahr ein.

- Der **Isthmusknorpel** (femoral neck isthmus, FNI) stellt eine Verbindung zwischen dem Apophysen- und Epiphyseknorpel dar. Zusammen mit der Apophysenplatte führt er zum Breitenwachstum des Schenkelhalses (Siffert (129)).

2.1.2 Bauprinzip des coxalen Femurendes

Der Femur besteht aus der Compacta und einem weichen, mit Blutzellen gefüllten Hohlraum, der Spongiosa. Am coxalen Femurende zeigt sich eine typische Zug- und Drucktrajektorienausbildung der Spongiosa. Dies ist nach dem Wolff'schen Transformationsgesetz durch die Biegebeanspruchung des coxalen Femurendes entstanden (Legal (84)). Die Ausrichtung dieser Trajektorien ist von der Belastung und der Form des coxalen Femurendes abhängig. Wolff (148) bemerkte im Jahre 1892, dass das beanspruchungsadaptive Knochenwachstum nach feststehenden Gesetzen abläuft, also durch mathematische Gesetzmäßigkeiten eindeutig zu beschreiben ist. Roux (122) stellte heraus, dass die Form des Knochens sich durch den funktionellen Stimulus entwickelt, dies stimmt mit den heute gängigen Vorstellungen überein.

Durch entsprechende Computersimulation kann die Dichteverteilung im proximalen Femur berechnet werden. Im Vergleich zur Röntgenaufnahme zeigt sich in der unten aufgeführten Darstellung eines proximalen Femurs die Compacta als tiefgraues und somit dichtes Knochenareal, die hellgrauen Areale stellen spongiösen Knochen dar, die Zunahme der Intensität der Grautöne entspricht einer Zunahme der Knochendichte. Die Spongiosa stellt sich fachwerkartig aufgebaut und trabekular ausgerichtet dar. Die Knochenbälkchen ordnen sich hier nach den Hauptbeanspruchungstrajektorien, die den Kraftfluss widerspiegeln, an. Die trabekuläre Struktur der Spongiosa wird daher durch die Simulation gut wiedergegeben. Mit den heutigen Berechnungsmodellen können somit die primären Effekte des beanspruchungsadaptiven Knochenwachstums gut beschrieben werden (Nackenhorst (102)).

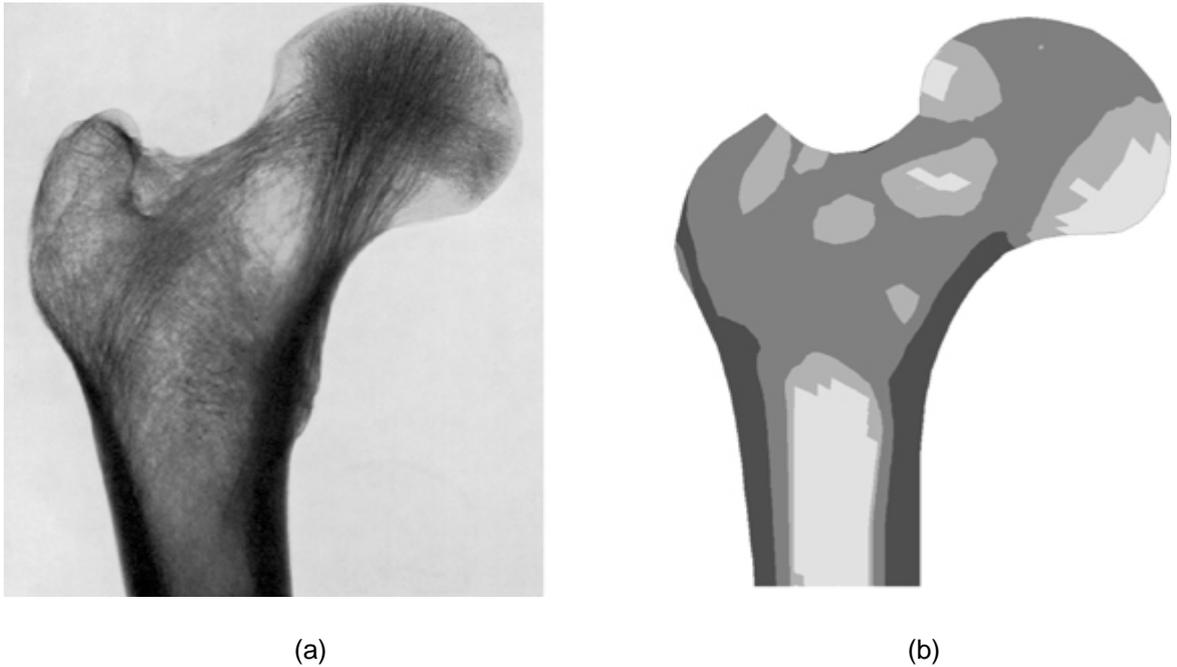


Abb. 3: Dichteverteilung des Knochens am koxalen Femurende im Röntgenbefund (a) und in der Computersimulation (b)
 (in: Nackenhorst U. (2001) *Wie Endoprothesen besser halten*, Unimagazin Hannover, Zeitschrift der Universität Hannover , Heft 3/4 (102))

2.1.3 Knochenwachstum

Die Verknöcherung des Femur erfolgt durch die chondrale Ossifikation des knorpelig vorgebildeten Femur. Längenwachstum am koxalen Femurende entsteht durch die enchondrale (interstitielle) Ossifikation der Epiphyse und der Apophyse. Hierbei wird das Knorpelgewebe abgeräumt und durch Geflechtknochen ersetzt.

Das Breitenwachstum erfolgt durch perichondrale (appositionelle) Ossifikation, wobei von Fibroblasten gebildetes Osteoid durch Einlagerung von Kalksalz in Knochen umgewandelt wird. Die Form des Femurs wird zum einen über die hormonelle Stimulation bestimmt, zum anderen durch die Auswirkung von Außen wirkender Kräfte. Die auf die Wachstumsfuge einwirkende Kraft muss genau senkrecht und mittig einwirken, um eine gleichmäßige Druckverteilung zu gewährleisten und ein gleichmäßiges Wachstum zu erzeugen. Kommt es zu einer schräg gerichteten Druckkraft, so wird diese Druckbelastung durch eine mehr oder weniger große Biegebeanspruchung überlagert. Die Druckspannung wird nun an der Druckseite der Biegung gegen den Rand hin vergrößert, zur Zugseite hin dagegen durch die Zugspannung aus der Biegung zunehmend verkleinert. Durch ein stärkeres Längenwachstum an der Druckseite der Biegung kommt es automatisch zu einem Ausschalten der überlagerten Biegebeanspruchung. Das veränderte Knochenwachstum ist beendet, wenn sich im Verlauf wieder die Wachstumsfuge senkrecht zu der auf sie einwirkenden Kraft ausrichtet (Pauwels (111)). Zusammenfassend ist nach Pauwels (110) festzustellen, dass eine funktionelle Anpassung durch Längenwachstum über eine Biegebeanspruchung des Epiphysenknorpels gesteuert wird. Der Druck darf einen bestimmten

Sollwert jedoch nicht überschreiten. Bei pathologisch erhöhten Druckwerten tritt eine Hemmung der enchondralen Ossifikation ein (Hueter-Volkmann'sches Gesetz).

Eine abwechselnde Be- und Entlastung der Epiphysenplatte führt nach Mau (94) zum Längenwachstum, wobei die physiologische Druckbeanspruchung nicht überschritten werden darf. Bei Störungen der endogenen (Muskelungleichgewicht) oder exogenen (Überbeanspruchung) Kräfte kann es daher zu Wachstumsstörungen kommen (Niethard und Pfeil (103)).

Der Knochen erfährt nach Pauwels (110) ebenso eine funktionelle Anpassung durch Breitenwachstum, diese Veränderung wird wiederum durch eine Biegebeanspruchung des Knochens gesteuert. Das Breitenwachstum wird nach Kummer über die Aufrechterhaltung eines Spannungssollwertes im Knochen gesteuert. Durch eine Zunahme des Körpergewichts oder der Muskelkraft wird die Biegebeanspruchung des Knochens erhöht, wodurch die normale vorbestehende Knochenspannung überschritten wird. Hierdurch erfolgt über eine Gewebsverformung eine Knochenneubildung bis wieder der Spannungssollwert besteht (Heimkes (49)).

Diese beschriebenen Wachstumsvorgänge am coxalen Femurende werden gesteuert über Kraftresultierende, welche sich aus dem Kräfteparallelogramm von Schwerkraft und Muskelkraft ergeben. Hierauf wird jedoch im Kapitel 2.1.5.1 eingegangen.

2.1.4 Funktion des gesunden Hüftgelenks

Die Funktion des Hüftgelenkes wird durch seine drei Freiheitsgrade bestimmt. Das Hüftgelenk ist das am stärksten beanspruchte Gelenk des Bewegungsapparates. Seine Funktion wird durch die an ihm wirkenden Muskeln definiert. Die Muskelfunktionen des Hüftgelenkes soll nun, nach anatomisch vorliegenden Gruppen geordnet, näher beleuchtet werden.

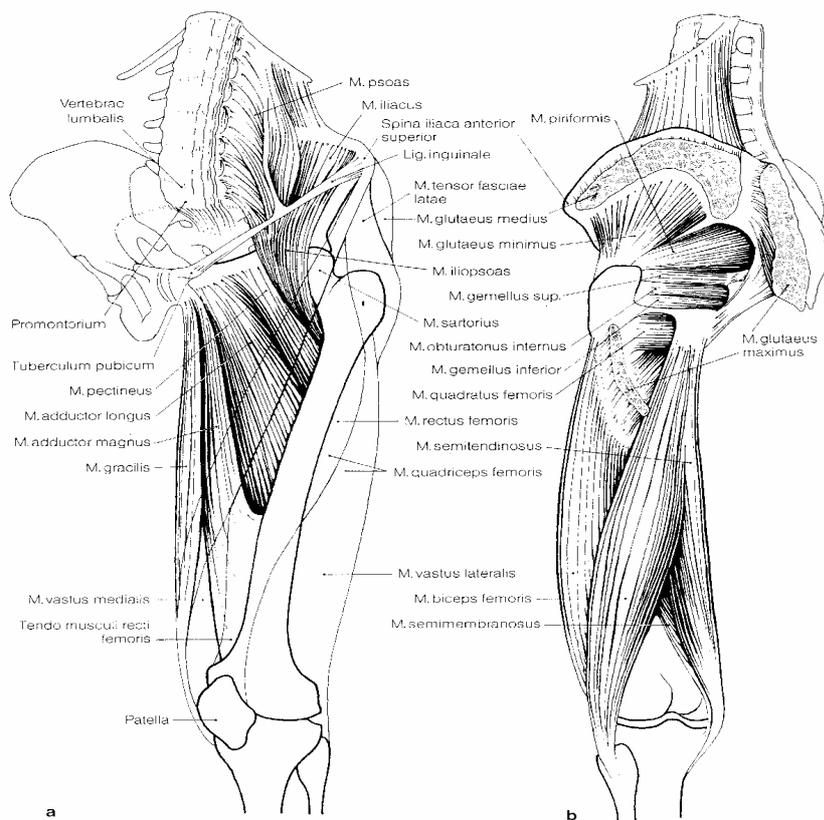


Abb. 4: Muskulatur des Hüftgelenkes, von ventral (a) und dorsal (b) dargestellt
 (in: Tönnis D. (1984) Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation im Kindes- und
 Erwachsenenalter. Springer-Verlag, Berlin (136))

2.1.4.1 Muskelfunktion

2.1.4.1.1 Ventrale Hüftmuskeln

(nach Weineck (144))

- M. iliopsoas (Hüftlendenmuskel)

Die Wirkung des Muskels besteht in einer Antevertierung, Außenrotation und Abduktion am Spielbein. Der Rumpf wird durch ihn auf der Seite des Standbeines seitwärts bzw. vorwärts geneigt. Von Bedeutung ist der Iliopsoas zudem bei der Stabilisierung der Beckenstellung, da er das Becken nach vorne zu drehen vermag und in Verbindung mit anderen Hüftbeugern als Antagonist gegenüber der Bauch- und Glutealmuskulatur wirkt. Der Muskel wird als der typische Laufmuskel bezeichnet, da er den Oberschenkel nach vorne oben führt. Die Schrittlänge bzw. die Konstanz dieser Schrittlänge wird durch seine Kraft bzw. Kraftdauer beeinflusst.

- **M. tensor fasciae latae**
Seine Funktion besteht auf der Spielbeinseite in einer Vorwärts- bzw. Abduktionsbewegung. Das Standbein erfährt eine Unterstützung bei der Rumpfbeugung bzw. Beckendrehung nach vorne. Aufgrund seiner spannenden Wirkung auf die Oberschenkelbinde kann der Muskel einer vermehrten Biegestellung entgegenwirken, welche durch die Winkelstellung des Femurs zur Traglinie entsteht. Dies hat vor allem bei Niedersprüngen aus unterschiedlicher Höhe protektiven Charakter.
- **M. rectus femoris**
Seine Zweigelenkigkeit ermöglicht auch eine Beugung im Hüftgelenk, womit er ebenso an der Drehung des Beckens nach vorne beteiligt ist und einen Faktor bei der Stabilisierung der Beckenstellung darstellt.
- **M. sartorius**
Seine Funktion besteht am Hüftgelenk in einer Außenrotation, Abduktion bzw. in der Beugung des Hüftgelenkes.

2.1.4.1.2 Adduktorengruppe

- **Oberflächliche Schicht:**
M. pectineus, M. adductus longus, M. gracilis
Diese Muskeln bewirken eine Adduktion des Oberschenkels. Zudem unterstützen sie die Beugung im Hüftgelenk.
- **mittlere Schicht:**
M. adductor brevis
Der Muskel adduziert und außenrotiert den Oberschenkel.
- **tiefe Schicht:**
M. adductor magnus
Hier findet sich nicht nur der stärkste Schenkelanzieher, auch die zusätzliche innenrotatorische Komponente ist zu erwähnen.

Zusammenfassend ist über die Adduktoren zu sagen, dass ihre statische Hauptwirkung im Ausbalancieren der sich im labilen Gleichgewicht befindenden Rumpflast durch die ständige Regulierung der Beckenstellung besteht. Über ihre adduzierende, innen- und außenrotierende Komponente verhindern sie das Abscheren des Beckens.

2.1.4.1.3 Laterale Hüftmuskeln

Als Antagonisten zu den Adduktoren werden die Abduktoren bezeichnet, welche bei der normalen Fortbewegung immense Wichtigkeit besitzen.

- **M. gluteus medius**
Die wichtigste Funktion des Muskels besteht in der Abduktion des Oberschenkels. Seine stabilisierende Wirkung führt zur Geradhaltung des Rumpfes. Ein Watschelgang kommt durch

eine Lähmung des Muskels zustande. Verschiedene Anteile des Muskels sind zudem an der Innen- bzw. Außenrotation sowie der Ante- und Retroversion beteiligt. Zur anfangs erwähnten Abduktion kommt es bei der Kontraktion aller Fasern gleichzeitig.

- M. gluteus minimus
Auch dieser Muskel abduziert den Oberschenkel.

2.1.4.1.4 Dorsale Hüftmuskeln

- M. gluteus maximus
Der Muskel, der zu den stärksten des Menschen gehört, bewirkt hauptsächlich eine Streckung im Hüftgelenk, wie z.B. Hochgehen aus der Hocke, beim Laufen und Springen. Zudem sind abduzierende, adduzierende sowie außenrotierende Wirkungen vorhanden. Seine statische Funktion soll hier auch nicht vernachlässigt werden. Die Sehneneinstrahlung des Muskels bewirkt eine Zuggurtung des Oberschenkels und verhindert zudem das Nach-vorne-Kippen des Oberkörpers. Der M. gluteus maximus wirkt auch stabilisierend auf die Beckenstellung.
- Mm. ischiocrurales
Hier findet sich eine zweigelenkige Muskelgruppe, welche bei der Streckbewegung unterstützend mitwirkt, wobei die Streckung hauptsächlich vom M. gluteus maximus getragen wird.

Die folgende Muskelgruppe der Außenrotatoren soll an dieser Stelle nur Erwähnung finden, jedoch wird nicht näher auf sie eingegangen werden (Weineck (144)):

- M. piriformis
- M. obturatorius internus
- M. gemellus sup.
- M. obturatorius externus
- M. quadratus femoralis

Da die auf die Trochanterapophyse einwirkenden Kräfte eine große Rolle bei dem hier bearbeiteten Thema spielen, sollen sie nun noch einmal als Gruppe genannt werden: *M. gluteus max.*, *M. tensor fasciae latae*, *M. gluteus med.*, *M. gluteus min.*, sowie *Anteile der Kniestreckmuskulatur, welche über den M. vastus lat.* mit der Trochanterapophyse verbunden sind (Heimkes, Posel und Plitz (51)).

2.1.5 Biomechanik des gesunden Hüftgelenks

2.1.5.1 Biomechanisches Hüftmodell

Die Arbeiten von Pauwels aus dem Jahre 1935 haben bei der Behandlung von Hüftgelenkserkrankungen große Dienste geleistet. Die biomechanischen Überlegungen in Bezug auf die mechanische Beanspruchung der Gelenke sind auch heute noch Grundpfeiler im modernen

Verständnis des menschlichen Hüftgelenkes.

2.1.5.1.1 Das Pauwels'sche Hüftmodell

Beim Zweibeinstand wirken am Hüftgelenk nur äußere Kräfte. Beim Einbeinstand hingegen wird das Hüftgelenk durch das Gewicht des Kopfes, des Rumpfes, der Arme sowie des Schwungbeines belastet. In der Phase des Einbeinstandes wird die größte Belastung auf das Hüftgelenk während eines Gehvorganges ausgeübt (Pauwels (108)). Nachdem das Becken jetzt nur eine einseitige Unterstützung erfährt, muss das Gleichgewicht durch die Muskelkraft der Hüftabduktoren aufrechterhalten werden, um das Herabsinken des Beckens zur Schwungbeinseite hin zu verhindern. Durch den wirkenden Antagonismus können bei vorbekannten äußeren Parametern die inneren Kräfte (Muskelkräfte) bestimmt werden.

Das hier aufgeführte Modell beruht auf Berechnungen, welche den Einbeinstand zur Voraussetzung haben.

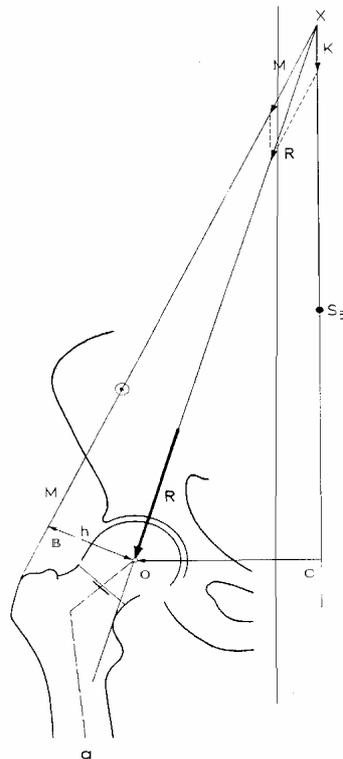


Abb. 5: Kräfteverteilung an der Hüfte im Einbeinstand nach Pauwels

(in: Pauwels F. (1973) Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (108))

Für die physiologische Belastung des coxalen Femurendes ist die Resultierende **R** verantwortlich, die sich aus den Kräften zusammensetzt, welche während des Gehvorganges auf den Femurkopf des Standbeines einwirken.

Im hier dargestellten Hüftmodell wurde der Körperschwerpunkt **S₅** eingezeichnet, welcher etwas

medial der Körpervertikalen zum Liegen kommt. Der Schwerpunkt wurde abzüglich des Standbeines berechnet.

Der mit **K** bezeichnete Vektor stellt das Körpergewicht abzüglich des Gewichts des Standbeines dar (83% des Körpergewichts), seine Wirkungslinie zieht durch den Schwerpunkt **S5**. Da das Lot dieses Teilschwerpunktes stark medial zu liegen kommt, entsteht ein Drehmoment, welches ein Abkippen des Beckens nach medial bewirken könnte.

Aus diesem Grund muss die Muskulatur der Abduktoren **M** einen Ausgleich schaffen. Die Muskelkraft **M** setzt sich nach Pauwels aus der Muskelgruppe der pelvitrochantären Muskulatur (Mm. Glutaei medii et minimi, M. Piriformis) und der spinocruralen Muskulatur, bestehend aus dem M. tensor fasciae latae, M. sartorius und M. rectus femoris, zusammen.

Die Richtung der resultierenden Druckkraft **R** ist durch die Gerade festgelegt, welche durch den Schnittpunkt der Wirkungslinien von Körperabschnittsgewicht **K** und Muskelkraft **M** sowie das Drehzentrum des Schenkelkopfes bestimmt ist. Hieraus ergibt sich ein Verlauf von medial oben nach lateral unten. Mit der Körpervertikalen schließt diese Gerade einen Winkel von 16° ein.

Aus dem hier dargestellten Kräfteparallelogramm ist ersichtlich, dass sich die Größe der Resultierende **R** als geometrische Summe der beiden Kräfte **K** und **M** ergibt. Für die Größe der Muskelkraft **M** ist das Verhältnis der Hebelarme von Bedeutung, mit welchem die Muskelkraft und Körperabschnittsgewicht am Schenkelkopf angreifen. Durch diese wird wiederum hauptsächlich die Größe der Resultierenden **R** bestimmt. Nun zeigt sich, dass die Länge des Hebelarmes des Körpergewichtes **K** (Strecke **OC**) ungefähr die dreifache Länge des Hebelarmes der Muskelkraft **M** (Strecke **OB**) darstellt. Daraus folgert man, dass zum Erhalt des Gleichgewichtes über dem Hüftgelenk eine Muskelkraft nötig ist, welche ca. dreimal so groß sein muss wie das Körperabschnittsgewicht. Als Konsequenz ergibt sich, dass die Resultierende **R** als geometrische Summe der beiden im Gleichgewicht stehenden Kräfte, ungefähr dem 4-fachen des Körperabschnittsgewichtes entspricht. Pauwels vergleicht diese Anordnung mit einer Waage, welche zur Vereinfachung und Verdeutlichung immer wieder herangezogen wird. Als Voraussetzung sollte nochmals herausgestellt werden, dass am Hüftgelenk ein Momentgleichgewicht zwischen partiellem Körpergewicht (Last) und dessen Lastarm, sowie zwischen Muskelkraft der Hüftabduktoren (Kraft) und deren Kraftarm besteht.

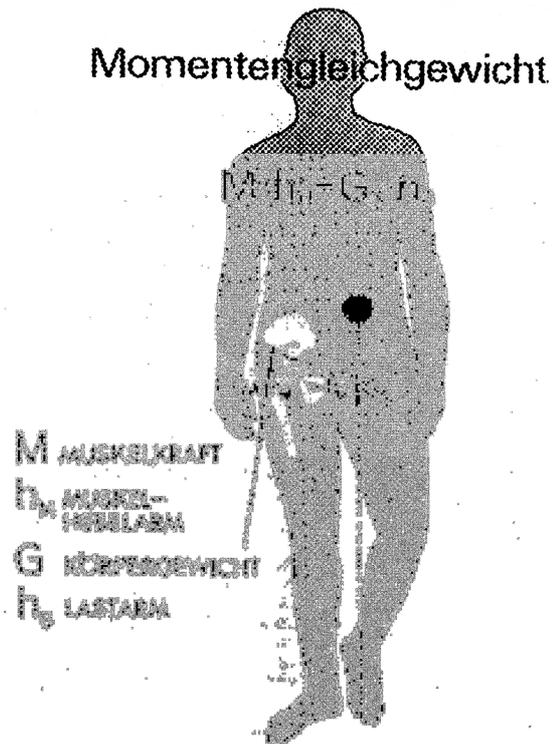


Abb. 6: Momentengleichgewicht

(in: Kummer B. (1985) Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks.
Springer-Verlag, Berlin Heidelberg (75))

2.1.5.1.2 Hüftmodell nach Heimkes

Das oben aufgeführte Hüftmodell nach Pauwels bildet jedoch nur die Hüftgelenksresultierende R unter Berücksichtigung der Kräfte auf die Epiphyse ab, die Apophyse wird hierbei vernachlässigt. Kummer (74) schenkte erstmals der Trochanterapophyse mehr Beachtung. Kummer beschreibt ein seitlich über die Trochanterapophyse ziehendes Zuggurtungssystem, welches auf die Apophyse einen Druck von latero-kranial ausübt. Heimkes (53, 52) stellte auf der Basis anatomischer Modelle sowie röntgenologischer Untersuchungen heraus, dass die Trochanterapophyse als Hypomochlion fungiert, und diese von latero-kranial auf Druck beansprucht wird. Dieser Druck wird durch 2 Zuggurtungssysteme, einem äußeren (Tractus iliotibialis, M. tensor fasciae latae und Teile des M. gluteus maximus) und einem inneren (kleine Glutäen, Teile der Kniestreckmuskulatur) erzeugt.

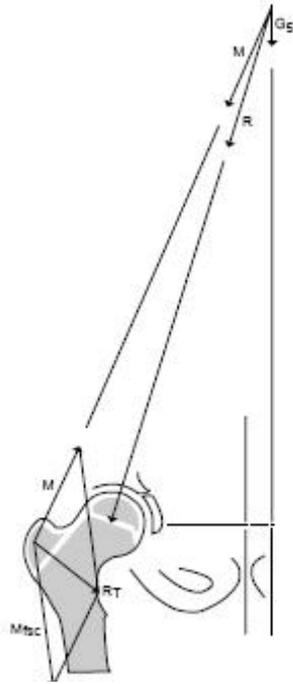


Abb. 7: Kräfteverteilung am wachsenden Hüftgelenk nach Heimkes

(in: Heimkes B. et al (1993) Forces acting on the juvenile hip joint in the one-legged stance. J. Pediatr Orthop 13(4) (52))

Im Weiteren wurde analog zum Hüftmodell nach Pauwels die gewonnenen Erkenntnisse eingearbeitet, wodurch neben der Hüftgelenksresultierenden R eine weitere Kraftresultierende R_T als Summe des Muskelvektors M der Mm. Glutaei maximus, medius, minimus, und dem Muskelvektor M_{fsc} , festgesetzt wurde. Der Vektor M_{fsc} wurde aus der Traktusspannung als auch den Muskelkräften der Kniegelenksstrecker, welche über den M. vastus lateralis mit der Trochanterapophyse verbunden sind, errechnet.

Die Resultierende R_T kontrolliert somit die Entwicklung der Trochanterapophysenplatte, die sich immer im senkrechten Winkel zu der auf sie einwirkenden Kraft ausrichtet. Die Größe der Resultierenden kann wiederum über das Kräfteparallelogramm berechnet werden. Im Laufe des Wachstums nimmt der Betrag der Trochanterresultierenden zu (Heimkes (50)).

Die Trochanterapophyse wird durch die Resultierende R_T zu einem kranio-lateralen Wachstum angeregt, hierdurch wird die Richtung der Muskelresultierenden M und der Hüftresultierenden R als auch der CCD-Winkel festgelegt. Die Stimulation der Trochanterapophyse führt dann zu einer Varisierung des Schenkelhalses (Heimkes et al. (51)).

2.1.5.1.3 Weitere Ausarbeitungen bzw. Erweiterungen des Pauwel'schen Hüftmodells:

Das Inman'sche Hüftmodell (60), welches Inman erstmals 1947 vorstellte, zeigt sich weitgehend identisch zu dem von Pauwels erarbeiteten Modell, hier war die Relation von Muskelkraft und Gelenk mit ihrer mathematischen Beschreibung im Vordergrund. Kummer (78) und Amtmann u. Kummer (3) legten schließlich ein Belastungsmodell unter Einbeziehung aller geometrischen Daten des Becken-Bein-Skeletts vor. Kummer konnte die tragende Fläche des Kugelgelenks und die

Verteilung der Spannung anschaulich darstellen (78). Er stellte heraus, dass die Kontaktfläche nicht mit der tragenden Fläche gleichzusetzen ist, da nur die Kräfte übertragen werden, welche senkrecht auf die Fläche treffen. Hamacher und Roesler erstellten ein erstes Rechenprogramm zur Feststellung der Belastung des Hüftgelenkes (45). Brinckmann et al. (16) entwickelten auf der Grundlage der biostatistischen Analyse des Hüftgelenks von Amtmann und Kummer sowie Roesler und Hamacher ein Computerprogramm zur Berechnung der operativ veränderten Hüftgelenksbelastung. Im Weiteren arbeiteten Legal, Reinecke und Ruder (84, 85, 86) an einer Erweiterung und Effektivierung der Rechenmodelle. Legal et al. reduzierten schließlich die geometrische Gelenkdatenerfassung auf eine 2-dimensionale Beckenübersichtsaufnahme.

2.1.5.1.4 Kräfteverteilung bei normaler Pfanne

Eine normal ausgebildete horizontal übergreifende Hüftpfanne vorausgesetzt, erfolgt die Beanspruchung der Hüftpfanne lediglich durch Druck, da die Krafteinwirkung zentrisch-symmetrisch ausgerichtet ist. Ein intakter Knorpel ist in der Lage, Druck auszugleichen und eine gleichmäßige Verteilung des Drucks auf die gesamte Tragfläche zu bewirken (Tschauener (140))

2.1.6 Belastungsphysiologie

An dieser Stelle soll auf den bedeutenden Unterschied zwischen den beiden Begriffen *Beanspruchung* und *Belastung* aufmerksam gemacht werden.

Pauwels (108) versteht unter der **Belastung** die auf einen Körper einwirkenden äußeren Kräfte, welche der Summe der Kräfte, die von der Pfanne auf den Hüftkopf übertragen werden, entspricht. Sie werden durch die Hüftresultierende R repräsentiert. Als zeitlich veränderliche Größe ist sie zudem von der Zugkraft von Muskeln, Sehnen und Bändern abhängig, welche eine Verbindung der unteren Extremitäten mit dem Rumpf darstellen. Weiterhin ist die Belastung von Trägheitskräften abhängig, welche vom Rumpf über das Hüftgelenk auf die unteren Extremitäten übertragen werden (Brinkmann et al. (16)).

Die **Beanspruchung** hingegen versteht sich als ein Sammelbegriff für die Auswirkung der äußeren Kräfte im Material, also die durch die Belastung hervorgerufenen Verformungen und Spannungen im Material (Toennis (136)). Sie ist damit abhängig von Betrag und Richtung der Belastung (somit aller Kräfte, die auf das Gelenk einwirken), sowie von der Form und Anordnung von Hüftkopf und Pfanne. Die Beanspruchung des Hüftgelenks ergibt sich nach Debrunner (23) aus der Resultierenden von Körperlast und Muskelkraft.

Weiterhin führte Kummer (78) eine Abhängigkeit der Beanspruchung, als der größten in der Gelenkfläche auftretenden Spannung, von der Lage der Wirkungslinie der Resultierenden innerhalb der Gelenkfläche, an. Die Beanspruchung stellt somit auch die relevante biologisch wichtige Größe dar, wenn es darum geht, die Auswirkung mechanischer Einflüsse auf das Hüftgelenk zu beurteilen (Brinkmann et al. (16)). Pauwels unterteilt die Beanspruchung in Druck-, Biege- und Schubbeanspruchung.

Eine zu starke Druck- oder Zugbelastung (außerhalb des physiologischen Bereichs) führt zu Funktionsverlust bzw. Distractionsepiphyseolyse; das Längswachstum wird bei pathologisch erhöhtem Druck gehemmt. Eine intermittierende Druckbeanspruchung im physiologischen Bereich stimuliert wiederum das enchondrale Wachstum (Mau (95)).

Die abwechselnde Be- und Entlastung bis zum Schwellendruckwert (bei dem gerade noch bzw. nicht mehr eine Wachstumsrate zu verzeichnen ist) gilt somit als Stimulus für die enchondrale Ossifikation. Weiterhin ist diese gezielte Be- und Entlastung der Gelenke im Sinne einer funktionellen Beanspruchung als strukturerhaltender Reiz notwendig und fördert eine optimale Gelenktrophik (sog. physiologisches Durchbewegen). Man spricht im Allgemeinen von einer ökonomischen Beanspruchung des Binde- und Stützgewebes.

2.1.6.1 Der menschliche Gang

Inman (61) verglich den menschlichen Gang mit der Bewegung eines schwach ovalen Rades, welches leicht schlingert und dessen Achse im Hüftgelenk liegt. Sowohl in vertikaler als auch in seitlicher Richtung vollführt der Körperschwerpunkt annähernd sinusförmige Schwingungen.

Er definierte folgende sechs Determinanten für den normalen Gang:

- Beckenrotation um die vertikale Achse
- Seitneigung des Beckens
- Hüft- und Kniegelenksbeugung während der Standphase
- aktives Fußgelenk
- Zusammenspiel der Kniegelenksbeugung mit der Rotation von Unter- und Oberschenkel während der Standphase
- Seitliche Verlagerung des Beckens

Die Beckenrotation als Determinante des normalen Gangs führt hierbei zu einer Verringerung der vertikalen Auslenkung des Körperschwerpunkts, dies wird auch durch die Seitneigung des Beckens während des Gehens hervorgerufen. Die im Anschluss an das Auftreten erfolgte Kniebeugung dämpft den Aufprall und verringert die Auslenkung des Schwerpunkts. Durch das in den Gehprozess stark eingebundene Sprunggelenk wird ebenfalls ein zu stark wechselnder Körperschwerpunkt vermieden und eine Energieoptimierung hervorgerufen. Weiterhin wird hierdurch das bestehende Gleichgewicht beim Gehen unterstützt.

2.1.6.1.1 Der Gangzyklus

Die Belastungsphysiologie, also die Abhandlung der körperlichen Abläufe unter der Komponente der Belastung, ist nicht nur von den wirkenden Kräften, als auch vom Zeitfaktor beeinflusst. Der Zeitfaktor in Bezug auf den **menschlichen Gang** setzt sich aus der Cyclusfrequenz, -länge und -modulation zusammen. Die *Cyclusfrequenz* stellt die Anzahl der Schritte in einem bestimmten Zeitabschnitt dar und beträgt bei einer durchschnittlichen Schrittgeschwindigkeit (Wanderschritt) für

einen Erwachsenen 110-120 Einzelschritte/min, im Vergleich zu 180 Schritte in der Minute beim einjährigen Kind (Keen (68)). Die *Zykluslänge*, welche als die Dauer eines Schrittes angesehen wird, also die Zeit für einen Doppelschritt, beträgt bei gleicher Schrittart im Erwachsenenalter 0,9-1,0 sec.

Im Allgemeinen wird der Gangzyklus in eine Standphase und eine Schwungphase unterteilt, wobei erstere 61% und letztere 39% einnimmt (*Zyklusmodalität*) (Debrunner und Hepp (24)). Die Standphase lässt sich weiter in die Fersenkontaktphase, Sohlenkontakt-, Fersenablösungs- und Zehenablösungsphase einteilen. Eine Überlappung ergibt sich am Ende der der Standphase, da hier kurzzeitig beide Beine den Boden berühren. Die Dauer dieser Phase hängt von der Geschwindigkeit des Gehens ab, bei zunehmender Geschwindigkeit reduziert sie sich. So beginnt ein männlicher Erwachsener ab einer Schrittzahl von 140 Schritten pro Minute zu laufen, die Doppelstandphase wird dann durch eine Schwebphase ersetzt, hierdurch unterscheidet sich das Laufen vom Gehen (Beckers und Deckers (7)). Beim Gehen zeigt sich auch die Standbeinphase im Vergleich zum Laufen vergrößert, der Zweibeinstand ist häufiger und somit auch die Entlastung des Hüftgelenkes höher als beim Laufvorgang, zumal beim Laufen die axiale Stauchung zunimmt.

2.1.6.1.2 Muskelaktivität am Hüftgelenk und Krafteinwirkung während des Gangzyklus

Das Gehen stellt nach Forssmann (32) ein abwechselndes Kontrahieren und Erschlaffen antagonistischer Muskelgruppen dar. Der Muskel an sich weist je nach bestimmenden Funktionsstatus einen unterschiedlichen Spannungszustand, den Tonus auf. Um eine Bewegung auszuführen, muss zunächst der Widerstand durch den Tonus des Antagonisten sowie die Schwerkraft überwunden werden. Es kommt hier jedoch noch nicht zu einer Verkürzung, sondern nur zur Spannungserhöhung durch Kontraktion, diese Kontraktion wird als isometrisch bezeichnet. Die nun folgende Verkürzung wird weiterhin als isotonische Kontraktion benannt. Abschließend erfolgt die Muskeldehnung durch Antagonisten sowie die Schwerkraft.

Im Folgenden soll die Muskelaktivität während des Gangzyklus in der **sagittalen** und der **frontalen Ebene** dargestellt werden (Beckers und Deckers (7)).

Während der *Fersenkontaktphase* führen M. gluteus maximus und die ischiocrurale Muskulatur in der **sagittalen** Ebene zu einer Behinderung der weiteren Flexion im Hüftgelenk, sowie zu einer leichten Knieflexion im Verlauf. Der Muskel quadriceps femoris erweitert die Flexion des Kniegelenkes.

In der *Fußsohlen-Boden-Kontaktphase* erfährt die Hüfte ein Streckung durch den M. gluteus maximus und die ischiocrurale Muskulatur, die weitere Flexion des Kniegelenkes wird wiederum durch den M. quadriceps femoris herbeigeführt.

Die Knieextension in der *mittleren Standphase* wird nun vom M. soleus übernommen.

In der *Fersenablösung* hat der M. iliopsoas die führende Rolle inne und kontrolliert den Übergang von Extension in die Flexion am Hüftgelenk. Die Innervation des Muskels beginnt 80-120 msec. vor Abhebung der Zehen und wird während der ersten Hälfte der Schwungbeinphase beibehalten, womit dem Iliopsoas eine Starterfunktion am Schwungbein zukommt. Am Kniegelenk ist der M. gastrocnemius als Antagonist einer weiteren Knieextension wirksam.

Die nun folgende *Zehenablösungsphase* bezieht den M. rectus femoris, als Aktivator der Hüftgelenksflexion stärker mit ein.

In der *Beschleunigungsphase* führt die Aktivität der Hüftflexoren zu einer Bewegung des Beines nach vorne.

Aufgrund der Pendelbewegung gelangt das Knie in der *mittleren Schwungphase* in die Extension. In der *Abbremsphase* sind wiederum der M. gluteus maximus und ischiocrurale Muskulatur aktiv und verhindern eine weitere Flexion im Hüftgelenk, ebenso führen sie zu einer Stabilisierung der Kniestreckung.

Die Bewegung in der **frontalen** Ebene ist vor allem durch die Varus- oder Valgusstellung gekennzeichnet. Zur Verhinderung der Varusstellung, welche bei einer maximalen Verlagerung des Beckens nach lateral zu verzeichnen ist, sind der M. gluteus minimus und medius sowie der M. tensor fasciae latae (Abduktorenmuskulatur) zu erwähnen. Bei einer Schwäche dieser Muskelgruppe ist das Trendelenburg-Phänomen die Folge. Während der gesamten Schwungphase wird der M. adductor magnus mit geringer wechselnder Intensität eingesetzt, der M. adductor longus während der Standphase.

Vom Ende der Schwungphase bis zum letzten Drittel/ Viertel der Standphase findet sich eine Aktivität der Gluteen (Baumann (5)).

Nachdem nun die muskuläre Komponente beleuchtet wurde, soll hier auch noch auf die Summe der Krafteinwirkung eingegangen werden. Die größte Kraftübertragung erfolgt nach Baumann (6) beim Auffangen des Schrittes in der frühen Standphase als auch beim Antrieb in der späten Standphase:

Am Ende der Schwungphase verursacht das Abbremsen der Trägheitsmassen von Ober- und Unterschenkel einen starken Druck des Femurkopfes nach vorne, dies wiederum führt zu einer nach hinten gerichteten Reaktionskraft, welche vom ventromedialen Anteil des Acetabulums und von Weichteilen übertragen wird.

In der ersten Hälfte der Standphase prallt das Körpergewicht abzüglich des Standbeines gegen das anstehende Bein, wodurch ein Schub nach vorne mit ca. 39% des Körpergewichtes erzeugt wird. In der Standphasenmitte finden sich keine a.-p. Schubkräfte. In der folgenden Antriebsperiode bilden die Massenträgheit des Körpers sowie der aktive Schub der Beinmuskulatur Kraft und Gegenkraft, wodurch eine nach hinten ausgerichtete Reaktionskraft auf den Femurkopf wirkt. Hier ergibt sich lediglich eine Krafteinwirkung von 17% KG (Baumann (6)).

Im beidseitigen Stand tritt aufgrund fast ausschließlicher statischer Belastung beinahe keine Druckbelastung durch Muskelanspannung auf das Hüftgelenk auf. Der Schwerpunkt des Oberkörpers befindet sich vertikal über der Mitte der Hüftachse (Baumann (5)).

Der *Körperschwerpunkt* stellt eine wichtige Komponente bei der Fortbewegung dar. Eine Verlagerung desselben hängt direkt mit der Gehgeschwindigkeit zusammen. Je schneller die Bewegung, desto größer die Verlagerung in der Senkrechten, umso mehr Energie wird verbraucht. Auch eine Störung am Bewegungsapparat hat einen höheren Energiebedarf zur Folge. So verlagert beispielsweise ein Patient mit einer Oberschenkelprothese mit festgestelltem Knie seinen Körperschwerpunkt mehr und verbraucht daher mehr Energie als ein gesunder Mensch, etwa die

doppelte Energie wird hierbei benötigt (Beckers und Deckers (7), Koopman (72)). Neben der vertikalen Verlagerung existiert auch eine laterale, welche die Schrittbreite darstellt. Eine Vergrößerung der Schrittbreite hat eine größere laterale Verlagerung des Beckens zur Folge, wie es z.B. beim Abduktionsschritt von Oberschenkelamputierten oder bei Patienten mit Gleichgewichtsproblemen der Fall ist. Auch bei Kindern ist ein breiterer Schritt zu verzeichnen.

2.1.6.1.3 Der kindliche Gang

Um jedoch zum „reifen“ **Gang** zu gelangen, sind mehrere Entwicklungsphasen nötig. Die Parameter des reifen Ganges setzen sich nach Sutherland et al. (133) aus der Dauer des Einbeinstandes, der Schrittlänge, des Rhythmus, der Geschwindigkeit als auch aus dem Verhältnis aus der Spannweite des Beckens zur Distanz der Sprunggelenkszentren zusammen. Während der kindlichen Entwicklung vom ersten Stehen mit 11-15 Monaten bis zum reifen Gang, sind diese Parameter einem Wandel unterzogen. Der Gang bei Kindern bis 4 Jahre ist nach Sutherland (132) kontrolliert durch das Wachstum als auch durch die zentralnervöse Reifung, das Wachstum allein ist jedoch im Weiteren die Ursache der folgenden Veränderungen.

Betrachtet man die einzelnen Bestandteile des Gehens während des kindlichen Wachstums, so steigt zum einen die Dauer des *Einbeinstandes* von 32% als Einjähriger auf 38% beim Vierjährigen an. Die *Schrittlänge* vergrößert sich ebenso mit dem Alter und der wachsenden Extremität, wobei die Schrittzahl bei einem einjährigen zum Beispiel mit 180 Schritten /Minute deutlich höher ist, als beim Erwachsenen (Keen (68)). Es ist weiterhin erwähnenswert, dass Kinder nach und nach mehr den Spielraum der möglichen Hüftbeugung ausnutzen und längere Schritte machen. Weiterhin wäre von Bedeutung, dass eine Zunahme der Schrittlänge zu einem erhöhten Anteil des *Einbeinstandes* am Gangzyklus führt.

Ein weiterer Parameter des Ganges wäre der *Rhythmus*, welcher im zeitlichen Verlauf abnimmt. Die *Geschwindigkeit* hingegen nimmt stark bis zu einem Alter von 3,5 Jahren zu, anschließend kommt es nur noch zu einem leichten Anstieg der Geschwindigkeit. Das vorab geäußerte Verhältnis von Beckenspannweite zu Sprunggelenksdistanz nimmt bis zum 4. Lebensjahr zu. Im Alter von 4 Jahren ist das Verhältnis zwischen den Zeit/Distanz-Parametern fixiert, so dass die Schrittlänge und die Geschwindigkeit proportional zur Beinlänge ansteigen. Norlin (105) hingegen legte ein Alter von 8-10 Jahren fest, bis zu dem es noch zu maßgeblichen Veränderungen kommen sollte.

Hinsichtlich der Beinstellung während eines Gangzyklus bleibt nach Friedrich (34) festzustellen, dass ein Kind im Vergleich zu einem Erwachsenen das Knie in der mittleren Standphase als auch in der Schwungphase mehr gebeugt hält. Dieses noch nachweisbare Beugemuster und die stärkere Aktivität des M. psoas führt zu einer starken Lendenlordose bei hochgradiger Beckenkipfung. Weithin sind die Bewegungsbereiche der Hüfte in Neigung und Rotation größer, ebenso die Adduktion in der Standphase.

Cupp (22) zeigte bei seinen Vergleichen des kindlichen und erwachsenen Ganges auf, dass sich bei Kindern ein vermindertes Abduktionsmoment (Abduktion in % des Gangzyklus sowie Ausmaß der Abduktion) zeigt, die Plantarflexion vermindert ist, sowie ebenso, wie bereits erwähnt, eine

verminderte Kniegelenksstreckung besteht.

Keen (68) gab hingegen bei dem Gang eines 3-jährigen Kindes im Vergleich zum Erwachsenengang eine leicht vergrößerte Hüftabduktion, sowie eine vermehrte Beugung im Kniegelenk an.

2.1.6.2 Beanspruchungsformen

Es werden fünf Hauptformen der motorischen Beanspruchung unterschieden: Kraft, Koordination, Flexibilität, Schnelligkeit und Ausdauer.

Koordination		Flexibilität		Kraft		Schnelligkeit		Ausdauer	
intra- muskulär	inter- muskulär	statisch	dynamisch	statisch	dynamisch	Grund- lagen- schnelligkeit	Schnel- ligkeits- ausdauer	lokal	allgemein
					konzentrisch /exzentrisch			aerob / anaerob	aerob / anaerob

Abb. 8.: Die fünf Hauptbeanspruchungsformen und ihre Unterteilungen (Hollmann und Hettinger (56))

Weiterhin wird eine Aufteilung in konditionelle Eigenschaften und koordinativen Eigenschaften beschrieben (Weineck (143)). Die konditionellen Eigenschaften stellen im Allgemeinen die materielle Basis der koordinativen dar. Es bestehen jedoch enge Wechselbeziehungen zwischen den Eigenschaften.

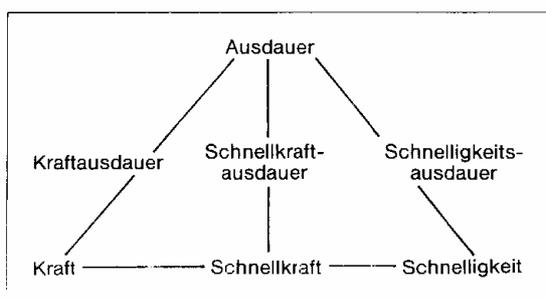


Abb. 9: Wechselbeziehungen der konditionellen physischen Leistungsfaktoren (in: Weineck J. (1986) Sportbiologie, Band 27, Perimed Fachbuch-Verlagsgesellschaft mbH, Erlangen (143))

2.1.6.2.1 Konditionelle Eigenschaften (beruht auf energetischen Prozessen):

- Ausdauer:

Nach dem Größenumfang der eingesetzten Muskulatur wird in **lokale** und **allgemeine** Ausdauer getrennt. Unter der Ausdauer im Allgemeinen wird die Fähigkeit verstanden, eine bestimmte Leistung über einen möglichst langen Zeitraum aufrechterhalten zu können und sich nach psychischen und physischen Belastungen rasch wieder zu erholen (Hollmann und Hettinger (56)). Kurz, die Ausdauer bildet die Summe aus der Ermüdungswiderstandsfähigkeit und der raschen Wiederherstellungsfähigkeit.

Die Ausdauer lässt sich je nach Betrachtungsweise im Sinne des Muskelaspektes (allgemeine und lokale Ausdauer), der Sportspezifität (allgemeine und spezielle Ausdauer), der muskulären Energiebereitstellung (aerobe und anaerobe Ausdauer) und der Zeitdauer (Kraft-, Schnellkraft- und Schnelligkeitsausdauer) unterteilen.

Beim Kind nimmt die absolute Ausdauerleistungsfähigkeit (ausgedrückt durch Herzgröße und max. Sauerstoffaufnahme) mit zunehmendem Alter zu, die relative Ausdauerleistungsfähigkeit bleibt jedoch im Verlauf weitgehend gleich, da das Körperwachstum und das Organwachstum (z.B. das Herz) sich gleichermaßen entwickeln.

Das Trainieren der Ausdauer steht in der Entwicklung des Kindes im Vordergrund. Wenn in der Zeit der Pubeszenz die funktionelle Anpassungsfähigkeit nicht ausreichend beansprucht wird, ist die volle Entwicklung der Ausdauerleistungsfähigkeit nicht erreichbar.

- Kraft:

Vorweg muss hier die allgemeiner Definition der Kraft genannt sein, wobei eine **Kraft** die Veränderung eines Ruhe- oder Bewegungsstatus beinhaltet. Die Maßeinheit der Kraft ist in Newton anzugeben. Aufgrund der beteiligten Muskulatur lässt sich eine Unterteilung in *allgemein* (entspricht dem entwickelten Kraftniveau der Hauptmuskelgruppen) und *lokal* (entspricht dem Einsatz einzelner Muskeln) durchführen.

Die Sportartspezifität führt zu einer Unterteilung in *allgemein* und *speziell*, die Arbeitsweise führt zu einer Aufteilung in *dynamisch* (es erfolgt eine Längenveränderung des Muskels) und *statisch* (hier wird nur Spannung entwickelt). Die dynamische Muskelarbeit lässt sich wiederum in eine *dynamisch positive* bzw. *konzentrische* Arbeit mit Verkürzung der Muskulatur und eine *dynamisch negative* bzw. *exzentrische* Arbeit, mit Verlängerung der Muskulatur, unterteilen. Die statische Kraft ist aber eng verknüpft mit der dynamischen Kraft und bestimmt daher entscheidend deren Ausprägungsgrad. Die statische Kraft ist weiterhin stets größer als die dynamische Kraft. In diesem Zusammenhang ist auch eine reaktive Arbeitsweise der Muskulatur im Sinne einer nachgebenden Arbeit zu erwähnen.

Ebenso bestehen unterschiedliche Erscheinungsformen der Kraft wie die Maximalkraft, Schnellkraft oder Kraftausdauer. Die Maximalkraft entspricht hier der höchstmöglichen Kraft, die das Nerv-Muskel-System bei maximal durchgeführter Kontraktion ausüben kann. Als Schnellkraft wird das Vermögen, große Kraftwerte pro Zeiteinheit auszubilden bezeichnet. Als Kraftausdauer ist die Fähigkeit gemeint, bei einer bestimmten Wiederholungszahl von Kraftstößen innerhalb eines definierten Zeitraumes die Verringerung der Kraftstoßhöhen möglichst gering zu halten (Ermüdungswiderstandsfähigkeit bei lang andauernden Kraftbelastungen) (Martin et al. (91)). Auch beim Kind ist eine Trainierbarkeit der Kraft gegeben. Bereits im Kindesalter sind

entsprechende Entwicklungsreize bezüglich des Haltungs- und Bewegungsapparates dringend erforderlich um später die potenzielle Leistungsfähigkeit zu erreichen.

- Schnelligkeit:

“Als Schnelligkeit wird die Fähigkeit bezeichnet, aufgrund der Beweglichkeit der Prozesse des Nerv-Muskel-Systems und des Kraftentwicklungsvermögens der Muskulatur motorische Aktionen in einem, unter den gegebenen Bedingungen minimalen Zeitabschnitt, zu vollziehen“. Schnelligkeit ist somit sowohl eine konditionelle als auch eine koordinative Fähigkeit. Im Rahmen der Schnelligkeit müssen die Begriffe Grundschnelligkeit und Schnelligkeitsausdauer erwähnt werden. Unter der Grundschnelligkeit versteht man die maximal erreichbare Geschwindigkeit in einem zyklischen Bewegungsablauf. Die Schnelligkeitsausdauer umfasst die Fähigkeit, nach Erreichen einer maximalen Schnelligkeit (zyklische Bewegungen), dem Geschwindigkeitsabfall entgegenzuwirken beziehungsweise Bewegungsgeschwindigkeiten bei wiederholter azyklischer Bewegung aufrecht zu erhalten.

Eine Verbesserung der Schnelligkeit ist zum Teil durch eine vermehrte Muskelkraft insbesondere in der Beschleunigungsphase begründet. Ein Kraftzuwachs führt daher teilweise zu einer Steigerung der Schnelligkeit.

Auch bei der Schnelligkeit ist ein frühzeitiges Training erforderlich, um im späteren Leben keine Defizite zu erzeugen. Die maximale Schnelligkeit im Sinne der Laufgeschwindigkeit ist bei untrainierten Mädchen im 15.-17. Lebensjahr bei Jungen im 20.-22. Lebensjahr erreicht.

2.1.6.2.2 Koordinative Eigenschaften (beruht auf zentral-nervösen Steuer- und Regelungsprozessen).

- Koordination:

Koordination ist das Zusammenspiel des Zentralnervensystems und der Skelettmuskulatur innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufes. Unterschieden wird die Koordination in eine intramuskuläre und eine intermuskuläre Koordination. Unter ersterer ist das Nerven-Muskel-Zusammenwirken innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufes in einem einzelnen Muskel zu verstehen. Die intermuskuläre Koordination stellt hingegen das Zusammenwirken verschiedener Muskeln bei einem gezielten Bewegungsablauf dar.

- Flexibilität:

Flexibilität (Gelenkigkeit) ist der willkürlich mögliche Bewegungsbereich in einem oder mehreren Gelenken. Als weitere Synonyme sind Beweglichkeit und Biegsamkeit gebräuchlich. Die passive Flexibilität ist stets größer als die aktive. Wiederum gibt es eine Unterteilung in aktiv-statische und aktiv-dynamische Beweglichkeit.

In der frühen Kindheit ist die natürliche Flexibilität größer als zum Beispiel im Alter von zehn bis zwölf Jahren. Nach dem dritten Lebensjahrzehnt beginnt sie in Abhängigkeit vom Alter und des Trainings abzunehmen.

2.1.7 Radiologische Darstellung

Um eine Beurteilung des Hüftgelenkes in seiner Entwicklung durchzuführen und Erkrankungen im Bereich der Hüfte diagnostizieren zu können, sind exakt durchgeführte Röntgenbilder anzufertigen. Entsprechende Bezugspunkte und Hilfslinien dienen zur weiteren Diagnostik und sollen im Folgenden definiert werden.

2.1.7.1 Ideale Röntgenposition

Für eine exakte Ausmessung des Hüftgelenkes ist eine genauestens angefertigte Röntgenaufnahme als Grundlage erforderlich. Eine der häufigsten verwandte Aufnahme stellt die Beckenübersichtsaufnahme dar, welche einer anterior-posterior Aufnahme beider Hüftgelenke entspricht. Die Lagerung des Patienten sollte bei gestreckten Hüftgelenken und streng paralleler Stellung der Beine erfolgen. Eine Mittelstellung zwischen Innen- und Außenrotation, somit eine Neutral-0-Stellung, ist nach Rippstein (117), unbedingt erforderlich, um etwaige Fehlbestimmungen von Hüftwerten zu vermeiden. Weiterhin sollten die Darmbeinschaukeln und die Foramina obturata annähernd seitensymmetrisch dargestellt werden, um keine „Verdrehung“ zu erzeugen (Dihlmann (25)). 1910 wurde jedoch von Weber gefordert, nur Aufnahmen zu verwenden, welche bei Innenrotation des Beines gemacht wurden, da sonst der CCD-Winkel infolge der hochgradigen Torsion des oberen Femurendes vergrößert wiedergegeben wird (Weber (142)). Auch Dihlmann fertigte Röntgenaufnahmen mit 20° innenrotiertem Bein an. Es wird

hierdurch die Problematik aufgezeigt, dass bei einer Aufnahme von parallelen Extremitäten lediglich der projizierte CCD-Winkel aufgrund der vorhandenen Antetorsion dargestellt werden kann. Bei einer nach Weber beschriebenen Methode ist annähernd der reelle Winkel zu erreichen. Um den reellen Winkel aus den in Neutral-0-Stellung (sowie einer axialen Antetorsionsaufnahme nach Rippstein) angefertigten Aufnahmen zu erfahren, bedarf es einer weiteren Berechnung nach Rippstein und Müller (117) mittels Umrechnungsformel bzw. Umrechnungstabellen.

2.1.7.2 Definition der verwandten Winkel und Meßstrecken am Acetabulum

Als Grundvoraussetzung zur Vermessung diverser Winkel am Hüftgelenk gilt die Definition der Hilgenreinerschen Linie. Diese Beckenhorizontale verbindet die beiden Y-Fugen und wurde in dieser Weise erstmals 1925 von Hilgenreiner (54) festgesetzt. Genauer gesagt, werden die unteren äußeren Ecken des vom Os ilium gebildeten Acetabulums miteinander verbunden.

2.1.7.2.1 Sharp-Ullmann-Winkel

Der **Sharp-Ullmann-Winkel** als Pfannenneigungswinkel zur Horizontalebene erlaubt eine Beurteilung des Pfannendaches. Er wird konstruiert, indem eine Grundlinie durch die distalsten Punkte der Köhler-Tränenfiguren (unterster Punkt der Incisura acetabuli) gezogen wird. Eine weitere Gerade, welche die äußerste Kante des Pfannendaches mit der Tränenfigur verbindet, schneidet die oben genannte Grundlinie und stellt so den zu konstruierenden Winkel dar. Diese Grundlagen basieren auf den Angaben von Ullmann (141) und Sharp (127). Tönnis (136) beschrieb den Pfannenöffnungswinkel bzw. Pfanneneingangswinkel als einen Indikator für die Neigung der Pfanne nach latero-kaudal. Idelberger und Frank (58) kritisierten jedoch die Brauchbarkeit dieses Winkels, da zum einen die Tränenfigur keineswegs auf allen Röntgenaufnahmen sichtbar ist, und zum anderen die Winkelgrößen verschiedener Altersstufen erhebliche Abweichungen voneinander aufweisen.

Ullmann (141) gab bei Kindern bis zu 10 Jahren einen Maximalwert von 45° an, Stuhlberg und Harris (131) beschrieben einen Sharp-Ullmann-Winkel von 43° als normal. Zippel (149) fand bei 1 bis 2-Jährigen einen Winkelwert von 47°, mit zunehmendem Alter verringert er sich auf 39,5° bei über 20-Jährigen.

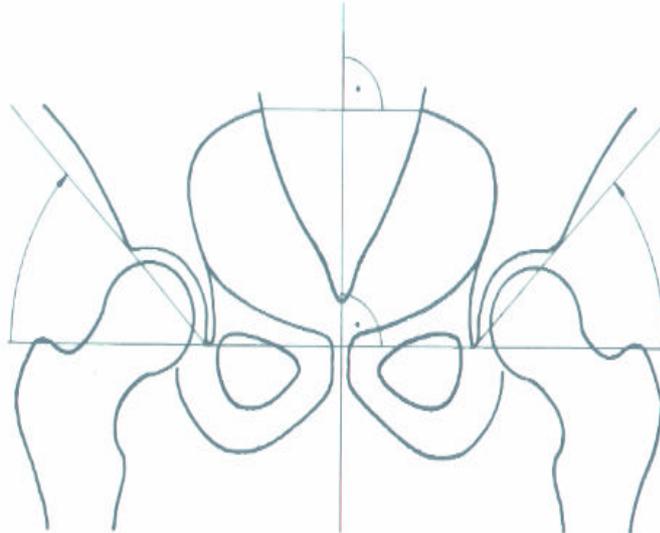


Abb. 10: Messung des Pfannenneigungswinkels zur Horizontalebene nach Ullmann und Sharp (in: Tönnis (1984) *Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation*, S. 120, Springer-Verlag, Berlin (136))

2.1.7.2.2 AC-Winkel

Ein weiterer, das Pfannendach betreffender Winkel stellt der **Acetabulum Winkel (AC-Winkel)** dar. Der AC-Winkel ist ein Gradmesser für die Steilheit des Hüftpfannendaches. Dieser Winkel wurde erstmals von Hilgenreiner 1925 (54) eingeführt, wobei die Y-Linie (Hilgenreinersche Linie) als Grundlinie fungiert. Eine Gerade von der seitlichen knöchernen Begrenzung des Pfannendaches auf die Hilgenreinersche Linie schließt mit dieser den AC-Winkel ein. Tönnis (138) beschrieb, dass bei der Konstruktion des Winkels wichtig ist, den lateralen Punkt des Pfannendaches genau festzulegen. Um Fehlbeurteilungen, welche aufgrund Lagerungsfehler zustande kommen könnten, zu vermeiden, gilt es, die Gerade derart zu konstruieren, dass sie sich durch den medialen Schnittpunkt der vorderen und hinteren Pfannenkonturlinie und den seitlichen Schnittpunkt definiert. Dadurch kann die Beeinflussung durch Kippungen und Drehungen des Beckens wesentlich vermieden werden.

Der Acetabulum Winkel erlaubt eine Aussage über die Steilheit der Hüftpfanne. Als Acetabulum Index wird ein vergleichbarer Winkel von Kleinberg und Lieberman (69) 1936 bezeichnet. Durch den Gebrauch von Pfannenwinkel oder Pfannenneigungswinkel in der Literatur ist jedoch die Gefahr einer Verwechslung mit dem oben aufgeführten Winkel nach Sharp und Ullmann gegeben. Eindeutig messbar ist dieser Winkel jedoch nur bis zu einem Alter von 12-14 Jahren, da die Y-Fuge in diesem Alter zu verschmelzen beginnt (Toennis (137)). Im weiteren Verlauf ist dann empfehlenswert, die untersten Endpunkte der Sklerosierungslinien zur Horizontallinie zu verbinden. In der Literatur wurden von Hilgenreiner (54) Normalwerte von 28-35° angegeben, Jorysz (66) kam zu ähnlichen Werten im Rahmen ihrer Vermessungen (25-35°), bei zunehmendem Alter fand sie jedoch sogar eine Verkleinerung des Winkels bis nahezu 0°. Massie (92) beschrieb bei 1 bis 15-jährigen Patienten 9-21° als normal.

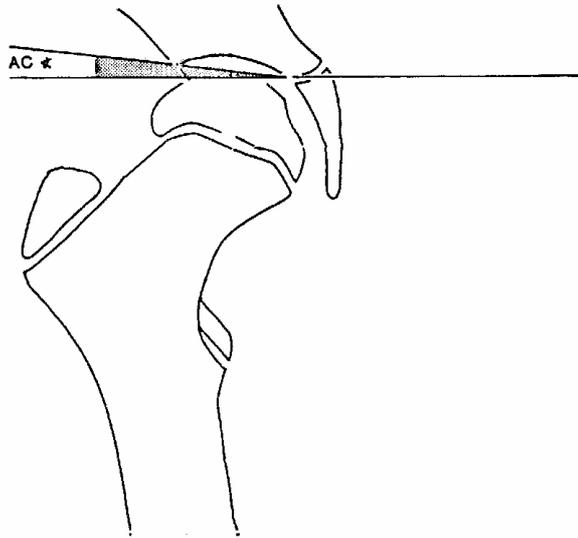


Abb. 11: Acetabulum Winkel (AC-Winkel)

(modifiziert nach Jorysz (1990) *Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks - eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung*, S. 45, Dissertation, LMU-München (66))

Eine Alternative könnte noch der **ACM-Winkel** sein, eingeführt von Idelberger und Frank (58), da dieser sich als nahezu unabhängig von der Beckendrehung darstellt. Wie in der aufgeführte Skizze dargestellt, bildet der Punkt A den Pfannenerker, der Punkt B entspricht dem untersten Punkt des Pfannenrandes, an welchen die Incisura acetabuli heranreicht. Weiterhin stellt der Punkt M die Mitte der Verbindungslinie AB dar, der Punkt C ergibt sich durch den Schnittpunkt eines Lotes vom Punkt M mit dem Pfannengrund. Jedoch gibt nach Brückl (17) der ACM-Winkel wenig Aufschluss über wachstumsbedingte Veränderungen am Pfannendach. Dieser Winkel spiegelt eher Veränderungen, das Acetabulum im Ganzen betreffend, wieder.

Bei der Konstruktion des Winkels ist darauf hinzuweisen, dass, wie Idelberger und Frank (58) aufzeigten, der im Röntgenbild sichtbare laterale Pfannenrand keineswegs als dieser anzusehen ist, da hier nur die Abbruchkante der dachbildenden Iliumfläche sichtbar wird, der vordere Pfannenrand als solcher, jedoch unsichtbar bleibt und sich in der Spongiosa des Iliumkernes verliert. Etwas dorsal von dem Übergang, an dem der Beckenkamm in den Pfannenrand übergeht, ist daher der Bezugspunkt des Pfannenrandes zu wählen. Dieser ist zudem als höchster Punkt des Pfannendaches anzusehen.

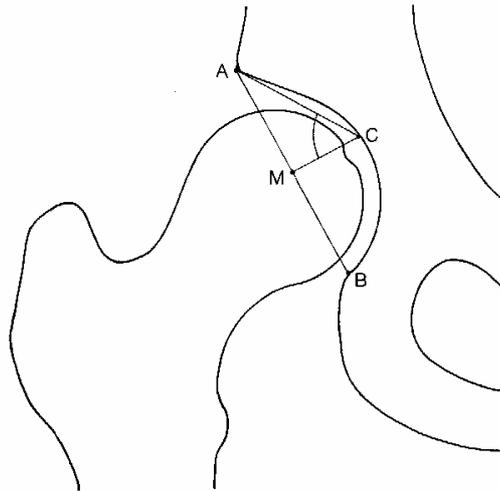


Abb. 12: Pfannendachwinkel nach Idelberger und Frank (ACM-Winkel)

(in: Tönnis D. (1984) *Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation*, S. 125, Springer-Verlag, Berlin (136))

2.1.7.2.3 CE-Winkel

Ein weiterer, die Hüftpfanne beschreibender Winkel, ist der **CE-Winkel**, der Zentrum-Ecken-Winkel nach Wiberg. Er ist ein Indikator für die Hüftüberdachung. Somit stellt er ein Maß für die Größe der tragenden Fläche der Pfanne dar, wenn eine senkrechte Einfallrichtung der Belastung vorausgesetzt wird (Brinkmann et al. (16)). Wiberg (146) konstruierte 1939 eine Linie durch die Hüftkopfmittel parallel zur Körperlängsachse und ließ diese eine Linie ausgehend vom lateralen Pfannendach zum Hüftkopfbereich schneiden. Somit hängt der CE-Winkel von der Breite des Hüftpfannendaches und von der Lagebeziehung des Femurkopfes zur Hüftpfanne ab, womit er ein Maß für die knöcherne Ausbildung des Pfannendaches als auch für eine Femurkopffehlbildung darstellt (Dihlmann (25)). Engelhardt (29) verwandte diesen Winkel zur Prognosestellung der Dysplasiehüften des Kleinkindes. Legal nutzte den CE-Winkel, um Korrelationen zwischen dem Hüftkopfradius und dem genannten Winkel anzustellen.

Wiberg (145) beschrieb einen Wert von 20° als pathologisch, Werte von über 25° als im Normbereich befindlich. Massie und Howorth (92) fanden in ihren Untersuchungen Werte von über 20° als normal bei Kindern über 3 Jahren.

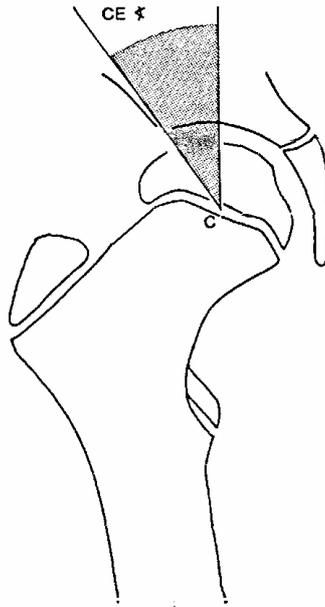


Abb. 13: Der Zentrum-Ecken-Winkel nach Wiberg bzw. der Pfannendachwinkel nach Hilgenreiner (modifiziert nach Jorysz G. (1990) Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks - eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung, S. 45, Dissertation, LMU-München (66))

2.1.7.2.4 Tear-drop-Distance

Die Einfügung des Hüftkopfes in die Hüftpfanne kann durch die Vermessung der **Tear-drop-Distance (TDD)** bestimmt werden. Dieser Wert stellt die horizontale Distanz zwischen dem am weitesten medial liegenden Punkt des Hüftkopfes und der seitlichen Begrenzung der Tränenfigur des Beckens dar. Für die Früherkennung der Legg-Calve-Perthes Erkrankung ist nach Haag und Reichelt (39) die Tear-drop-Distance von großem diagnostischem Wert. Haag und Reichelt bezogen sich auf Daten der Arbeiten von Eyring, in denen 1070 normale Hüften vermessen wurden Eyring (31)). Sie beschrieben bei Kindern im Alter zwischen 6 und 11 Jahren einen durchschnittlichen Tränenfigurabstand von 8,8 mm.

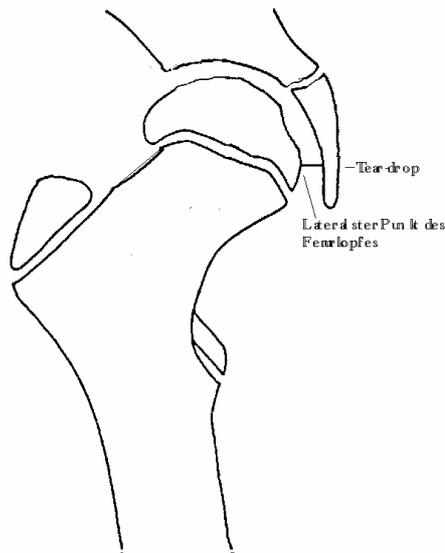


Abb. 14: Tränenfigurabstand (Tear-drop-Distance)

2.1.7.2.5 Migration Percentage

In der Beurteilung der Hüftkopfüberdachung gab es unterschiedliche Ansätze. Medbö vermaß 1961 den Teil des Hüftkopfes der sich jenseits der Perkinslinie befand. Ihm folgten Zweymüller und Wicke 1973. Hemann und Herndon definierten 1950 einen Acetabulum-Head-Index. Reimers griff diesen Wert erneut 1980 auf und seither erhielt er die Bezeichnung Instabilitätsindex nach Reimers (115), die **Migration Percentage**. Zur Berechnung ist folgende Konstruktion nötig: Es wird die Breite des Hüftkopfes parallel zur Hilgenreiner-Linie als Strecke b gemessen, sowie die Distanz a von der seitlichen Hüftkopfbegrenzung zur Perkins-Linie (Perkins (112)). Hierbei handelt es sich um eine Gerade, welche vom seitlichsten Punkt des Acetabulums aus im rechten Winkel die Hilgenreiner-Linie schneidet. Die Strecke a stellt den Bereich des Hüftkopfes dar, der nicht von der Hüftpfanne überdacht ist. Der Quotient $a/b \times 100$ ermöglicht eine prozentuale Beurteilung der Tiefeinstellung des Hüftkopfes. Reimers sah in diesem Wert einen, von Beckendrehungen und Innen-/Außenrotation des Oberschenkels unabhängigen Wert, an. Auch Stotz (130) hielt diesen Wert, insbesondere bei der Beurteilung von Hüften von Zerebralparetikern für äußerst geeignet. Man erhält durch die Migration Percentage die Möglichkeit der prozentualen Einschätzung der Überdachung des Hüftkopfes, wohingegen bei einem verkleinerten CE-Winkel dies nicht zu ersehen ist.

Reimers (115) gab für 0-14-Jährige einen Wert von 0% als normal an, im Alter von 4-16 Jahre waren nach Reimers Werte von unter 10% regelrecht. Miller et al. (98) beschrieben Werte von 25% als normal, Onimus et al. (106) 30%.

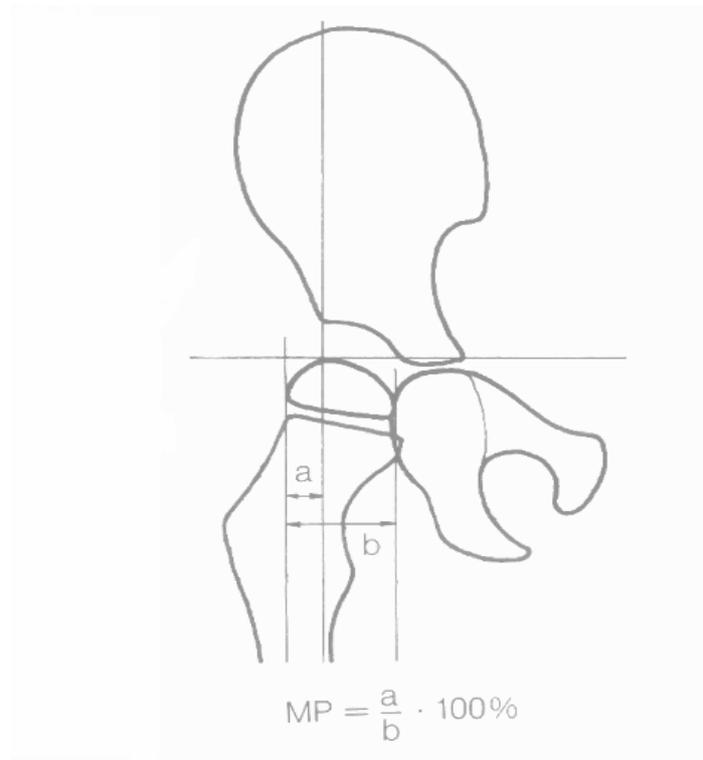


Abb. 15: Instabilitätsindex nach Reimers (MP, „ Migration Percentage)

(in: Tönnis D. (1984) Die angeborene Hüft dysplasie und Hüftluxation, S. 115, Springer-Verlag, Berlin (136))

2.1.7.2.6 Pfannenindex

Zur weiteren Beurteilung der Pfanne ist die Anwendung des **Pfannenindex t/e** hilfreich. Dieser Index ist als Verhältnis von Pfannentiefe zur Pfannenlänge definiert, als Quotient aus der Länge der Strecke t, durch die Länge der Strecke e. Die Strecken können in Anlehnung an den Pfannendachwinkel nach Idelberg und Frank (ACM-Winkel, siehe 2.1.7.2.2) erstellt werden. Die Strecke AB als Verbindung des oberen Randes der Hüftpfanne (Hüfterker) und dem untersten Punkt des Pfannenrandes, an den die Incisura acetabuli heranreicht, ist der Pfannenlänge gleichzusetzen. Die Pfannentiefe ist jedoch nicht mit der Streck MC gleichzusetzen, da es sich hierbei nicht unbedingt auch um den tiefsten Punkt handeln muss. Somit wird vom tiefsten Punkt der Pfanne ein Lot auf die Pfannenlänge gelegt und diese Strecke als Pfannentiefe bezeichnet. Bei Werten unter 0,5 stellt sich die Pfanne besonders flach dar. Weiterhin ist zu verzeichnen, dass der Quotient bei Geburt 2/5, hingegen im Erwachsenenalter 3/5 beträgt, das heißt, dass die Pfanne im Laufe eines Lebens an Tiefe zunimmt (Debrunner und Hepp (24)). Zu beachten ist weiterhin, dass der Pfannenindex nicht dem Acetabular-Index gleichzusetzen ist.

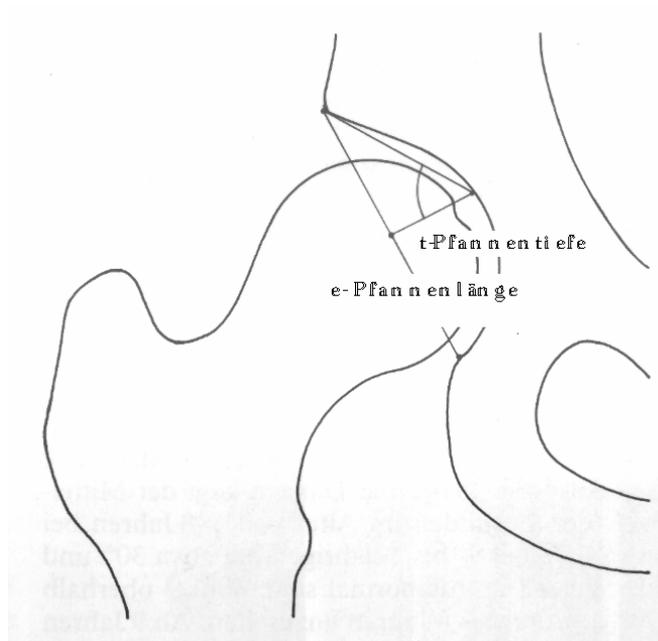


Abb. 16: Der Pfannenindex t/e

(modifiziert nach Tönnis D. (1984) *Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation*, S. 125, Springer-Verlag, Berlin (136))

2.1.7.3 Definition der verwandten Winkel an der Epiphyse

2.1.7.3.1 EY-Winkel

Einer der diagnostisch bedeutsamsten Winkel am Hüftkopf ist durch den **EY-Winkel**, den Kopfepipysen-Y-Fugen-Winkel, gegeben. Er wird definiert durch die Beckenhorizontale, die Hilgenreiner-Linie, und die Epiphysenfugenlinie, welche im Weiteren noch genauer beschrieben werden soll. Der Winkel dient dazu, die Stellung der Epiphysenfuge im Raum zu beschreiben und zeigt sich hierbei unabhängig von der Form des Schenkelhalses und des Femurschaftes. Eine grobe Beschreibung des Winkels erfolgte zunächst 1920 von Cramer, die genaue Konstruktion des EY-Winkels wurde jedoch von Jäger und Refior (62) niedergelegt. Haike (44) nützte den EY-Winkel als Darstellung der Schenkelhalswachstumsfuge, welche ein Indikator für die im Hüftgelenk entstandenen statischen und dynamischen Kräfte ist, da sie sich immer senkrecht auf die Druckresultierende im Hüftgelenk einstellt. Eine Definition der Epiphysenfugenlinie wurde hier jedoch nicht getroffen.

Thiele (134) beschrieb Normwerte von $8-30^\circ$ bei 1 bis 11-Jährigen.

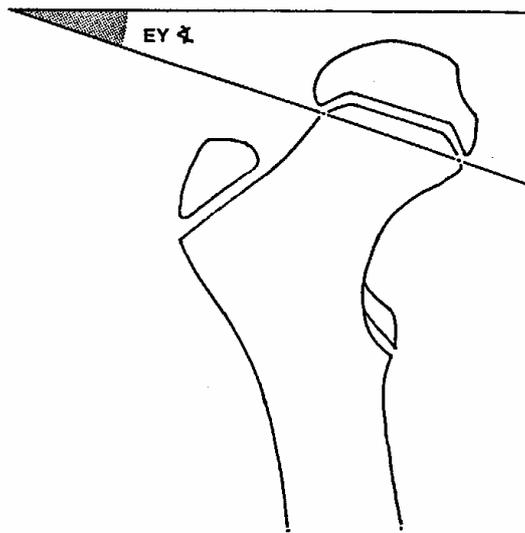


Abb. 17: Der Kopfepiphysen-Y-Fugen Winkel

(modifiziert nach Jorysz G. (1990) Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks - eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung, S. 51, Dissertation, LMU-München (66))

2.1.7.3.2 KE-Winkel

In der Beschreibung des Hüftkopfes darf ein weiterer Winkel, der **Kopfepiphysen-Schenkelhalswinkel (KE-Winkel)** nicht fehlen. Der Epiphysenwinkel, welcher dem heute verwendeten KE-Winkel in seiner Konstruktion sehr nahe kommt, wird nach Glogowski (37), wie folgt definiert: Der Winkel epsilon wird durch das Lot auf die Schenkelhalsachse und die Verbindungslinie der Endpunkte am kranialen und kaudalen Schenkelhalsrand dargestellt. Jäger und Refior (62) erstellten 1974 wiederum eine genaue Konstruktion des Kopfepiphysenwinkels, wobei dieser gebildet wird durch das von einem beliebigen Punkt der Epiphysenfugenlinie auf die Schenkelhalsachse fallende Lot und die Epiphysenfugenlinie, wobei die Epiphysenfugenlinie die Verbindung zweier auf der proximalen Metaphyse liegender Punkte darstellt. Diese Gerade stellt eine Verbindung des untersten möglichst weit lateral liegenden Punktes und dem untersten möglichst weit medial liegenden Punkt der knöchernen Kopfepiphyse dar.

Es zeigt sich, dass die genaue Festlegung der Epiphysenlinie doch bei den Autoren unterschiedlich durchgeführt wurde. Aus diesem Grund können auch nicht die gefundenen Normalwerte ohne weiteres miteinander verglichen werden. Die Bedeutung des KE-Winkels ist jedoch bei allen gleich; der KE-Winkel bestimmt die Lage der Epiphysenfuge zum Schenkelhals und somit kann die Kopf-im-Nacken-Lage, d.h. die Abweichung der Epiphyse gegenüber der Schenkelhalsachse nach lateral, festgesetzt werden. Durch die Stellung der Epiphysenlinie im Raum ist eine Voraussage über die Entwicklung des koxalen Femurendes möglich.

Refior und Jäger (62) beschrieben einen Normwert von 25° bei einer Altersgruppe vom Säuglings- bis zum Schulkindalter, Glogowski (37) gab als normale Werte 17-27 ° an.

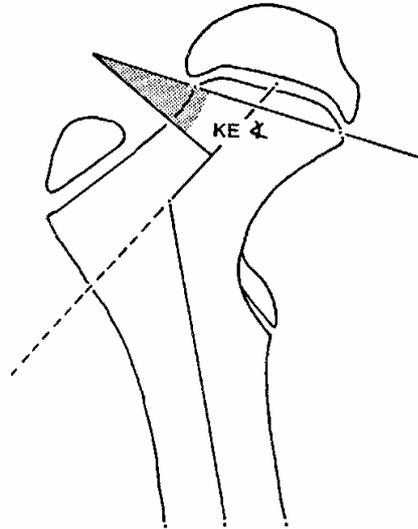


Abb. 18: Der Kopfepiphysen-Schenkelhals-Winkel

(modifiziert nach Jorysz G. (1990) *Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks - eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung*, S. 52, Dissertation, LMU-München (66))

2.1.7.3.3 KF-Winkel

Ein weiterer Wert, welcher die Epiphysenfuge beschreibt, ist durch die Vermessung des **Kopfepiphysen-Femurschaft-Winkels (KF-Winkel)** gegeben. Er stellt die Beziehung der Epiphysenfuge zur Schenkelhalsachse dar. Dieser Winkel ist definiert als der Winkel, der sich zwischen der Achse der Epiphysenfuge des Hüftkopfes und der Achse des Femurschaftes aufspannt. Diese Definition wurde zuerst von Jones (65) getroffen, Jäger und Refior (62) überarbeiteten ihn und gaben eine genaue Definition für den Fall, dass die Epiphysenfuge zu stark gekrümmt verläuft: "Somit ist die Epiphysenfugenlinie die Verbindungslinie zweier auf der proximalen Metaphyse liegenden Punkte, die dem untersten und möglichst weit lateral und dem untersten möglichst weit medialen Punkt der knöchernen Kopfepiphyse in der kürzesten Entfernung gegenüberliegen.". Jones (65) führte diesen Winkel als einen extrem empfindlichen Indikator die Ausrichtung der Wachstumsplatte des Hüftkopfes im Raum betreffend, an. Er zeigt sich weiterhin unempfindlich gegen Ab-, Adduktions- und Rotationsstellung des Hüftgelenks (Heimkes (53)). Immenkamp (59) beschrieb diesen Winkel 1978 in seiner Habilitationsschrift über die angeborene Hüftluxation und deren operative Therapie. Bezüglich entsprechender Normwerte finden sich in der Literatur nur wenige Vergleichswerte, bei Jorysz (66) jedoch sind Normwert von 68-72° festgelegt.

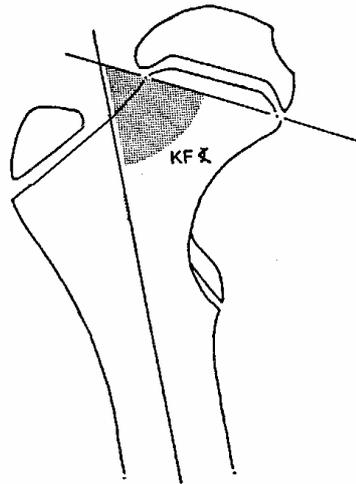


Abb. 19: Der Kopfepiphysen-Femurschaft-Winkel

(modifiziert nach Jorysz G. (1990) *Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks - eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung*, S. 53, Dissertation, LMU-München (66))

2.1.7.4 Definition der verwandten Winkel an der Apophyse

Das Wachstum des coxalen Femurendes wird jedoch nicht nur von der Epiphyse, sondern auch von der Wachstumszone des Trochanters, der Apophyse bestimmt. Die *Trochanterapophysenfugenlinie* war als solche lange Zeit nicht definiert. Diese Gerade wurde durch Jorysz (66) in Anlehnung an die Konstruktion der Epiphysenfugenlinie nach Jäger und Refior derart beschrieben, dass eine Gerade zwei bestimmte Punkte an der seitlichen Schenkelhalskontur schneiden sollte. Zum einen wurde ein Punkt, welcher sich am weitesten distal und lateral und zum anderen ein Punkt, der am weitesten medial und distal der Trochanterapophyse gelegen ist, gewählt. Die Trochanterapophyse lässt sich allerdings oft erst zwischen dem 2. und 7. Lebensjahr feststellen, daher muss für den Fall, dass sie nicht sichtbar ist, eine Linie vom lateralen Diaphysenstachel zur seitlichen Schenkelhalskontur gezogen werden (Sautier-Haack (123)).

2.1.7.4.1 TA-Winkel

Durch die Trochanterapophysenlinie lässt sich ein weiterer Winkel darstellen, welcher nach Heimkes (49) neu definiert wurden. Der Trochanterapophysen-Schenkelhals-Winkel, kurz **TA-Winkel**, stellt den Bereich zwischen der Trochanterapophysenfuge und dem Schenkelhals dar. Er wurde in Analogie zum KE-Winkel von Heimkes erstmals beschrieben. Da sich die Trochanterapophysenfuge in manchen Fällen flacher als die Schenkelhalsachse darstellt, wurde der TA-Winkel mit einem positiven Vorzeichen versehen, im Falle eines steileren Verlaufes ergab

sich ein negativer Wert (Sautier-Haack (123)). Auch hier finden sich noch wenige Vergleichswerte in der Literatur. Jorysz (66) beschrieb bei gesunden Kindern von 4 bis 16 Jahren Werte von 10 bis $-1,5^\circ$.

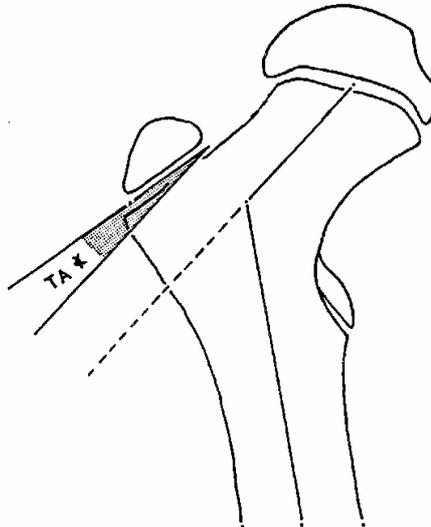
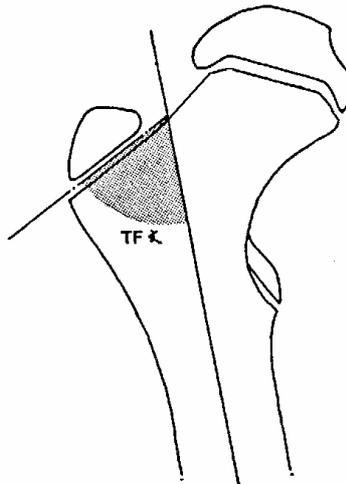


Abb. 20: Der Trochanterapophysen-Schenkelhals-Winkel

(modifiziert nach Jorysz G. (1990) Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks - eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung, S. 52, Dissertation, LMU-München (66))

2.1.7.4.2 TF-Winkel

Der **TF-Winkel** wurde ebenso in Analogie zum KF-Winkel von Jorysz (66) bzw. Heimkes (49) neu definiert. Der Trochanterapophysen-Femurschaft-Winkel spannt sich, wie der Name schon zeigt, zwischen einer Geraden durch die Apophysenfuge und der Achse des Femurs auf. Ähnlich wie der KF-Winkel zeigt er sich gegen Ad- und Abduktion des Beines unempfindlich. Wiederum beschrieb in der Literatur bisher nur Jorysz Normwerte, welche bei 1 bis 15-jährigen Kindern Werte von 40 bis 47° ergaben.



*Abb. 21: Der Trochanterapophysen-Femurschaft-Winkel
(modifiziert nach Jorysz G. (1990) Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks -
eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung, S. 53, Dissertation, LMU-München
(66))*

2.1.7.4.3 AY-Winkel

Als einen weiteren, die Trochanterapophyse beschreibenden Winkel wäre der **AY-Winkel** (Trochanterapophysen-Y-Fugen-Winkel) zu erwähnen. Auch dieser Winkel, der sich zwischen Wachstumsfuge und Beckenhorizontale aufspannt, wurde in Anlehnung an den EY-Winkel von Heimkes (49) in die Beschreibung der Apophyse neu eingebracht. Der AY-Winkel beschreibt die Stellung der Apophysenplatte in der Frontalebene und bleibt im Laufe des Wachstums nahezu konstant (51). Die Normwerte nach Jorysz (66) betragen bei 4-16 jährigen Kindern 48-52°.

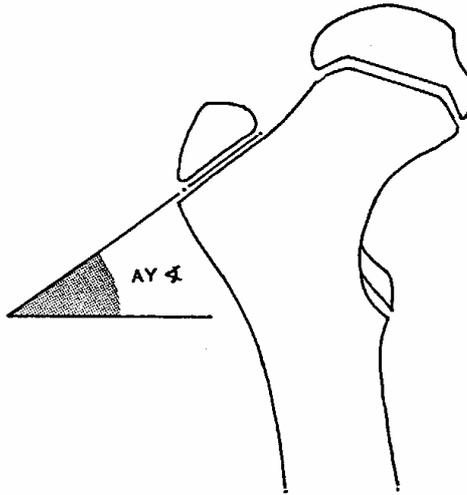


Abb. 22: Der Trochanterapophysen-Y-Fugen-Winkel

(modifiziert nach Jorysz G. (1990) *Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks - eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung*, S. 51, Dissertation, LMU-München (66))

2.1.7.5 Definition der verwandten Winkel und Meßstrecken am Schenkelhals

2.1.7.5.1 CCD-Winkel

Einer der bedeutendsten Winkel in der Beurteilung des Hüftgelenkes und der wohl am meisten angewandte Winkel ist der **CCD-Winkel**. Erstmals fand der Winkel Erwähnung bei Mikulicz 1878 und Stieda 1909 bei der Vermessung gesunder Femora. In der Vergangenheit wurden auch Bezeichnungen wie Halsschaftwinkel durch v. Lanz oder Neigungswinkel durch Fick geprägt. Der Centrum-Collum-Winkel verdankt Müller (101) seine heute gebräuchliche Konstruktion. Der CCD-Winkel wird durch den Winkel zwischen der Achse des Schenkelhalses und der Oberschenkelschaftachse gebildet. Hierzu wird zunächst der Mittelpunkt des Hüftkopfes bestimmt und dieser mit der Streckenmitte der engsten Stelle des Schenkelhalses verbunden. Diese Gerade schneidet sich mit der Femurschaftachse, welche sich durch die Verbindung zweier Streckenmittelpunkte von an unterschiedlichen Stellen dargestellten subtrochantären Femurschaftdurchmessern ergibt (Dihlmann (25)), bzw. von Femurdurchmessern im oberen und unteren Drittel des Schaftes (Müller (101)). Eine genauere Methode zur Bestimmung der Schenkelhalsachse beschrieb Müller, hierbei wurde ebenso der Hüftkopfmittelpunkt mit dem Röntgenischometer nach Müller bestimmt, anschließend wurde um diesen Mittelpunkt ein weiterer Kreis an der engsten Stelle des Schenkelhalses gelegt. Die Strecke zwischen den Schnittpunkten des Kreises mit den Schenkelhalskanten wurde halbiert und der sich ergebende Mittelpunkt mit

dem Hüftkopfmittelpunkt verbunden, wodurch sich die Schenkelhalsachse ergab. Der CCD-Winkel stellt einen Winkel im Raum dar, daher wird in einer p.a.-Aufnahme des Hüftgelenks seine wahre reelle Größe nur annähernd dargestellt, es handelt sich hierbei vielmehr um eine projizierte Größe. Um den realen Wert zu erhalten ist die Anfertigung einer zweiten, speziellen Röntgenaufnahme nötig. Mit Hilfe zweier Formeln ist dann die Umrechnung möglich. Die bestehenden Formeln nach Rippstein (117) und Müller (101) wurden 1986 durch Grunert et al. (38) berichtigt, hierauf soll aber nun nicht näher eingegangen werden. Als Normwert gab Tönnis in seinen Arbeiten einen CCD-Winkel von 150° beim Säugling an, im Zeitraum der ersten Belastung betrug der CCD-Winkel 140° , sowie 133° bei 15-Jährigen (136). Hefti (47) beschrieb Werte von 150° bis 120° von der Geburt bis zur Pubertät.

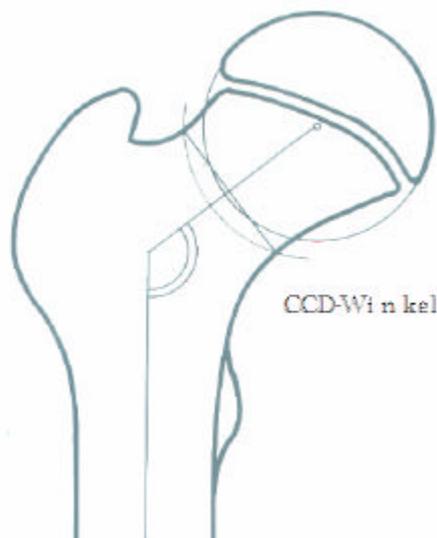


Abb. 23: Der Centrum-Collum-Winkel

(in: Tönnis D. (1984) *Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation*, S. 134, Springer-Verlag, Berlin (136))

2.1.7.5.2 Articulo-trochanteric-Distance

Um den Hüftkopf und den Trochanter in ein Verhältnis bzw. eine räumliche Relation zu setzen, eignet sich am besten die **Articulo-trochanteric-Distance (ATD)**. Edgren (27) beschrieb 1960 erstmals diesen Wert zur Beurteilung einer abnormalen Position des Trochanters in Bezug auf den Hüftkopf. Die ATD ist als Differenz auf der Ebene der Längsachse des Femurs zwischen der Spitze des knöchernen Anteils der großen Trochanter und der Spitze des Femurkopfes anzusehen. Für Langenskiöld u. Salenius (80) erwies sich die ATD in ihrer Schrift über die Epiphyseodese des großen Trochanters als äußerst hilfreich; sie nutzten diesen Wert, um das übermäßige Größenwachstum des großen Trochanters und der daraus resultierenden Insuffizienz der Abduktoren nach kongenitaler Dislokation der Hüfte, Legg-Calve-Perthes disease und kindlicher Coxa-plana, zu beurteilen. In den Untersuchungen von Ordeberg (107) diente die Bestimmung der ATD zur Beurteilungen des Ausmaßes der Epiphysiolyse. Gage und Cary (36) bedienten sich

dieses Wertes um das relative Überwachstum des Trochanters bestimmen zu können. Als TTDu bzw. TTDa (unaffected bzw. affected trochanter-to-trochanter- Distance) bezeichneten sie die Distanz zwischen beiden Trochantären, LTAu bzw. LTAa (unaffected bzw. affected lesser trochanter-to-articular surface distance) wurde für die Distanz zwischen dem Trochanter minor und der Spitze des Femurkopfes bezeichnet.

Edgren fand bei einem Patientengut von 12 Patienten einen Mittelwert von 21mm heraus.

Langenskiöld und Salenius wiederum beschrieben bei gesunden 5-13-Jährigen eine Artericulo-trochanteric-Distance von 9-32mm.

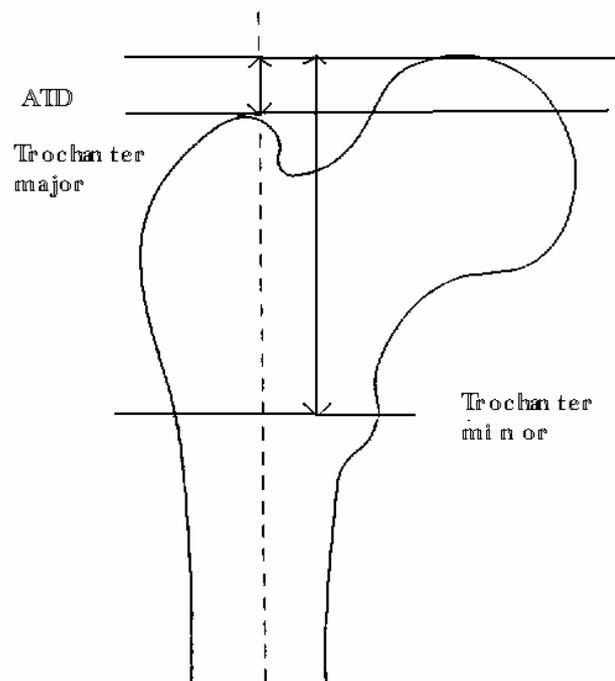


Abb. 24: Articulo-trochanteric-Distance (Die Articulo-trochanteric-Distance des Trochanter major als Distanz zwischen Trochanter major und der Spitze des Femurkopfes auf der Ebene der Längsachse des Femurs, analog die Articulo-trochanteric-Distance des Trochanter minors) (modifiziert nach Edgren W. (1965) Coxa plana. A clinical and radiological investigation with particular reference to the importance of the metaphyseal changes for the final shape of the proximal part of the femur, Acta orthop. Scand, Supplementum 84, S. 95 (27))

2.1.7.5.3 Antetorsionswinkel (AT-Winkel):

Der Femurtorsionswinkel stellt den projizierten Winkel zwischen der dorsal an die Femurkondylen angelegten Tangente und dem Schenkelhals dar. Mikulicz (97) beschrieb diesen 1878. Bei einem ventralen Verlauf der Schenkelhalsachse wurde der Begriff der Antetorsion geprägt, bei einem dorsalen, nicht der Norm entsprechenden Verlauf, wurde der Begriff der Retrotorsion festgesetzt. Um den Winkel direkt aus einem Röntgenbild ablesen zu können, bedarf es einer speziellen

Lagerung. Diese wird nach Rippstein seit 1955 derart durchgeführt, dass die Hüftgelenke 90° gebeugt sind und um 20° abgespreizt sind. Das sich abbildende Metallgestell ergibt die Bezugsebene am unteren Bildrand.

Der reelle Winkel ergibt sich nach Korrektur des projizierten Winkel durch eine entsprechende Formel nach Rippstein (117).

2.1.7.6 Normalwerte

In der Literatur werden häufig Vermessungen an gesunden Probanden durchgeführt, um ein Vergleichsgut zu vermeintlich pathologischen Veränderungen zu erhalten.

Im Rahmen der Erkundung der Wachstumsvorgänge an der kindlichen Hüfte war es für Jorysz (66) unumgänglich die Normalwerte vieler definierte Strecken und Winkel am kindlichen Hüftgelenk im Laufe der Entwicklung zu bestimmen, es wurden daher 1350 Hüften von Kindern zwischen 9 Monaten und 16 Jahren vermessen. Die weiteren Normwerte werden im Rahmen der Diskussion Erwähnung finden.

Es zeigen sich jedoch trotz großer Fallzahlen oft erhebliche Unterschiede bei den erstellten Werten. Dies ist zum Teil auch auf eventuell erfolgte Lagerungsfehler bei der Durchführung der Röntgendiagnostik zurückzuführen.

2.1.7.7 Lagerungsfehler

Eine ideale Röntgenposition ist, wie bereits erwähnt, unabdingbar, jedoch ist eine korrekte Durchführung, insbesondere aufgrund des geringen Alters und dadurch reduzierter Compliance, oft erschwert. In diesem Kapitel soll nun auf die eventuellen Auswirkungen eines Lagerungsfehlers eingegangen werden.

Grunert et al. (38) fasste 1986 die Folgen eines Lagerungsfehlers in Bezug auf den **Schenkelsschaftwinkel** (CCD-Winkel) zusammen:

Durch die *Außenrotation* des Oberschenkels vergrößert sich der pCCD, durch *Innenrotation* verkleinert er sich und der Schenkelhals erscheint länger. Durch die *Flexion* im Hüftgelenk kommt der Schenkelhals der Röntgenplatte näher, wodurch der Schenkelhals etwas länger abgebildet wird, der projizierte CCD-Winkel vergrößert sich. Der Trochanter major kommt kleiner zur Darstellung. Bei der *Extension* im Hüftgelenk ist eine Verkleinerung des pCCD-Winkels festzustellen. Die *Abduktion* und *Adduktion* im Hüftgelenk führt zu keinen fehlerhaften Werten.

Brückl (17) stellte fest, dass der **Pfannendachwinkel** (entspricht dem AC-Winkel) durch vermehrte *Beckenkipfung* oder *seitliche Beckendrehung* seine Röntgenprojektion verändert. Durch eine *Drehung des Körpers zur Gegenseite* kommt es nach Dihlmann (25) zu einer Vergrößerung des Pfannendachwinkels, bei einer *Rotation zur gleichen Seite* wird der Winkel verkleinert wiedergegeben. Eine verstärkte *Beckenneigung* bzw. *Beckenkipfung* (die Neigung der Linea terminalis des Beckens zur Horizontalen im Stehen ist größer als $60-70^\circ$) bewirkt einen verkleinert messbaren Pfannendachwinkel, die *vermehrte Beckenaufrichtung*, wodurch die Schambeinfuge nach kranial verlagert ist, einen vergrößert messbaren Winkel. Portinaro (113) kam zu dem

gleichen Ergebnis, bei einer *Beckenstreckung – od. Beugung* von +/- 10 Grad wurden in Zusammenschau mit dem möglichen Fehler durch den Untersucher Fehler von +/-5° festgestellt. Tönnis und Brunken (138) erarbeiteten daher einen Index für die Beckendrehung um das Ausmaß der Beckendrehung (entspricht der Rotation des Beckens um die Körperlängsachse) beurteilen zu können. Hierzu bedarf es der Konstruktion einer Gerade parallel zur Hilgenreinerschen Linie, welche die Foramina obturatoria an ihrem medialsten Punkt schneidet. Entlang dieser Linie wurden die Durchmesser der Foramina bemessen und ein Quotient aus der Strecke des rechten Foramens und des linken Foramens gebildet. Bei regelrechter Lagerung ergab sich ein Index von 1,0, bei einer Seitverdrehung des Beckens nach rechts folgte ein kleinerer Wert als 1,0, bei der Drehung nach links war der Beckendrehungsindex größer als 1,0.

Ebenso wurde von Toennis und Brunken der Symphysen-Sitzbeinwinkel neu definiert. Eine Gerade durch den oberen Punkt des Sitzbeines und den obersten Punkt des symphysennahen Schambeinastes schloß mit der in gleicher Weise auf der Gegenseite angelegten Gerade diesen Winkel ein. Bei einer Beckenkipfung war er verkleinert, bei einer Beckenaufrichtung vergrößert.

Auch der **CE-Winkel** ist bei unterschiedlichen Röntgenpositionen variabel. Tönnis und Brunken (138) stellten fest, dass eine Außenrotationsstellung des Schenkelhalses aufgrund des vermehrt lateral abgebildeten Hüftkopfes unterschiedliche Werte des CE-Winkels zur Folge hat.

Edgren (27) zeigte eine Veränderung der **Articulo-trochanteric-Distance** bei einer Rotation des Schenkelhalses auf, vergrößerte Werte waren bei einer Außenrotation, kleinere bei einer Innenrotation zu erwarten.

2.2 Das Krankheitsbild der Coxa-valga

2.2.1 Deskriptive Anatomie der Coxa-valga

2.2.1.1 Femur

Bevor jedoch auf die Entlastungs-coxa-valga näher eingegangen wird, sollten noch ein paar Worte über die Coxa-valga an sich verloren werden. Unter einer **Coxa-valga** versteht man eine abnorme Steilstellung oder Aufrichtung des Schenkelhalses. Die Diagnosestellung erweist sich des Öfteren als schwierig, da der Schenkelhalswinkel (der sich zwischen Schenkelhals und Oberschenkelchaft erstreckt) erheblichen Schwankungen unterworfen ist. Beim Erwachsenen wird jedoch ein Wert von über 140° als pathologisch angesehen. Ein Wert von 150° ist beim Neugeborenen als Normalwert anzunehmen, der Wert verringert sich bis zum Alter von 9 Jahren auf 138°, mit Wachstumsabschluss auf 128° (Cotta und Puhl (21)).

Das Krankheitsbild der Coxa-valga entwickelt sich nach Cotta und Puhl durch eine direkte Beeinflussung der Wachstumsfuge, in Fehlstellung verheilte Schenkelhalsfrakturen oder durch eine Wachstumsstörung infolge eines Muskelungleichgewichtes bzw. einer Hüftgelenksentlastung.

Hinsichtlich der *Wachstumsfugenbeeinflussung* zeigten Morgan und Somerville (100) auf, dass die Größe des Schenkelhalschaftwinkels durch die Wachstumsvorgänge an der Hüftkopfepiphyse

sowie aber auch an der Trochanterepiphyse gesteuert wird. Savastone und Bliss (124) wiesen bei Untersuchungen von hüftoperierten Ratten auf die Entwicklung einer Coxa-valga bei Verletzungen der Trochanterapophyse hin, das Längenwachstum wurde jedoch durch die Femurkopfeiphyse beibehalten. Die Trochanterapophyse ist somit für die Valgisierung des Schenkelhalses verantwortlich.

Auch Compere (zitiert nach Jani (63)) stellte 1940 heraus, dass die Zerstörung der Trochanterepiphyse eine entscheidende Rolle bei der Entwicklung einer Coxa-valga hat. Eine Trochanterversetzung nach lateral, zur Stärkung der kleinen Glutaeen, hatte ebenso zu einer Coxa-valga geführt.

Was das *Muskelungleichgewicht* angeht, stellte Siffert (129) heraus, dass eine Muskelschwäche wie z.B. die Abduktorenlähmung bei Myelodysplasie zu einem verminderten Wachstum von Trochanter und trochantärer Wachstumsfuge führt. Die Epiphysenfuge stellt sich immer mehr horizontal auf, um das Femurwachstum beizubehalten. Hierdurch richtet sich der Kopf immer mehr auf, sodass im Extremfall eine Subluxation bis Luxation droht. Ebenso fand Haike 1965 (43) im Tierversuch heraus, dass bei einer Durchtrennung der Abduktoren eine Coxa-valga resultiert.

Die anatomische Veränderung des proximalen Femures zeigt sich jedoch nicht nur in der Form, sondern auch im knöchernen Aufbau desselben. Die trajektorielle Struktur der Substantia spongiosa im coxalen Gelenkende des Femur gibt weitere Aufschlüsse bzgl. der Kraftveränderung und der daraus resultierender Formveränderung. Nach Kummer (77) zeigt sich die Coxa-valga oft derartig aufgerichtet, dass die auf den Schenkelhals wirkende Resultierende aus Körpergewicht und Muskelkräften axial verläuft. Die Druckspannungstrajektorien sind dann parallel zur Halsachse ausgerichtet, weiterhin fehlen im Schenkelhals und -kopf die Bogensysteme des Normalbildes.

2.2.1.2 Hüftpfanne

Die Hüftpfanne ist aufgrund der Steilstellung des Schenkelhalses einer zunehmenden Belastung bzw. erhöhtem Druck am Pfannenrand (exzentrisch-asymmetrisch) ausgesetzt. Die zunächst im Röntgenbild sichtbare gleichmäßige Verteilung der Knochenverdichtung im Pfannendach (auch als *sourcil* bezeichnet) entwickelt sich unter der veränderten Belastung zu einer dreiecksförmigen Knochenverdichtung, da der Gelenkdruck auf einen kleinen Bereich am Pfannenerker konzentriert ist (108).

Pauwels stellte im Zusammenhang mit der Ausbildung einer Coxa-valga eine steilgestellte, abgeflachte Hüftpfanne fest, da eine über die Norm vergrößerte Beanspruchung des veränderten Knochens zu einem Knochenanbau führt. Tönis und Brunken (138) fanden im Rahmen der Untersuchung dysplastischer Hüftpfannen Übereinstimmungen zwischen einer sich entwickelnden Pfannendysplasie und einer muskulären Störung. Auch Mau (96) sah einen Zusammenhang zwischen der Ausbildung einer Pfannendysplasie und „hypotonen“ Kindern, so zum Beispiel auch bei Kindern, die nur „wenig gehen“.

2.2.2 Unterfunktions-Coxa-valga

Während Untersuchungen der kindlichen Hüfte prägte Mau (94) den Begriff der **Unterfunktions-Coxa-valga**. Er äußerte die These, dass jede absolute oder relative Unterfunktion der Hüftabduktoren eine Coxa-valga nach sich zieht. Bevor jedoch auf die Unterfunktions-Coxa-valga näher eingegangen wird, soll noch eine weitere Unterteilung der Coxa-valga, wie Mau es vornahm, erfolgen.

Neben der bereits erwähnten Unterfunktions-Coxa-valga, welcher er die Coxa-valga nach völliger Entlastung oder Teilbeanspruchung des Hüftgelenkes, sowie auch die Veränderungen nach kindlicher Beinamputation und einseitiger Beinverkürzung zuordnete, gab er als zweite Gruppe die Coxa-valga bei der angeborenen Hüftverrenkung an, bzw. auch Veränderungen, die eine Subluxation bzw. Luxation nach sich zogen. Weiterhin betonte er die Gruppe der neuromuskulären Erkrankungen, sowie die Entstehung einer Coxa-valga bei asymmetrische Tumoren oder Entzündungen. Als letzte Gruppe gab er Veränderungen im Sinne einer Coxa-valga nach Operationen oder Fraktur an.

2.2.3 Funktionelle Pathoanatomie

Im Rahmen des Erklärungsversuches der **Unterfunktions-Coxa-valga** führte Mau neben einer verminderten Beanspruchung des Beines auch die Verlagerung des Körperschwerpunktes zur erkrankten Seite hin an, welcher bei einem Beckenschiefstand aufgrund einer Beinverkürzung vorliegt. Hierdurch werden die Abduktoren weniger beansprucht und die Entstehung einer Coxa-valga ist die Folge. Denn eine Beinlängenverkürzung sah Mau häufig mit einer Coxa-valga vergesellschaftet. Die Hüftabduktoren rufen nach Mau (94) einen Einstauchungseffekt beim Gehen hervor und die Hüftgelenksresultierende verläuft bei Belastung transversaler. Somit fördert das Gehen die Varisierung, eine Funktionsschwächung der Abduktoren führt tendentiell zur Coxa-valga. Ein Überwiegen der Adduktoren begünstigt somit die Entstehung einer sekundären Pfannendachabflachung. Mau (96) stellte weiterhin fest, dass hypotone Kinder zu einer sekundären Pfannendysplasie neigen, ebenso Kinder mit einer Hüftabduktorenschwäche oder Kinder mit einer reduzierten Mobilität.

Auch Dihlmann (25) äußerte sich derart, dass eine Coxa-valga im Wachstumsalter durch eine Entlastung des Beines durch Verkürzung, Amputation od. durch längere Bettlägerigkeit, ferner durch schlaffe und spastische Lähmungen sowie durch örtliche Störungen hervorgerufen wird. Heimkes führte 1997 die geäußerten Angaben nun weiter aus. Ein Gleichgewicht zwischen der Einwirkung des Körpergewichts und des Muskelzuges am Hüftgelenk führt bekanntlich zu den Winkelverhältnissen am Schenkelhals. Durch eine Störung des Gleichgewichtes kommt es zu Richtungsänderungen der druckresultierenden Kraft und somit auch des Wachstums am Femurende (Toennis (136)). Im Detail zeigte Heimkes (50) auf, dass durch Schmerzen oder Schwäche z.B. bei einer rheumatischen Coxitis eine Entlastungshaltung eingenommen wird. Hierdurch kommt es insbesondere durch die Schwächung der Glutealmuskulatur zu einer Minderstimulation an der Wachstumszone des großen Trochanter, der zusammen mit der Wachstumszone der Epiphyse ausschlaggebend für die Form des Schenkelhalses ist. Die Folge ist

eine Coxa-valga mit horizontalem Wachstum an der Epiphysenplatte. Als allgemein gültig ist somit die These **form follows function** (Heimkes (50)) anzusehen. Es konnte, wie bereits erwähnt, gezeigt werden, dass die Form, sprich die Coxa-valga, eine direkte Folge der Entlastung und der daraus resultierenden Fehlhaltung bzw. Fehlbelastung darstellt.

2.2.3.1 Biomechanik

2.2.3.1.1 Kräfteverhältnisse am proximalen Femur

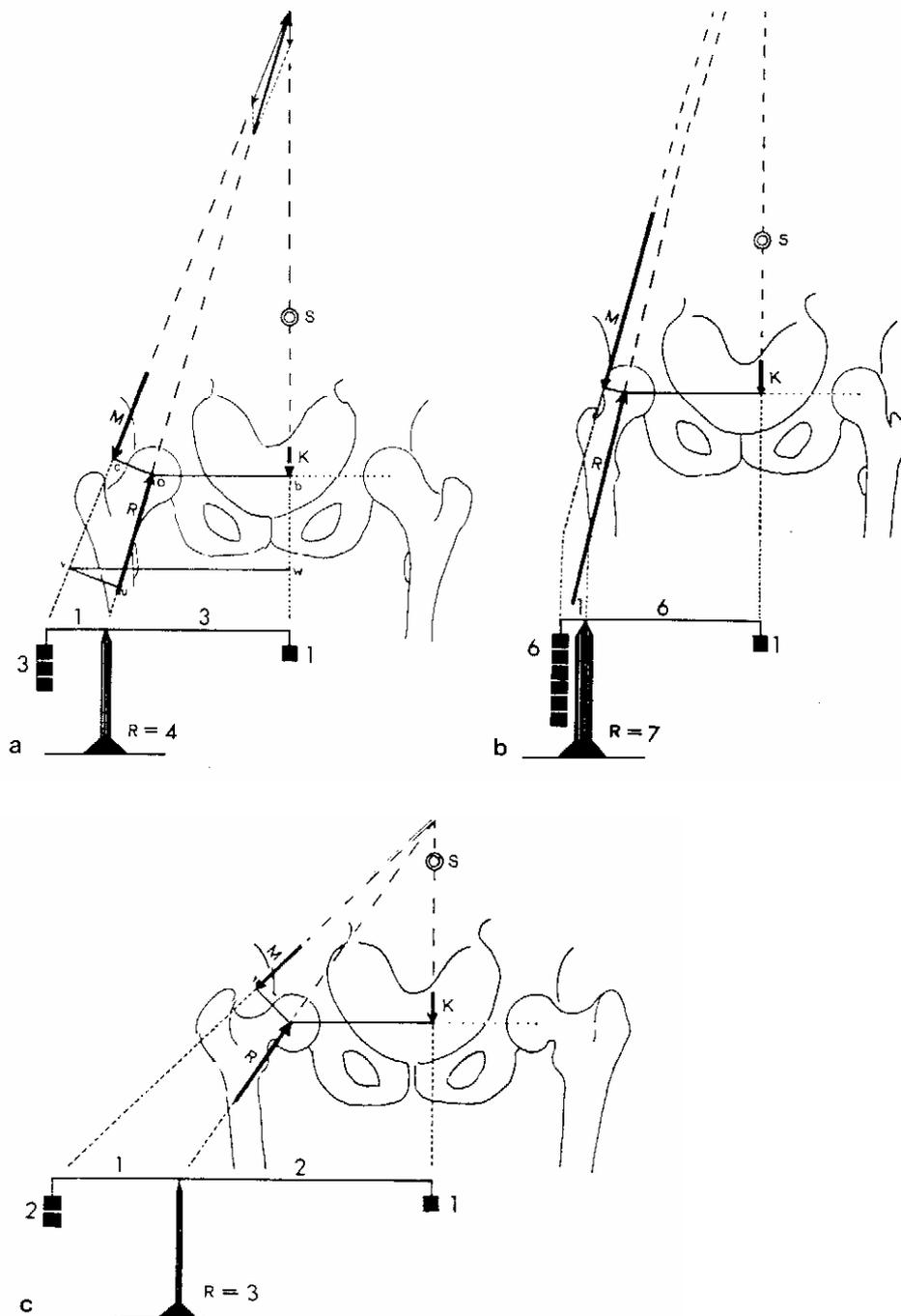


Abb. 25: Grobe Abschätzung von Richtung und Größe der Gesamtresultierenden R nach Pauwels (M : resultierende Wirkungslinie der Hüftabduktoren; K : Körperpartialgewicht G_5 ; S : Körperschwerpunkt S_5 in der Einbeinstandphase des langsamen Ganges; $c-o=h$, Hebelarm der Muskelkraft M ; $o-b=d_5$, Hebelarm des Körperpartialgewichts G_5)
a) Coxa norma b) Coxa valga c) coxa vara
(in: Tönnis D. (1984) Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation, S. 39, Springer-Verlag, Berlin (136))

Pauwels fand unter Zuhilfenahme der Ergebnisse von Fischer, dass durch die Veränderung der Hebelarmlänge der Muskelkraft M, bei einer Vergrößerung des CCD-Winkels, eine Vergrößerung der Resultierenden R folgt.

Rohlmann und Bergmann (119) gaben ebenso an, dass bei einer Verkürzung des senkrechten Abstandes der Abduktoren vom Drehpunkt der Hüftkopfes, eine größere Muskelkraft M nötig ist, womit auch eine größere Kraft im Hüftgelenk wirksam wird. Dies ist, wie in Abb. 25 gezeigt bei der Coxa-valga der Fall. Eine vermehrte Valgusstellung vermehrt somit die Gelenkkräfte im Einbeinstand, da sich der Hebelarm der Abduktoren verkürzt und eine vergrößerte Muskelkraft als Gegenkraft zum Körpergewicht erforderlich ist.

Heimkes (53) beschrieb unter Berücksichtigung des oben aufgeführten Hüftmodell im Rahmen eines Therapieansatzes der spastischen Hüftluxation die Tatsache, dass bei gehunfähigen Spastikern die Muskelgruppe der Mm. Glutaei maximus, medius, minimus, tensor fasciae latae sowie Anteilen der Kniestreckmuskulatur nur wenig stimuliert wird. Hierdurch wird eine Verkürzung der Trochanterresultierenden R_T hervorgerufen, was wiederum zu einem reduziertes Wachstum der Trochanterapophyse nach lateral führt. Zum einen kommt es dadurch zu einem steileren Verlauf der Wirkungslinien der Hüftabduktoren M und der Hüftgelenksresultierenden R und somit zu einem zunehmenden horizontalen Verlauf der Epiphysenplatte, da sich ja bekanntlich die Wachstumsfuge senkrecht zu der auf sie einwirkenden Kraft ausrichten. Durch das horizontale Wachstum der Epiphysenplatte entwickelt sich der Schenkelhals nach kranial, wodurch sich eine Coxa-valga ergibt. Als eines der Resultate ergab sich, dass das Erlernen des Gehens, somit die zunehmende Belastung, eine bereits vorhandene Coxa-valga wieder besserte.

2.2.3.1.2 Kräfteverhältnisse bei dysplastischer Pfanne:

Bei einer dysplastische Hüftpfanne ist die Tragfläche cranio-lateral ausgerichtet. Eine Ossifikationsstörung des Pfannenerkers führt zur Entwicklung einer steilen, abgeflachten und nach kranial ausgezogenen Hüftpfanne. Die Vertikalkomponente trifft somit exzentrisch-asymmetrisch auf. Die Längskomponente versucht nach Pauwels (108) den Schenkelkopf in vertikaler Richtung aufwärts zu verschieben. Die schräg auf die schräge Tragfläche einwirkende Vertikalkomponente wird in eine orthograd wirkende Normalkomponente (Druck) und eine parallel einwirkende Tangentialkomponente (Scherung) zerlegt. Diese Tangentialkomponente versucht den Kopf nach cranio-lateral zu verschieben. Je steiler die Tragfläche ist, umso größer ist auch die Tangentialkomponente, umso mehr werden sichernde Strukturen abgebaut und der Kopf dezentriert. Sekundär ist somit die Entwicklung einer Coxa-valga zu beobachten.

2.2.3.2 Ganganomalien

Wie bereit erwähnt, hat die Entwicklung einer Coxa-valga unterschiedlichste Ursachen. In diesem Zusammenhang sei ein verändertes Gangbild, wie z.B. das **Hinken** erwähnt, als Ursache hierfür wäre z.B. eine Beinlängendifferenz oder Schmerzen anzuführen.

Beim **Verkürzungshinken** senkt sich der Körperschwerpunkt in der Standbeinphase des

verkürzten Beines verstärkt. Beim **Schmerzhinken** wird einerseits bei sehr starkem Schmerz die Belastungszeit verkürzt, so dass es lediglich zu einer Teilbelastung kommt, andererseits kann es bei einem leichteren Schmerz zu einer prolongierten Belastungsdauer kommen. Die Belastungskurve steigt daher langsamer an und fällt ebenso langsamer wieder ab (Debrunner und Hepp (24)).

Pauwels (109) stellte fest, dass beim seitlichen Hüftthinken eine Neigung des Oberkörpers zur erkrankten Seite sowie eine Verschiebung des Standbeinhüftgelenks zur Schwungbeinseite zu verzeichnen ist, wodurch der Körper im Gleichgewicht gehalten wird. Die Resultierende verläuft beim seitlichen Hüftthinken steiler. Die Druckbeanspruchung im Einbeinstand ist hierbei reduziert. Bei reduzierter Gehgeschwindigkeit beim seitlichen Hüftthinken ist ebenso die Beanspruchung unter dynamischer Belastung reduziert.

Amtmann und Kummer (3) zeigten ebenso auf, dass ein Heben des Beckens auf der Spielbeinseite im Sinne eines entlastenden Hüftthinkens zu einer Reduktion der Hüftgelenksresultierenden führt. Ebenso ist ein steilerer Verlauf der Hüftresultierenden zu verzeichnen, eine verminderte Belastung des Hüftgelenks ist gegeben.

Das seitliche Hüftthinken wird auch als **Duchenne-Hinken** bezeichnet. Hierbei wird, wie bereits bei Pauwels beschrieben, zum Zeitpunkt der Belastung des betroffenen Beines der Oberkörper zur Seite dieses Beines verlagert. Die Oberkörperverlagerung hat eine Entlastung der Hüftabduktoren zur Folge, ebenso des Hüftgelenks (Hegewald (48)). Dies kommt durch eine Schwerpunktverlagerung auf die erkrankte Seite zustande, wodurch sich der Lastarm verkürzt. Die Schwerpunktverlagerung ist nötig, um dem gesunden Bein eine normale Schwungphase zu ermöglichen (Beckers und Deckers (7)). Als Synonym ist daher ebenso das *Entlastungshinken* geläufig. Als Ursachen wäre Schmerz, eine Beinlängendifferenz, als auch eine Hüftabduktorenschwäche, welche durch eine Muskelschwäche selbst oder neural bedingt sein kann, zu erwähnen (Hegewald (48)).

In den Arbeiten von Haike (44) ließ sich zeigen, dass Tiere mit einer Durchtrennung der Abduktoren, also einer Hüftabduktorenschwäche wie beim Duchenne-Hinken, eine Coxa-valga entwickeln.

Ein Absinken des Beckens beim Einbeinstand auf die Gegenseite wird als positives **Trendelenburg-Zeichen** gewertet (Toennis (136)). Hier kommt es nach Amtmann und Kummer (3) zu einer Zunahme der Hüftgelenksresultierenden mit jedoch flacherem Verlauf und einer deutlich stärkeren Belastung des Hüftgelenks. Als Ursache wird eine Schwäche der Hüftabduktoren insbesondere des M. gluteus medius gesehen, diese wiederum kann durch eine Lähmung, durch eine operative Schädigung sowie eine Entspannung nach Trochanterversetzung zustande gekommen sein. Bei der drittgradigen Form des Trendelenburg-Zeichens kommt es zu einem starken Absinken des Beckens mit Schwerpunktverlagerung des Oberkörpers über das Standbein. Beim **Versteifungshinken** z.B. in Bezug auf ein nicht flektierbares Kniegelenk wird oft ein *Zirkumduktionsgang* praktiziert, hierbei wird das Bein seitlich im Bogen nach Vorne geschwungen, nachdem das Hüftgelenk stark angehoben wurde (Debrunner und Hepp (24)). Auch Hemiplegiker wenden teilweise diese Art des Ganges an. Als Beispiel für den hinkenden Gang infolge einer

Lähmung soll der **Steppergang** angeführt werden. Hierbei handelt es sich um eine Peroneuslähmung, wobei es zu einem abnorm hohen, das Schleifen des herabhängenden Fußes verhindernden Heben des gelähmten Schwungbeins und Aufsetzen erst der Fußspitze und anschließend der Ferse kommt (Debrunner und Hepp (24)).

2.2.3.3 Sauerstoffverbrauch

Die maximale *Sauerstoffaufnahme* stellt das Bruttokriterium der Ausdauerleistungsfähigkeit dar und spielt bei allen aeroben Ausdauerleistungen eine wichtige Rolle (Weineck (143)). Die maximale Sauerstoffaufnahme hängt von unterschiedlichen Parametern ab: Die beteiligte Muskulatur, das Körpergewicht, das Lebensalter und das Geschlecht. Die Sauerstoffaufnahme ist dem Sauerstoffverbrauch entgegengestellt, die Aufnahmebegrenzung begrenzt die Möglichkeit des Verbrauches. Der Sauerstoffverbrauch bei einem beeinträchtigten Individuum erfährt gewisse Einschränkungen. Wenn normaler Gang einem hinkenden Gang gegenübergestellt wird, ergibt sich, dass die Herzfrequenz ebenso wie der Sauerstoffverbrauch beim Hinkenden deutlich ansteigen (Hughes et al. (57)). Es bedarf einer höheren Energie um das erkrankte Bein zu beschleunigen und das gesunde Bein dabei zu fixieren. Auch Duffy (26) fand einen direkten Zusammenhang zwischen einem erhöhten **Sauerstoffverbrauch** und dem Ausmaß der körperlichen Beeinträchtigung im Sinne von Hüftrotation und Beckenschiefstand. Duffy gab als Ursache für den erhöhten Sauerstoffverbrauch ein gestörtes Gleichgewicht an, was wiederum die Balance und die Kontrolle der Gehgeschwindigkeit beeinträchtigt.

Es wurde bereits anhand von Kindern mit einer Myelomeningozele gezeigt, dass der Sauerstoffverbrauch in direktem Zusammenhang mit der erhaltenen Muskelfunktion steht, je weniger Muskulatur zur Verfügung steht, desto höher der Sauerstoffverbrauch des Kindes (Agre et al. (2)).

Bowen (14) zeigte hingegen auf, dass es möglich ist, normale Sauerstoffkosten („oxygen cost“, ml/kg/m und -verbrauch (ml/kg/min) zu haben, jedoch funktionell aufgrund von Muskelschwäche eingeschränkt zu sein. Dies konnte er anhand Untersuchungen von an Muskeldystrophie erkrankten Kindern feststellen.

Frost (35) vermerkte unter anderem, dass ältere Kinder und Erwachsene weniger Sauerstoff pro Kilogramm Körpergewicht beim Gehen und Laufen verbrauchen als jüngere Kinder. Rosenbaum (121) beschrieb ebenso im Rahmen von Sauerstoffverbrauchsmessungen zur Darstellung der energetischen Aspekte beim Gehen, dass der O₂-Verbrauch bei Kindern (6–12 Jahre) im Vergleich zu Jugendlichen (13–19 Jahre) und Erwachsenen erhöht ist.

2.2.3.4 Beanspruchung bei körperlich eingeschränkten Kindern

Bergmann (12) beschäftigte sich in seinen Arbeiten mit den unterschiedlichen Belastungen, welche auf das Hüftgelenk bei verschiedenen Aktivitäten einwirken. So fand er nach Einbau einer instrumentierten Hüftgelenksendoprothese heraus, dass bei bettlägerigen oder auf einem Stuhl sitzende Patienten lediglich weniger als 50% des Körpergewichts wirkten, der zweibeinige Stand

fürte hingegen zu einer Belastung von 80% KG. Eine Erweiterung der Gehgeschwindigkeit bis zum Laufen ergab Werte von bis zu 550% KG. Eine Reduktion der einwirkenden Kräfte gelang bei der Benützung von 2 Krücken um 25%. Es lässt sich hierdurch zeigen, dass das Hüftgelenk durch den Krückengang oder die fehlende normale Belastung wie z.B. das Gehen unterschiedlich stark entlastet wird. Für eine physiologische Entwicklung ist jedoch die abwechselnde Be- und Entlastung eines Gelenkes nötig.

Die funktionelle Beanspruchung mit gezielter Be- und Entlastung des Gelenkes ist nicht nur für den alltäglichen Bedarf sinnvoll, auch z.B. im Rahmen des Schulsports soll diese Forderung erfüllt sein.

2.2.4 Zu diskutierende Einflüsse auf die Entstehung der Coxa-valga

2.2.4.1 Inaktivität

Wie Friedebold (33) feststellte, entstehen funktionelle Defizite durch zum Teil sogar gewollte Immobilisation im Rahmen therapeutischer Maßnahmen. Rein funktionelle Störungen führen im Verlauf jedoch zu anatomischen Veränderungen. Bei fehlender Belastung einer Extremität kommt es zu Abbauvorgängen im Sinne von Kalziumverlusten des Knochens sowie Knorpeldefekten und Muskelatrophien. Eine hieraus resultierende Veränderung der Muskelkraft hat wiederum eine Veränderung des Knochenwachstums im heranwachsenden Knochen zur Folge.

2.2.4.2 Deformität

Ein weiterer Faktor, der die Entstehung einer Coxa-valga fördert, ist eine vorbestehende bzw. sich entwickelnde Deformität, z.B. die der Hüftdysplasie. Bei der Hüftdysplasie liegt eine Reifungsstörung der Hüftpfanne vor (knorpelige Deformierung), die mit begleitenden Fehlentwicklungen am koxalen Femurende (Coxa-valga bzw. Coxa-antetorta) einhergehen kann. Bei der sogenannten angeborenen Hüftluxation, die sich sekundär aus der Instabilität des Gelenkes bei sonst gesunden Säuglingen unmittelbar peripartal entwickelt, verlässt der Hüftkopf partiell oder komplett die Hüftpfanne. Unbehandelt kann es somit zur Dezentrierung des Hüftkopfes mit Subluxation und Luxation kommen.

2.2.4.3 Bewegungseinschränkung

Lindemann (90) beobachtete bei Kindern, welche in einem Spreizgips ruhiggestellt waren, also in ihrer Hüftgelenksbeweglichkeit eingeschränkt waren, eine zunehmende Coxa-valga. Somit verändert sich die Form und Struktur des Knochens im Sinne der Anpassung an eine Bewegungseinschränkung.

Auch Cotta und Puhl (21) stellten fest, dass das Hüftgelenk durch eine Hüftgelenksentlastung beeinflusst wird. Eine vorbestehende Bewegungseinschränkung ist zwingend mit einer daraus folgenden Entlastung verbunden. Kinder, die aufgrund ihrer Vorerkrankung z. B. mit Orthesen im Kniegelenksbereich versorgt, oder auf Unterarmgehstützen angewiesen sind, können ihre Extremitäten nicht im vollen Umfang benützen, das Hüftgelenk ist in seinem Bewegungsausmaß

eingeschränkt. Ein Ungleichgewicht der Muskulatur im Bereich des Hüftgelenks kann nach Brien (15) zu einer Deformierung des Femurs führen. Es wurde gezeigt, dass es nach Durchtrennung der Hüftabduktoren zu einer Valgusdeformierung des Schenkelhalses kam.

2.2.4.4 Metrische Aberration

Eine vorliegende Veränderung der Anatomie des Beines so z.B. im Sinne einer *Beinlängendifferenz* führt zu einer Fehlbelastung. Diese Beinlängendifferenz wiederum ist meist die Folge von Wachstumsstörungen. Ursachen im Wachstumsalter sind angeborene Differenzen, Lähmungen im Wachstumsalter, Epiphysenverletzungen bzw. -krankheiten als auch Folgen von Frakturen. Weiterhin kann eine Beinlängendifferenz auch funktioneller Art sein, so z.B. als Folge einer Gelenkfehlstellung (Debrunner (23)). Bei einer echten Beinlängendifferenz von wenigen cm wird meist durch einen Beckenschiefstand ausgeglichen, das heißt, dass die Beckenseite der normallangen Extremität angehoben wird. Eine Beinlängendifferenz von mehr als 2cm kann zum Hinken, rascher Ermüdbarkeit und infolge eines Beckenschiefstandes /Skoliose zu Rückenbeschwerden führen.

Mau (93) zeigte in seinen Arbeiten über die kindliche Beinverkürzung auf, dass sich funktionelle Anpassungen im Sinne einer vermehrte Coxa-valga entwickeln. Weiterhin ist eine vermehrte Antetorsion des Schenkelhalses, eine geringere Tiefe der Pfanne, sowie ein Tiefstand des Trochanter minors die Folge. Mau äußerte die Vermutung, dass beim Gehen des Hinkenden die Hüftabduktoren auf der erkrankten Seite weniger stark beansprucht werden und daher auch eine transversale, quere stauchende Wirkung des Hüftkopfes in die Pfanne während der Standbeinphase entfällt. Hierdurch wird ein steilerer Verlauf aller auf den Hüftkopf wirkenden Kräfte erzeugt, weshalb sich im Folgenden die Epiphyse horizontaler einstellt und sich damit eine Coxa-valga ausbildet.

Bjerkreim (13) äußerte weiterhin, dass sich auf der Seite des längeren Beines aufgrund einer Adduktionshaltung eine Dysplasie des Acetabulums entwickelt. Weiterhin findet sich wegen der ausgleichenden Beckenneigung ein funktionell reduzierter CE-Winkel auf der Seite der längeren Extremität. Auch Niethard und Pfeil (103) beschrieben, dass eine Beinlängendifferenz eine vermehrte Hüftgelenksüberdachung auf der verkürzten und eine verminderte Hüftgelenksüberdachung auf der contralateralen Seite verursacht.

2.2.4.5 Chronischer Schmerz

Schmerzen sind als eine große Einflussgröße auf die Entwicklung der kindlichen Hüfte anzusehen. Das Vorhandensein von einer, die Bewegung behindernden Größe, verursacht eine Gangform, welche als "Schmerzhinken" bezeichnet wird. Die Belastungszeit kann bis zu einer Teilbelastung verkürzt sein. Zum einen ist durch eine Erkrankung im Fußbereich und die damit verbundenen Schmerzen eine Entlastung der Extremität zu erwarten, jedoch ist zum anderen durch ein vorsichtigeres Aufsetzen der Extremität auch eine gewisse Verlängerung der Belastungsdauer gegeben (Debrunner (24)). Wie bereits in den Arbeiten von Häfner (42) gezeigt wurde, können Entzündungen und Gelenksschmerz oft in einer Gelenksdestruktion münden, und folglich

Deformitäten des Gelenkes herbeiführen. In der Behandlung der juvenilen chronischen Arthritis ist daher die Schmerzreduktion ein wichtiger Therapieansatz.

2.2.4.6 Operationsanzahl

Durch eine höhere Anzahl von Operationen ergibt sich jeweils wieder ein Rückschritt im Belastungsausmaß einer Extremität, da es regelmäßig zu einer postoperativen Regenerationsphase mit folgendem Wiederaufbau der Muskulatur kommt. Ein weiterer Aspekt ist sicherlich die psychologische Komponente; eine steigende Anzahl von Operationen ist oft die Ursache einer sich entwickelnden Antriebsschwäche, welche sich auf die Mobilität auswirkt, eine weitere Entlastung wäre die Folge.

Die Anzahl der Operationen hat nach Nieweg (104) jedoch vor allem Einfluss auf die körperliche Leistungsfähigkeit und damit auch auf den Alltag der Patienten. Es scheint jedoch die Operationsanzahl keinen signifikanten Einfluss auf psychosoziale und emotionale Komponenten des Wohlbefindens zu haben.

Knopp et al. (70) berichteten 1997 in einer Multicenterstudie über Determinanten der Lebensqualität nach offenem Unterschenkelbruch. Hierbei ergab sich unter anderem auch die Operationsanzahl als Determinante der Lebensqualität.

2.2.4.7 Hilfsmittel

Als Hilfsmittel im speziellen Sinne werden Orthesen bezeichnet, als Sammelbegriff für am Körper getragene Hilfsmittel (Beckers und Deckers (7)). Deckers und Beckers haben als Zielsetzung einer Orthese unter anderem die Unterstützung einer schwachen Muskelfunktion angeführt, oder die Entlastung eines Gelenkes. In dieser Funktion können Orthesen folglich das Hüftgelenk deutlich beeinflussen.

Friedrich (34) fand in seiner ganganalytischen Bewertung der Eigenschaften von Orthesen für Kinder mit Spina bifida unter anderem heraus, dass Kinder mit Gelenkorthesen im Vergleich zu gesunden Kindern weniger Hüftstreckung in der Standphase und Beugung in der Schwungphase aufweisen. Auch ist die Hüfte auf der Seite des Standbeines tiefer und die Hüftadduktion der Standphase kommt später und geringer vor. Ein Erklärungsversuch für das tiefer stehende Becken über dem Standbein wäre, dass bei den Pendelbewegungen des Körpers auf der Schwungseite das Becken nach oben gezogen wird.

Michelsson und Langenskiöld (13) beschrieben anhand entsprechend durchgeführter Tierversuche, dass eine Immobilisation des Kniegelenks (in Extension gehalten) bei heranwachsenden Ratten zur Hüftdislokation führt, wenn die ischiocruralen Muskulatur intakt ist. Die Entwicklung des Hüftgelenks kann somit stark beeinflusst werden.

Unterarmgehstützen zählen zu den am häufigsten genutzten Orthesen. Sie werden eingesetzt, um aufgrund nicht bestehender Belastbarkeit die Extremität ohne Bodenkontakt nach vorne zu schwingen, oder lediglich mit Sohlenkontakt oder einen vorgegebenen anteiligem Körpergewicht zu belasten. Savvidis und Lör (125) stellten fest, dass bei der erstgenannten Entlastung der

proximale Femur mit ca. 85% des Körpergewichts belastet wird. Der Musculus iliopsoas führt hier durch seine Anspannung zu den erzielten Kraftauswirkungen im Sinne einer Haltearbeit, die übrige Hüftbeugemuskulatur besitzt bei der Entlastung im Durchschwinggang eine vernachlässigbare Aktivität. Bergmann (10) stellte einen Abfall der Druckwerte auf 75% bei Benutzung einer Stockstütze heraus. Die höchste Entlastung des Hüftgelenkes tritt jedoch auf, wenn eine Teilbelastung der Extremität mit Bodenreaktionskräften in Höhe des Eigengewichts durchgeführt wird. Nachdem bekanntlich der Wechsel zwischen Be- und Entlastung das Knochenwachstum fördert, ist bei einer dauerhaften Entlastung das Wachstum gestört.

2.2.4.8 Compliance

Als Compliance wird die Bereitschaft des Patienten, bei diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen mitzuwirken, bezeichnet (Wilson (147)). Auch die Compliance stellt ein wichtiges Kriterium für die Entwicklung der Coxa-valga dar. Das unregelmäßige Tragen z.B. einer Orthese oder einer Schuhsohlenerhöhung ist für die weitere Fehlentwicklung am Knochen förderlich. Weiterhin kann mangelnde Teilnahme an krankengymnastischen Übungen zu einer Schwäche des Muskelapparates und zu einer daraus folgenden muskulären Dysbalance mit Veränderung der Muskelresultierenden führen.

2.2.4.9 Instabilität

Bei einem instabilen Hüftgelenk wird der Hüftkopf durch die umgebende Hüftgelenkkapsel nicht mehr zentriert in der Gelenkpfanne gehalten. Die Hüftdysplasie als eine der Ursachen für ein instabiles Hüftgelenk, kann wiederum eine Luxation fördern (Debrunner und Hepp (24)). Eine allgemeine Bandschwäche, eine Kapsel-Band-Laxizität, im Zusammenhang mit der angeborenen Hüftluxation wird beschrieben (Carter und Wilkins (20)).

Auch von Rosen nahm 1964 (120) als Ursache der kongenitalen Hüftgelenkluxation eine Erschlaffung der Weichteile und nicht die primäre Dysplasie des Acetabulums an. Tönnis und auch Ackermann (1) gab ebenso eine Verbindung zwischen einer generalisierten Gelenkmobilität und Hüftluxationen an.

2.2.4.10 Funktionsstatus

Der Funktionsstatus stellt das aktive Leistungsvermögen des Patienten dar. Hier ist z.B. die Gehstrecke bzw. die Möglichkeit ohne Hilfsmittel zu gehen oder die fehlende Gehfähigkeit zu erwähnen. Das Maß der Beeinträchtigung des Patienten korreliert, wie bereits erwähnt, mit einer sich verändernden Anatomie.

3 Eigene Untersuchungen

3.1 Untersuchungsgut

Zur Vermessung standen die Hüftgelenke (38) aus Röntgenbildern von 19 Kindern bereit. Die verwandten Bilder stammen aus dem röntgenologischen Archiv der Orthopädischen Universitäts-Poliklinik München und wurden zwischen 1993 und 1998 angefertigt. Die hier untersuchten Kinder suchten die Klinik aufgrund Erkrankungen im Bereich des Kniegelenks, des Unterschenkels, oder einer Fußfehlstellung auf. 5 Kinder wiesen eine congenitale Tibiapseudarthrose auf (3, 4, 7, 11, 13), 5 Kinder hatten einen angeborenen Defekt distal des Kniegelenks (Länge und Querdurchmesser betreffend) (2, 5, 6, 14, 18), 4 Kinder litten an einer schweren Hämophiliearthropathie des Knie- und Sprunggelenks (12, 16, 17, 19), 2 Kinder wiesen eine schlaffe Parese unterhalb des Knies auf (8, 9), 1 Kind litt an einer Unterschenkeldeformität nach einer angeborenen Kniegelenksluxation (10), bei einem Kind war eine Unterschenkelamputation durchgeführt worden (15) und bei einem weiteren war eine ausgeprägte Fußdeformierung (9) festgestellt worden. Die Kinder befanden sich bei Diagnosenstellung im Alter zwischen 3,5 und 20,3 Jahren.

Eine Hüfterkrankung lag primär nicht vor, jedoch wurde die Röntgendiagnostik des Beckens aufgrund z.B. geäußelter Schmerzen im Hüftbereich durchgeführt. Die sich darstellenden Veränderungen am Hüftgelenk hatten zu keiner operativen Therapie geführt.

Name	Rang	Aktivitäts-score	Geburtstag	Geschl. weibl./männ.	Seite	Diagnose	Erkrankungszeitraum	Alter bei Diagnosestellung (Jahre)
S. F.	1	2-3	18.10.1992	m	re.	Pes equinus	4,3	4
St.S.	2	2	24.01.1990	m	re.	Tibiaaplasie	4,8	5
R. K.	3	2-3	29.12.1991	w	re.	Crus varum	5,3	5
A.Y.	4	2-3	26.12.1989	w	li	Tibiapseudarthrose	5,5	5
I. A.	5	2	14.11.1992	w	re.	Tibiahypoplasie	6,1	4
S. A..	6	2	24.06.1990	m	li.	Tibiaaplasie	6,0	6
K. V.	7	2	23.09.1988	w	re.	Untersch.-Pseudarthrose	6,2	6
S. S.	8	1	05.09.1989	w	li.	Teilparese U.schenkel	6,8	7
B. B.	9	1	15.08.1988	m	li.	Pes excavatus	7,8	8
B. X.	10	2	10.08.1987	m	re.	Kniegelenksluxation	8,6	9
S. R.	11	2	16.05.1985	w	re.	Tibiapseudarthrose	9,1	9
T. F.	12	3	26.07.1984	m	re.	Kasabach-Merritt-Syndr.		11
M. C.	13	2-3	30.11.1981	w	re.	Tibiapseudarthrose	10,0	11
G. M.	14	1	12.02.1985	m	re.	Tibiahypoplasie	7,3	12
P. H.	15	2	12.12.1981	m	li.	Untersch.amputation	10,0	13
B. A.	16	1-2	01.01.1983	m	li.	Hämophilie-Arthropathie		14
D. M.	17	1	30.05.1980	w	li.	Kasabach-Merritt-Syndr.	0,8	14
K. F.	18	1	03.03.1981	m	re.	Postkompartment-Syndr.		15
W. R.	19	1	13.03.1977	m	re.	Hämophiliearthropathie	10,0	20

Tabelle 1: Auflistung des Patientengutes unter Angabe des Namenskürzels, des Ranges, des Aktivitätsscores (siehe unten), des Geburtstages, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, der Diagnose, des Erkrankungszeitraumes, sowie des Alters bei Diagnosestellung. Bei Pat. Nr. 12 und Nr. 18 entfällt der Erkrankungszeitraum, da es sich hierbei nur um eine einmalige Vorstellung des Patienten handelte.

Aktivitätsbeurteilung der untersuchten Kinder

- 1: minderaktiv ohne Hilfsmittel bzw. mit einfachen Hilfsmitteln (z.B. Schuhzurichtungen)
- 2: minderaktiv mit voll genützter Orthese bzw. Prothese
- 3: minderaktiv mit reduziert genützter Orthese bzw. Prothese

Obwohl die Kinder dieses Patientengutes an sehr unterschiedlichen Erkrankungen leiden, verbindet sie doch eine Entlastung der erkrankten unteren Extremität. Die Entlastung erfolgte zum einen durch die reduzierte Bewegung des Kindes oder durch eine Entlastung beim Krückengang. Zum anderen wurde im Sinne einer reduzierten Belastungszeit im Vergleich zur Gegenseite bei Beinlängenverkürzung oder Schmerzhaftigkeit belastet.

3.2 Methodik

3.2.1 Röntgentechnik

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 a.p. ausgerichtet. Weiterhin liegen die Innenknöchel einander an.

3.2.2 Vermessungstechnik

Die vorliegenden Beckenübersichten wurden nun mit den unten aufgeführten Strecken und Winkeln vermessen. Die unterschiedlichen Vorgehensweisen bei der Erstellung der angewandten Strecken und Winkel wurde bereits im Literaturteil eingehend dargestellt.

3.2.2.1 Messwerte das Acetabulum betreffend

Die Konstruktion des AC-Winkels wird nach Hilgenreiner durchgeführt (siehe 2.1.7.2.2), der Sharp-Ullmann-Winkel kann nach den Angaben von Sharp und Ullmann erstellt werden (siehe 2.1.7.2.1). Der CE-Winkel wird nach der bereits dargestellten Methode nach Wiberg bestimmt (siehe 2.1.7.2.3). Die Tear-drop-Distance (TDD) stellt die Distanz zwischen dem nächst liegenden medialen Teil der Hüftkopfes und dem lateralen Bereich der Tränenfigur des Beckens dar (siehe 2.1.7.2.4). Der Instabilitätsindex, auch Migration Percentage (a/b) genannt, wird nach der Vorlage Reimers bestimmt (2.1.7.2.5). Der Pfannenindex t/e, als Quotient aus der Tiefe der Hüftpfanne und der Länge derselben, kann in Anlehnung an den Pfannendachwinkel nach Idelberg und Frank (ACM-Winkel) erstellt werden. Die Strecke AB als Verbindung des oberen Randes der Hüftpfanne (Hüfterker) und dem untersten Punkt des Pfannenrandes ist der Pfannenlänge gleichzusetzen. Die Pfannentiefe hingegen kann nicht direkt mit der Strecke MC gleichgesetzt werden, da diese nicht unbedingt der tiefsten Stelle der Hüftpfanne entspricht und wird somit als kürzeste Verbindung des tiefsten Punkt der Pfanne bis zur Strecke der Pfannenlänge gemessen (siehe 2.1.7.2.6).

3.2.2.2 Messwerte die Epiphyse betreffend

Der EY-Winkel sowie der KE-Winkel (Kopfeiphysenwinkel) werden nach der Methode nach Jäger/Refior (62) (siehe 2.1.7.3.1 und 2.1.7.3.2) bestimmt, der KF-Winkel wird ebenso nach der Methode von Jones bzw. Refior und Jäger festgelegt (siehe 2.1.7.3.3).

3.2.2.3 Meßwerte die Apophyse betreffend

Der TA-Winkel wird nach der Beschreibung von Heimkes erstellt (siehe 2.1.7.4.1), wobei die *Trochanterapophysenfugenlinie* nach Jorysz eingezeichnet wird. Bei der Vermessung des TA-Winkels wird der Winkel mit einem positiven Vorzeichen versehen, wenn die Trochanterapophysenfuge flacher angelegt ist als die Schenkelhalsachse, falls die Apophyse

steiler verläuft, ergibt sich ein negatives Vorzeichen. Heimkes bzw. Jorysz liefern die Beschreibung des TF-Winkels (2.1.7.4.2). Der AY-Winkel wird in Analogie zum EY-Winkel von Heimkes in die Beschreibung der Apophyse neu eingebracht und entsprechend, wie bereits im Literaturteil beschrieben, konstruiert (siehe 2.1.7.4.3).

3.2.2.4 Messwerte den Schenkelhals betreffend

Der projizierte pCCD-Winkel wird nach der im Kap. 2.1.7.5.1 beschriebenen Methode nach Müller gemessen. Die Articulo-trochanteric-Distance (ATD) wird nach dem Verfahren, welches Edgren darstellt gewonnen (Siehe 2.1.7.5.2).

Die ATD des Trochanter majors - $ATD_{maj.}$ - wird als Differenz auf der Ebene der Längsachse des Femurs zwischen der Spitze des knöchernen Anteils der großen Trochanter und der Spitze des Femurkopfes angesehen. Diese Strecke ist identisch mit der von Gage und Cary (36) als ATD bezeichnete Distanz. Analog hierzu wird die ATD des Trochanter minor - $ATD_{min.}$ - konstruiert. Bei Gage gleichzusetzen mit LTA affected oder unaffected. Die Articulo-trochanteric-Distance min.-maj. - $ATD_{min.-maj.}$ - stellt die Differenz der $ATD_{min.}$ und der $ATD_{maj.}$ dar, somit den Abstand von Trochanter major und Trochanter minor. Gage und Cary wiederum prägten hierfür das Kürzel TTD_a oder TTD_u (trochanter-to-trochanter distance affected bzw. unaffected).

3.3 Statistische Methoden

Das Ziel der Analyse ist es, Unterschiede zwischen der erkrankten Seite und der gesunden Hüfte aufzuzeigen. Die statistische Auswertung erfolgt bei bestehender Normalverteilung mittels eines T-Testes bei verbundenen Stichproben. Dieser Test wird eingesetzt, da sich bei den einzelnen Patienten jeweils eine Paarung durch die beidseitige Hüftwertbestimmung ergibt. Es wird analysiert, ob sich die Erwartungswerte der Wertepaare voneinander unterscheiden. Unter der Nullhypothese (kein relevanter Unterschied) erwartet man eine durchschnittliche Differenz nahe bei Null. Da sich bei den untersuchten Werten zum Teil auch keine Normalverteilung ergibt, wird zur statistischen Analyse der Wilcoxon Signed Rank Test angewandt. Zusätzlich zum T-Test wird hier die nicht-parametrische Variante (Wilcoxon für **verbundene Stichproben**) auf Unterschiede hin untersucht.

Statistische Signifikanz gilt für p-Werte kleiner 0,05. Zur Ausführung des Testes und zur graphischen Darstellung der Ergebnisse wird das Statistik-Programm SigmaPlot 8,0 bzw. SigmaStat 3,0 verwendet.

3.4 Ergebnisse

Die ermittelten Messwerte werden nach aufsteigendem Alter zum Untersuchungszeitpunkt angeordnet und mit einer Rangnummer versehen. In einem intraindividuellen Vergleich werden die jeweiligen Messdaten der pathologischen Seite und der gesunden Seite eines Patienten über eine vertikale Verbindungslinie einander zugeordnet.

Des Weiteren kann in einer anderen graphischen Darstellungsform die Gesamtheit der Messwerte der pathologischen zur Gesamtheit der gesunden Seite durch entsprechende Trendlinien gegenübergestellt werden, wobei man unter einer Trendlinie eine graphische Darstellung des Trends der Daten in einer Datenreihe versteht. Für diese Diagrammform werden daher die Patienten dem Alter nach angeordnet und eine entsprechende Trendlinie erstellt. Lediglich bei dem CCD-Winkel wurden die Normwerte in die Graphik mit eingebracht. Als Quelle für die Normwerte wird die Arbeit von Jorysz (66) herangezogen.

Anschließend werden die Ergebnisse der Messungen als Box-Plots dargestellt. Der Box Plot wird konstruiert nach der Ermittlung der statistischen Kenngrößen Minimum, unteres Quartil, Median, oberes Quartil, Maximum, oberes und unteres Percentil:

Der Median ist die Zahl, die in der Mitte einer Zahlenreihe liegt. Das heißt, die eine Hälfte der Zahlen besteht aus Werten, die kleiner sind als der Median, und die andere Hälfte aus Werten, die größer sind als der Median. Weiterhin heißt ein Beobachtungswert oberes Quartil, wenn mindestens 25% aller Werte größer oder gleich sind als dieses obere Quartil. Entsprechend heißt ein Beobachtungswert unteres Quartil, wenn mindestens 25% kleiner oder gleich sind als das untere Quartil. Ein Beobachtungswert heißt oberes Percentil, wenn mindestens 10% aller Beobachtungswerte größer oder gleich sind als das obere Percentil. Entsprechend heißt ein Beobachtungswert unteres Percentil, wenn mindestens 10% aller Beobachtungswerte kleiner oder gleich sind als das untere Percentil. In der Box-Plot-Darstellung entsprechen jeweils die Punkte dem Maximum- und Minimumwert, „die Ausläufer“ des Box-Plot entsprechen jeweils dem oberen und unteren Percentil.

Signifikanz wird für ein p-Niveau kleiner 0,05 festgelegt. Errechnet werden diese Werte anhand des T-Testes mit verbundenen Stichproben. Bei nicht vorhandener Normalverteilung wird ein Wilcoxon Signed Rank Test angewandt.

3.4.1 Messwerte das Acetabulum betreffend

Sharp-Ullmann-Winkel:

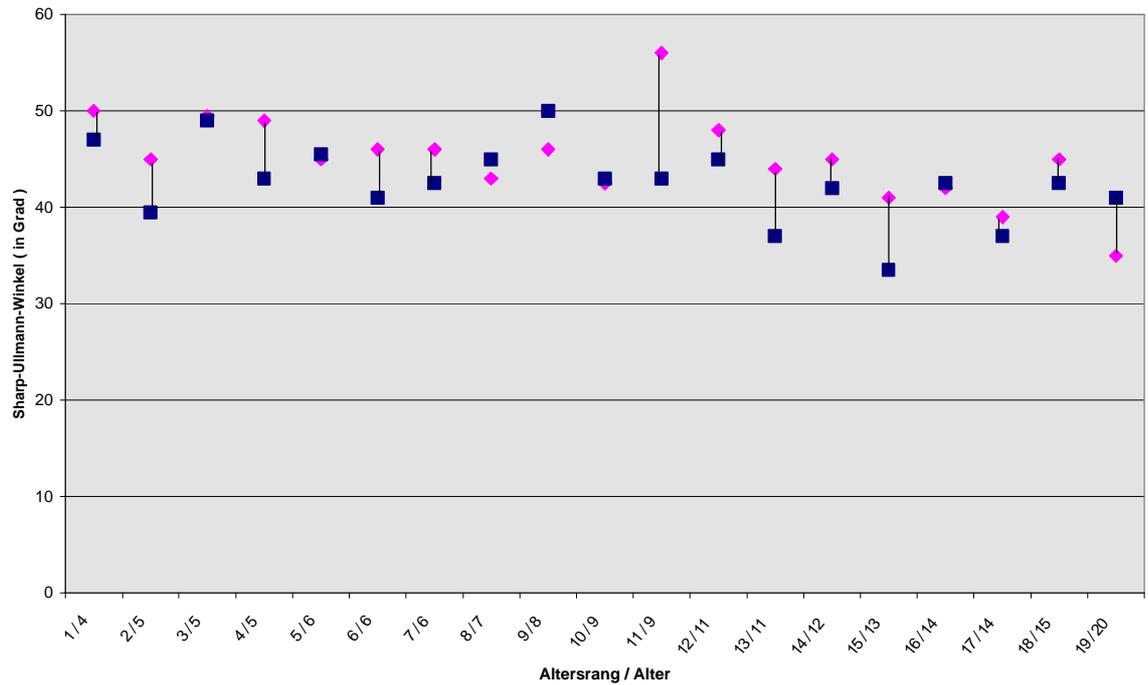


Abb. 26: Werte des Sharp-Ullmann-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

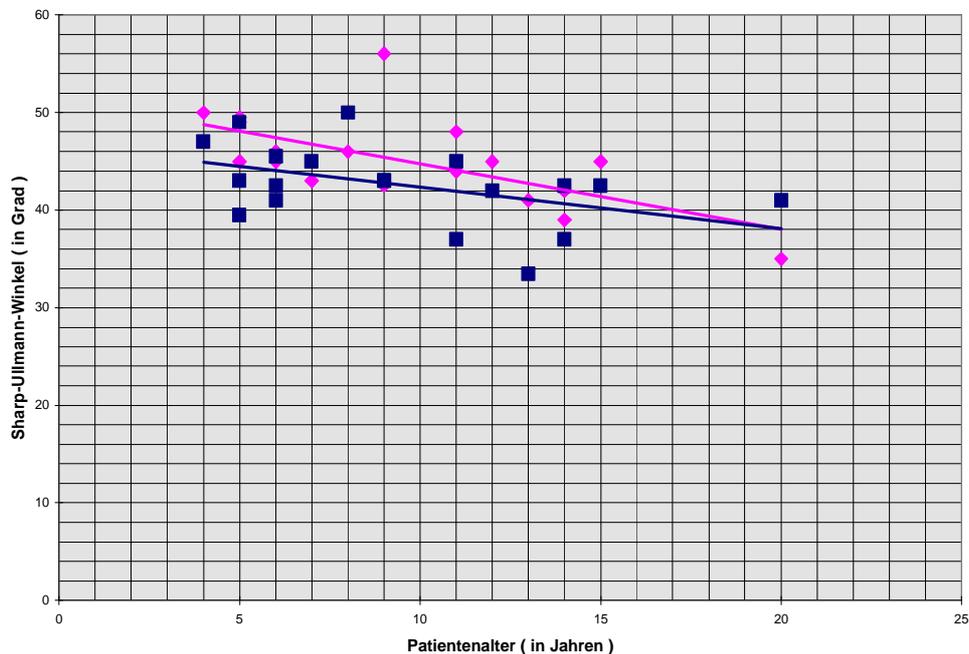


Abb. 27: Werte des Sharp-Ullmann-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Trendlinie der pathologischen Hüften weist einen höheren Verlauf wie die Trendlinie der gesunden Hüften auf, demnach sind die Hüftwerte der path. Hüften in der Mehrzahl größer als die der gesunden Hüften, dies lässt sich in der Abb. 28 darstellen, bei 14 von 19 Hüften ist dies im Einzelnen (Abb. 27) bestätigt. Die Neigung der Hüftpfanne ist somit bei der entlasteten Seite größer, der Sharp-Ullmann-Winkel ist zwischen 0,5 und 13° vergrößert.

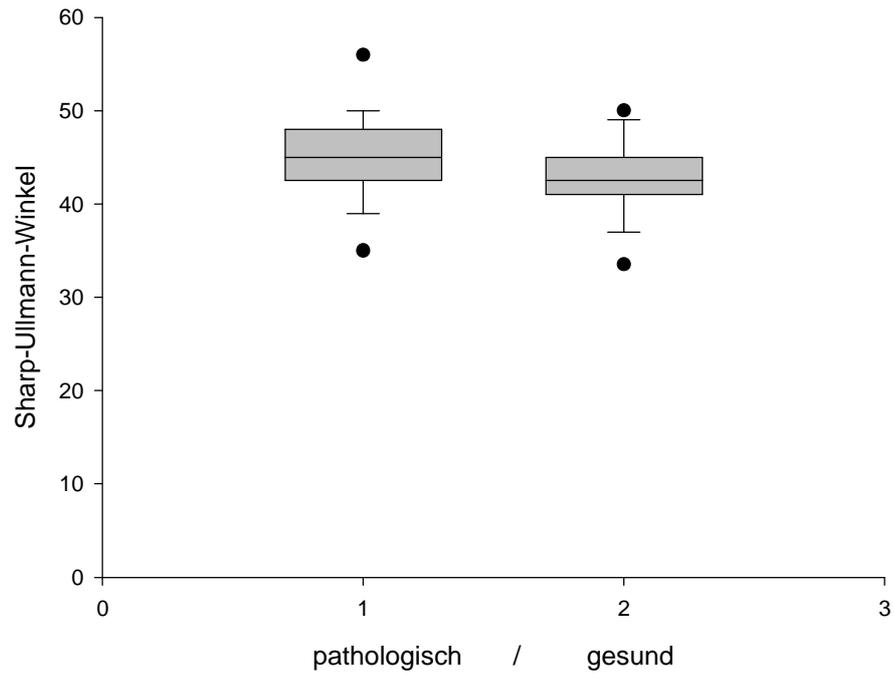


Abb. 28: Boxplot nach Daten des Sharp-Ullmann-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte ist größer. Der p -Wert beträgt 0,023 (Durchführung eines verbundenen t -Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied.

AC-Winkel:

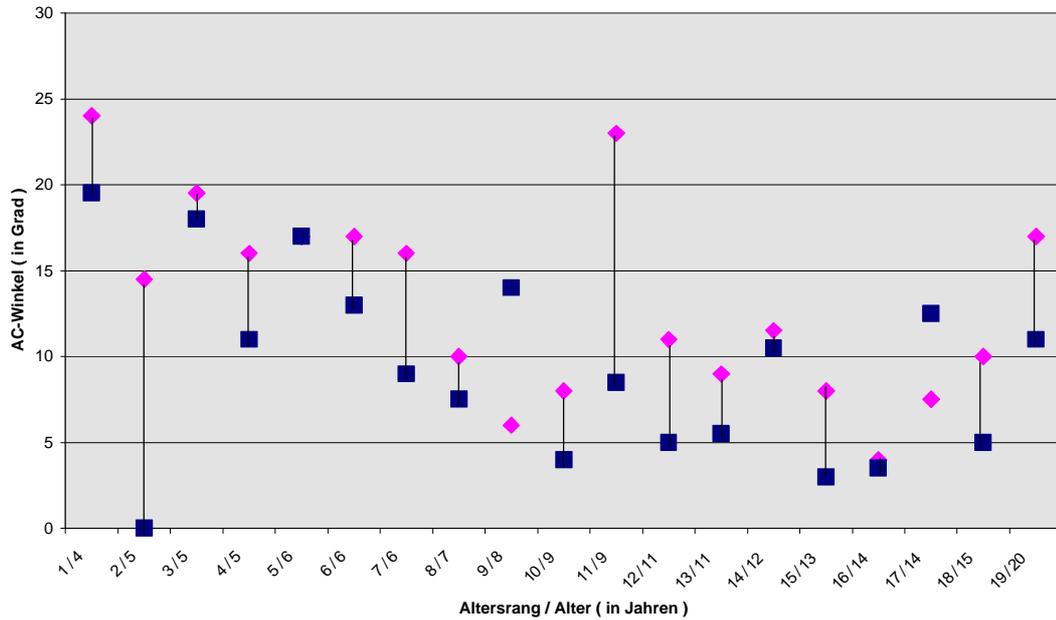


Abb. 29: Werte des Acetabulum-Winkels (AC-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

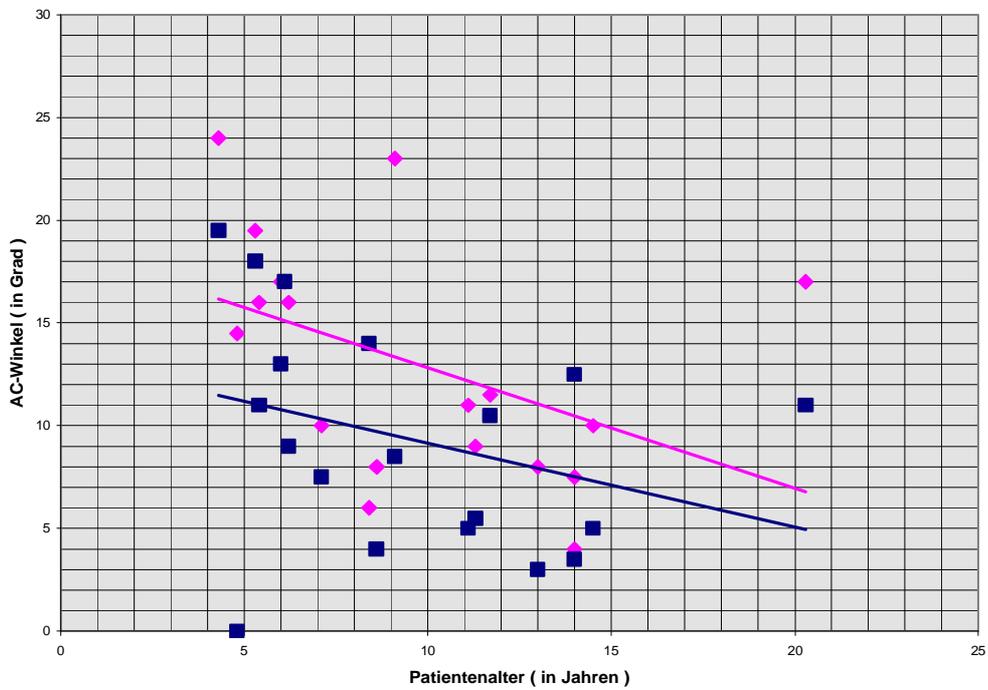


Abb. 30: Werte des Acetabulum-Winkels (AC-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Trendlinie der pathologischen Werte weist einen höheren Verlauf auf. In der direkten Gegenüberstellung der Werte am Individuum besteht bei lediglich 2 Patienten ein größerer Wert an der gesunden Hüfte. Der AC-Winkel ist bis auf ein gleichgroßes Wertepaar zwischen 0,5 und 14,5° steiler, die Pfanne ist somit steiler ausgebildet.

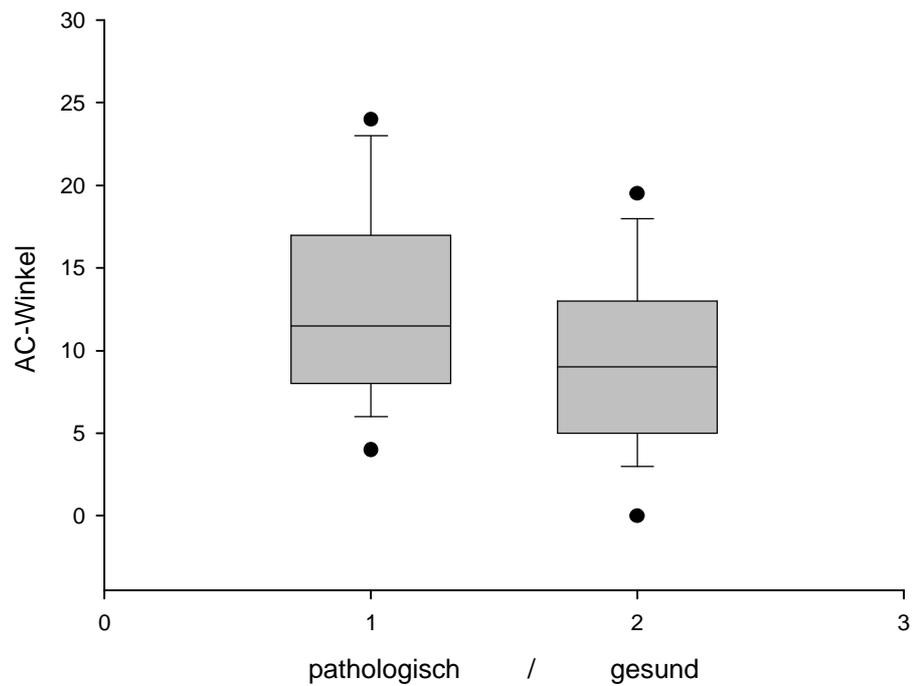


Abb. 31: Boxplot nach Daten des AC-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (11,5) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (9).

Der p -Wert beträgt 0,006 (Durchführung eines verbundenen t -Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied.

CE-Winkel:

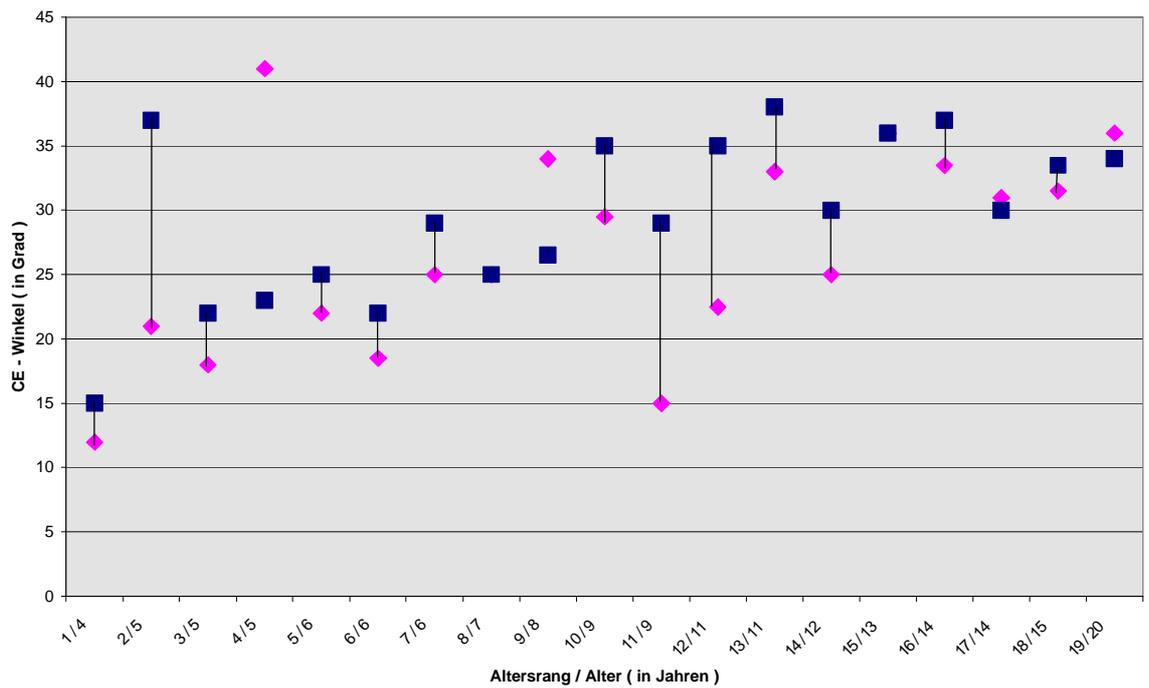


Abb. 32: Werte des Zentrum-Ecken-Winkels (CE-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

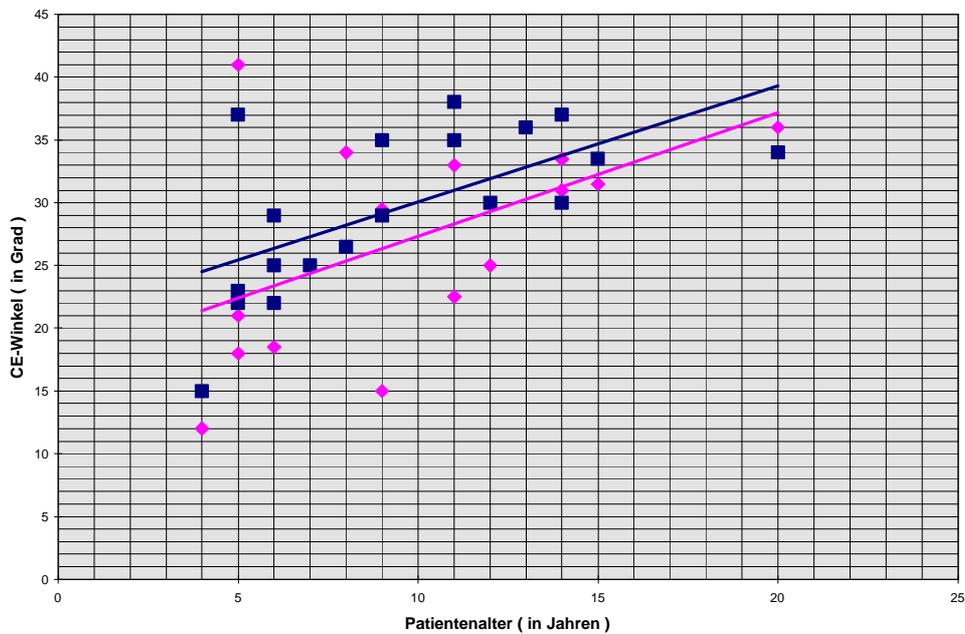


Abb. 33: Werte des Zentrum-Ecken-Winkels (CE-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Trendlinie der Hüftwerte der gesunden Seite liegt oberhalb der Linie der pathologischen Seite, die individuellen Werte weisen 4 Ausnahmen auf. Der CE-Winkel ist bis auf 2 wertgleiche Hüftgelenkspaare zwischen 2,0 und 16° verkleinert. Die Überdachung des Hüftkopfes ist somit geringer.

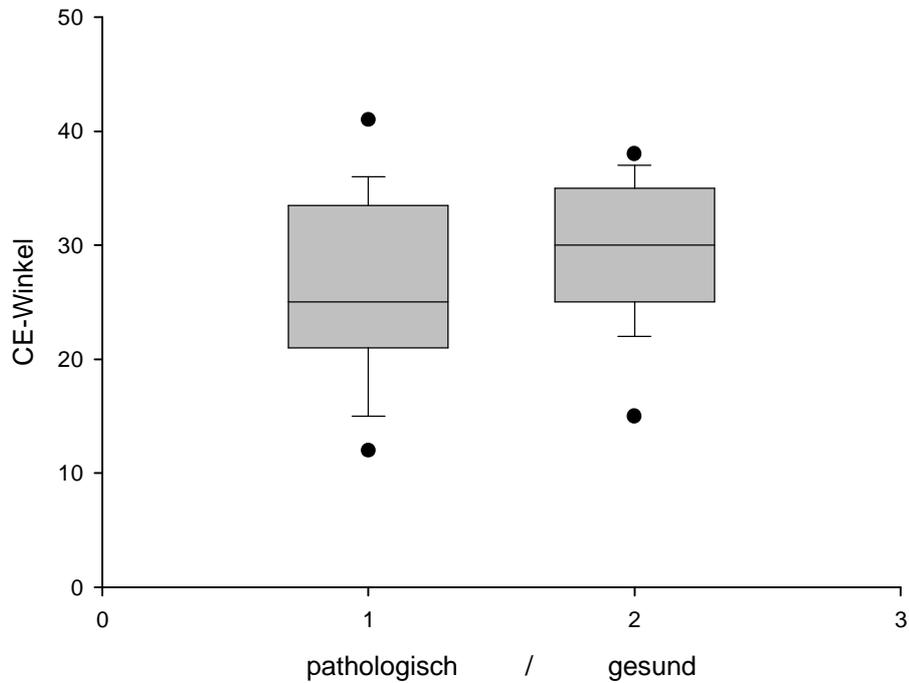


Abb. 34: Boxplot nach Daten des AC-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (25) ist kleiner als der Median der gesunden Hüfte (30).

Der p -Wert beträgt 0,040 (Durchführung eines Wilcoxon Signed Rank Tests bei nicht gegebener Normalverteilung), somit besteht ein signifikanter Unterschied.

TDD:

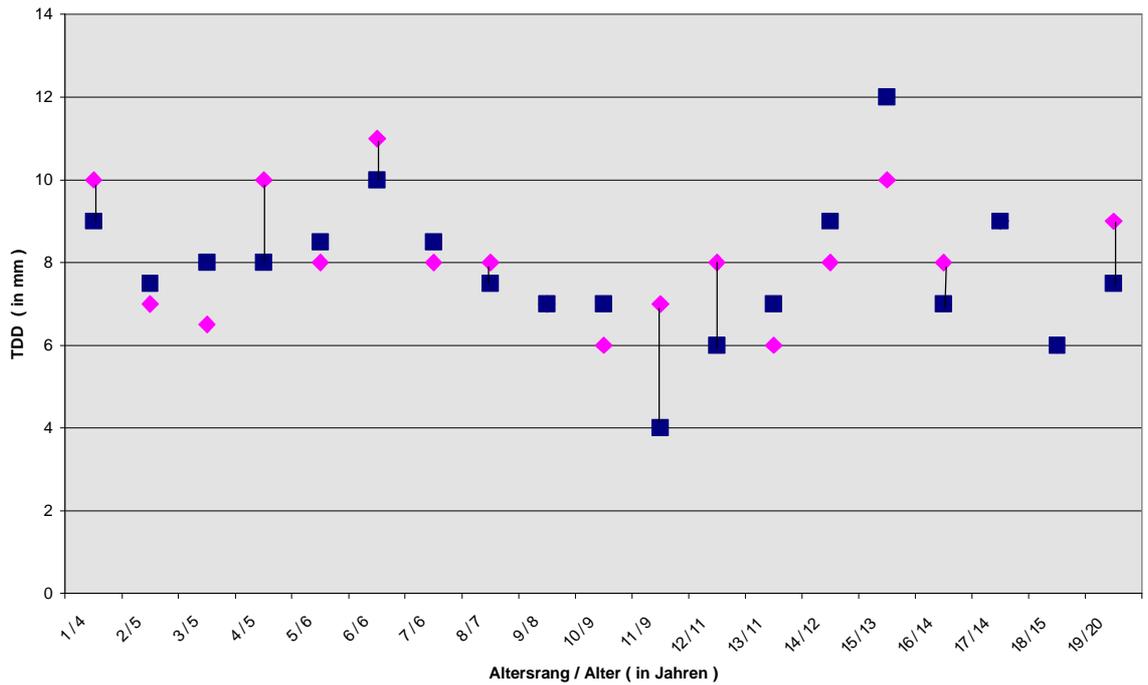


Abb. 35: Werte der Tear-drop-Distance (TDD) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

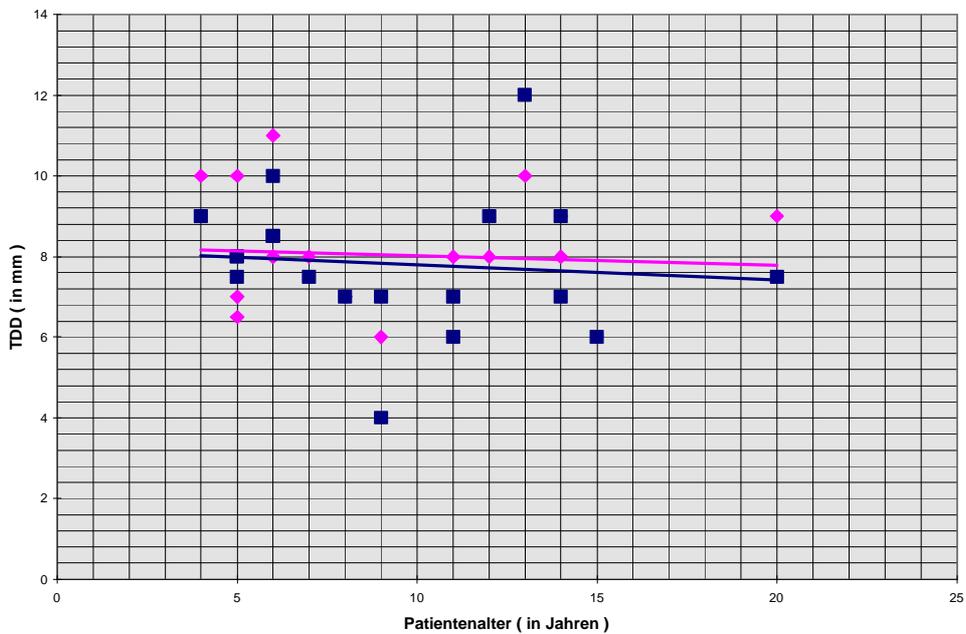


Abb. 36: Werte der Tear-drop-Distance (TDD) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Tendenzlinie der pathologischen Hüften bzgl. der Tear-drop-Distance verläuft oberhalb der Tendenzlinie der gesunden Hüften, die pathologische Seite weist einen größeren Abstand des Hüftkopfes von der Tränenfigur auf. Im Individualvergleich fallen 8 Patienten aus dieser Tendenz heraus, hier ist der gesunde Hüftkopf weiter von der Tränenfigur entfernt.

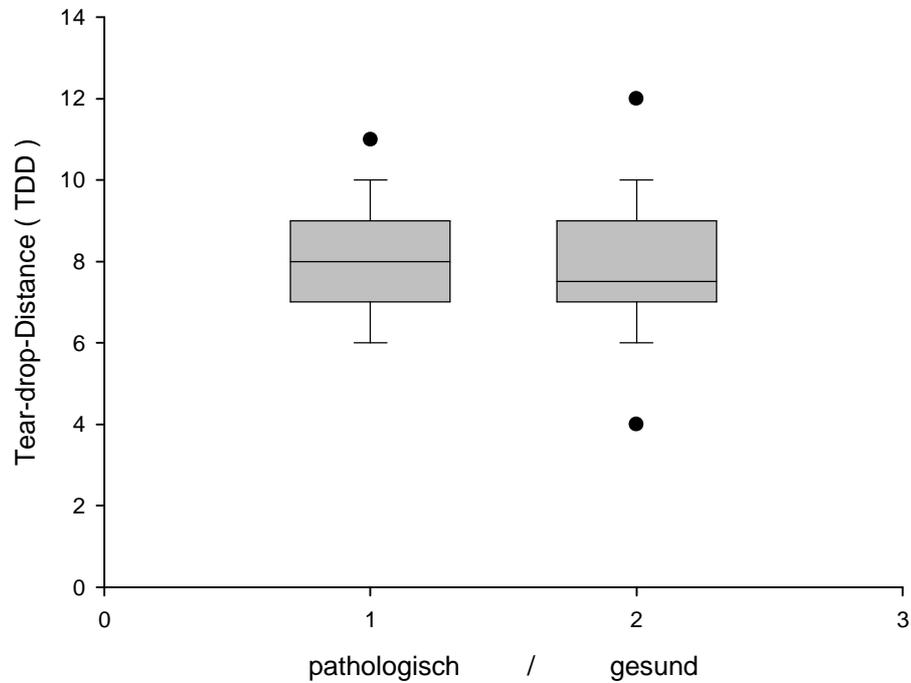


Abb. 37: Boxplot nach Daten der Tear-drop-Distance an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (8) ist nur geringgradig größer als der Median der gesunden Seite (7,5).

Der p -Wert beträgt 0,498 (Durchführung eines verbundenen t -Testes) somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

Migration Percentage a-Wert:

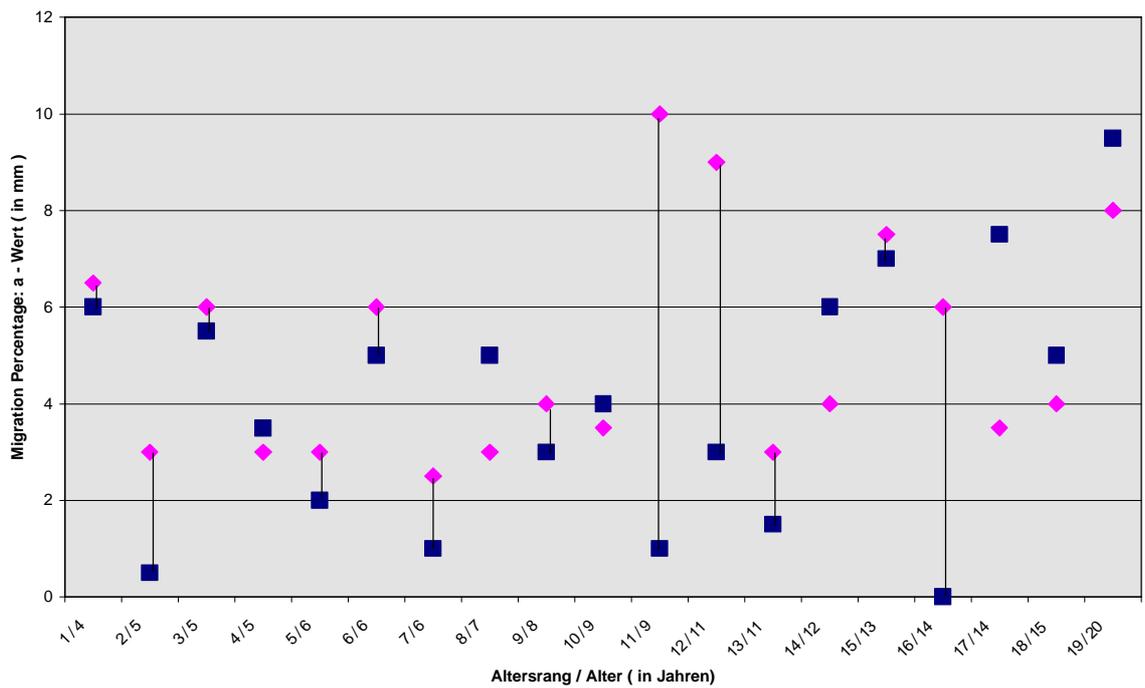


Abb. 38: Werte des a-Wertes der Migration Percentage zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

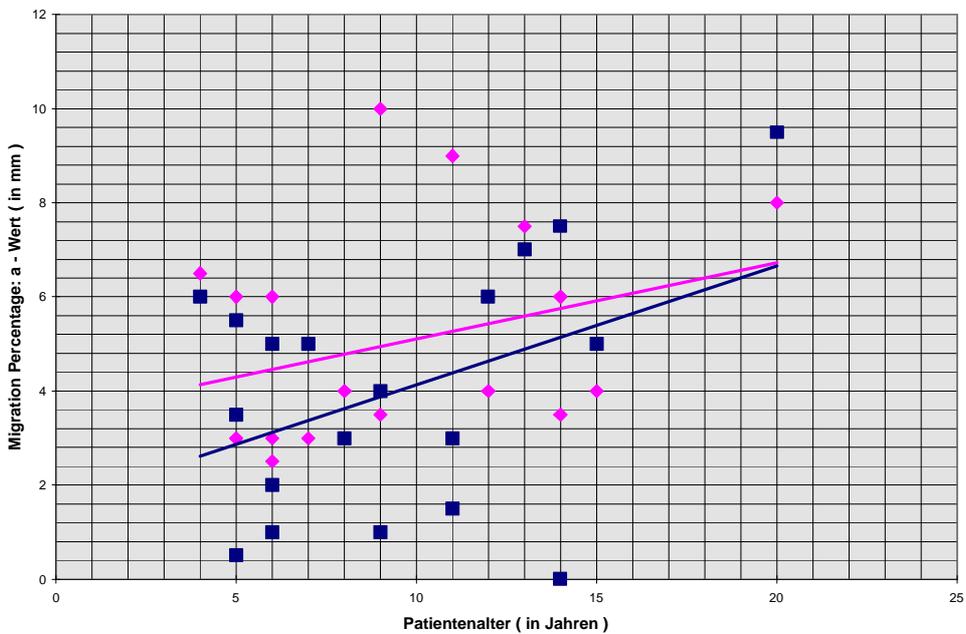


Abb. 39: Werte des a-Wertes der Migration Percentage zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Dieser Wert entspricht der in Millimeter gemessenen fehlenden Überdachung des Hüftkopfes durch die Pfanne. Die Trendlinie der pathologischen Werte verläuft zwar größtenteils oberhalb der Tendenz der gesunden Hüften, im Einzelvergleich weisen jedoch 7 Patienten eine vermehrte Überdachung des Hüftkopfes auf der pathologischen Seite auf.

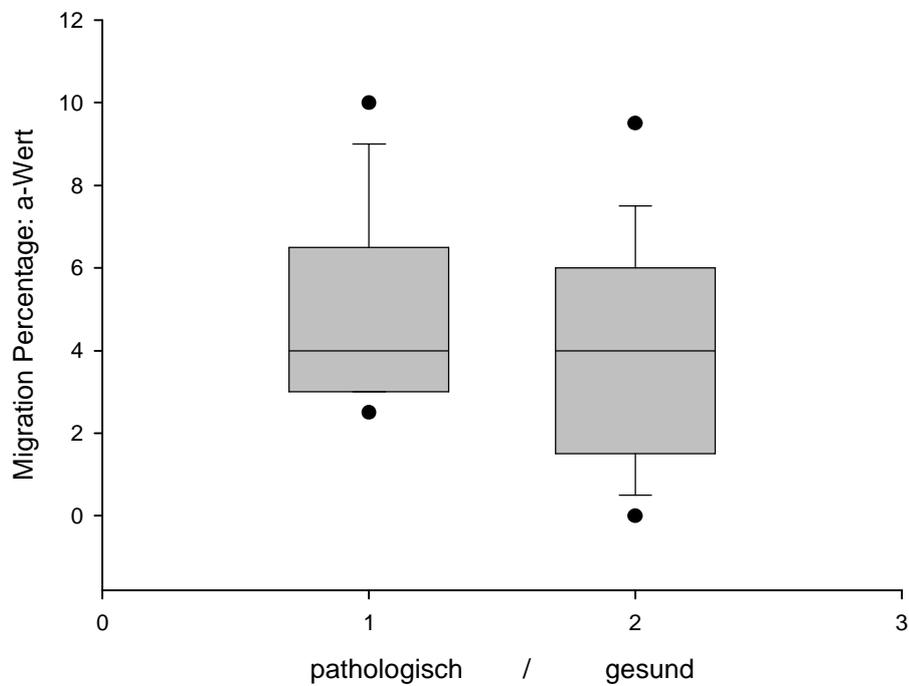


Abb. 40: Boxplot nach Daten des a-Wertes der Migration Percentage an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (4) ist ebenso groß wie der Median der gesunden Hüfte (4).

Der p-Wert beträgt 0,275 (Durchführung eines Wilcoxon Signed Rank Tests bei nicht gegebener Normalverteilung), somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

Migration Percentage b-Wert:

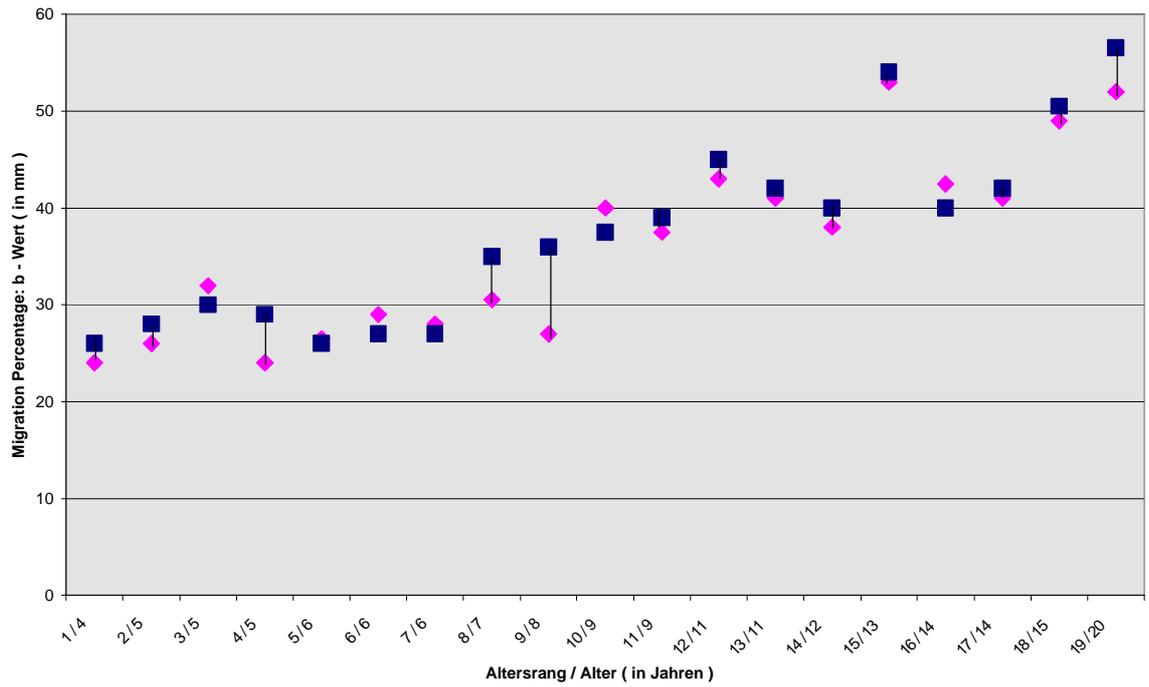


Abb. 41: Werte des b-Wertes der Migration Percentage zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

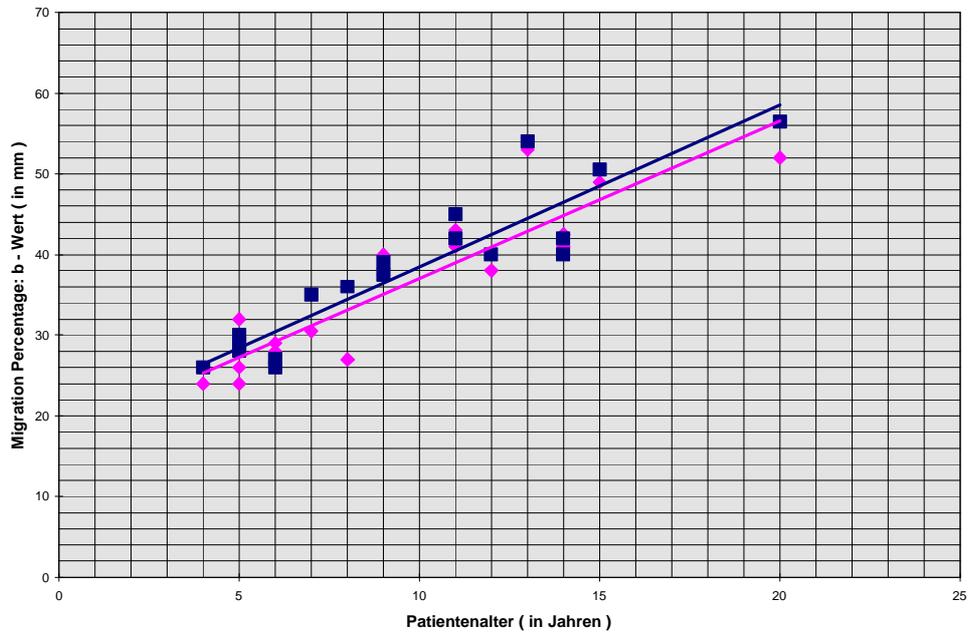


Abb. 42: Werte des b-Wertes der Migration Percentage zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Trendlinien verlaufen weitgehend parallel mit einem höheren Verlauf der Werte auf der gesunden Seite. Im Einzelvergleich weisen 13 von 19 Patienten auf der erkrankten Seite geringere Werte auf. Der Hüftkopf stellt sich bei den 13 Patienten von 1 bis 9 mm verkleinert dar.

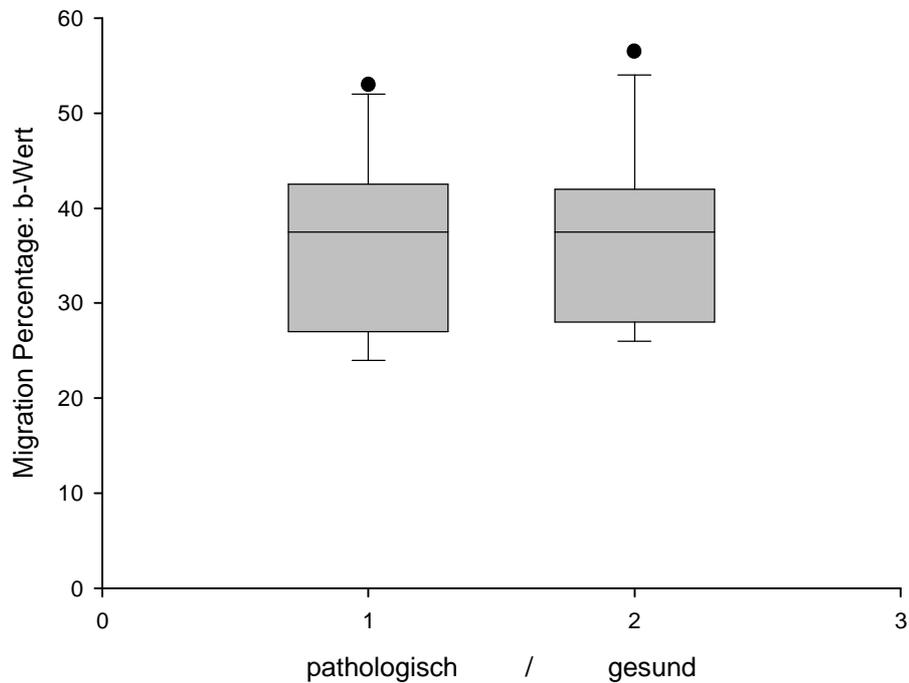


Abb. 43: Boxplot nach Daten des b-Wertes der Migration Percentage an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (37,5) ist ebenso groß wie der Median der gesunden Hüfte (37,5). Der p-Wert beträgt 0,104 (Durchführung eines Wilcoxon Signed Rank Tests bei nicht gegebener Normalverteilung), somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

Migration Percentage-Quotient (a/b):

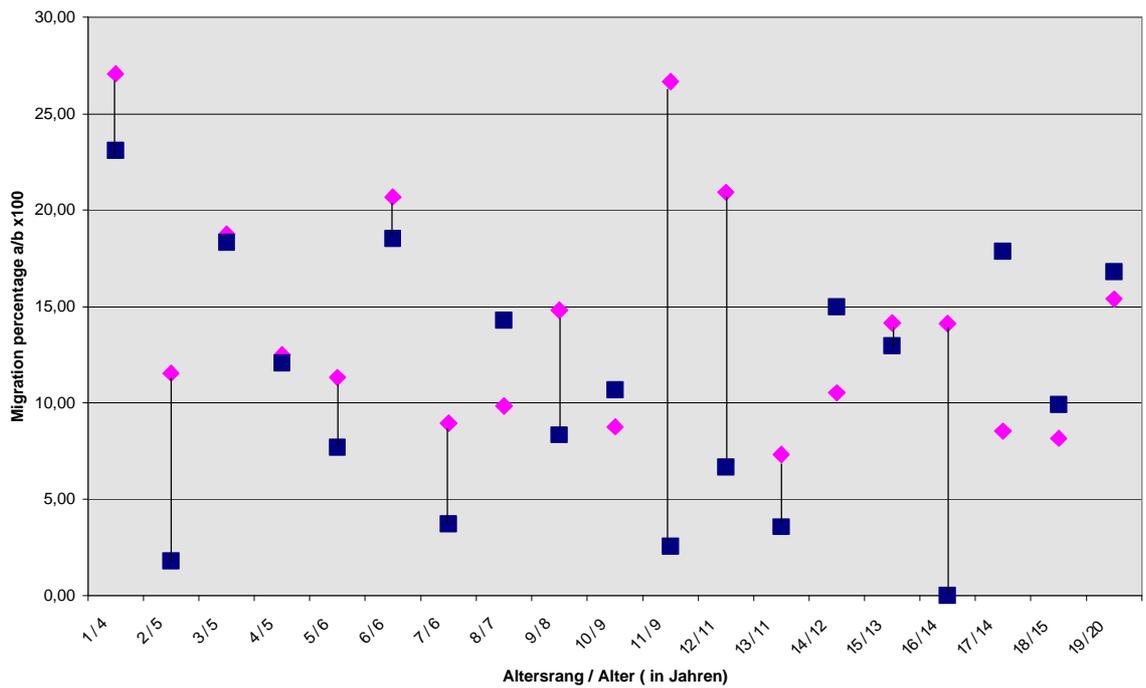


Abb. 44: Werte der Migration Percentage zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

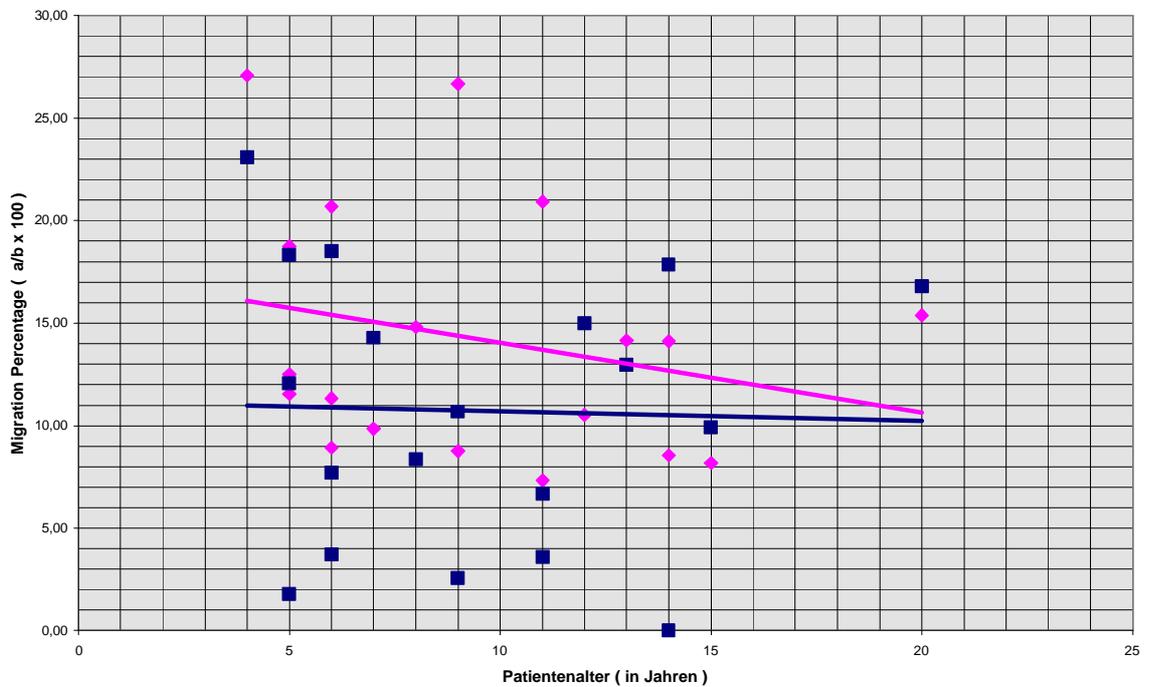


Abb. 45: Werte der Migration Percentage zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Trendlinie des Quotienten weist auf der erkrankten Seite einen höheren Verlauf auf, im Einzelvergleich ist der Quotient bei 13 Patienten auf der pathologischen Seite größer, bei 6 Kindern ist der Wert auf der gesunden Seite größer. Der Pfannenindex ermöglicht eine prozentuale Beurteilung der Tiefeinstellung des Hüftkopfes, bei den 13 Patienten zeigt sich somit ein verringertes Eindringen des Hüftkopfes in die Pfanne.

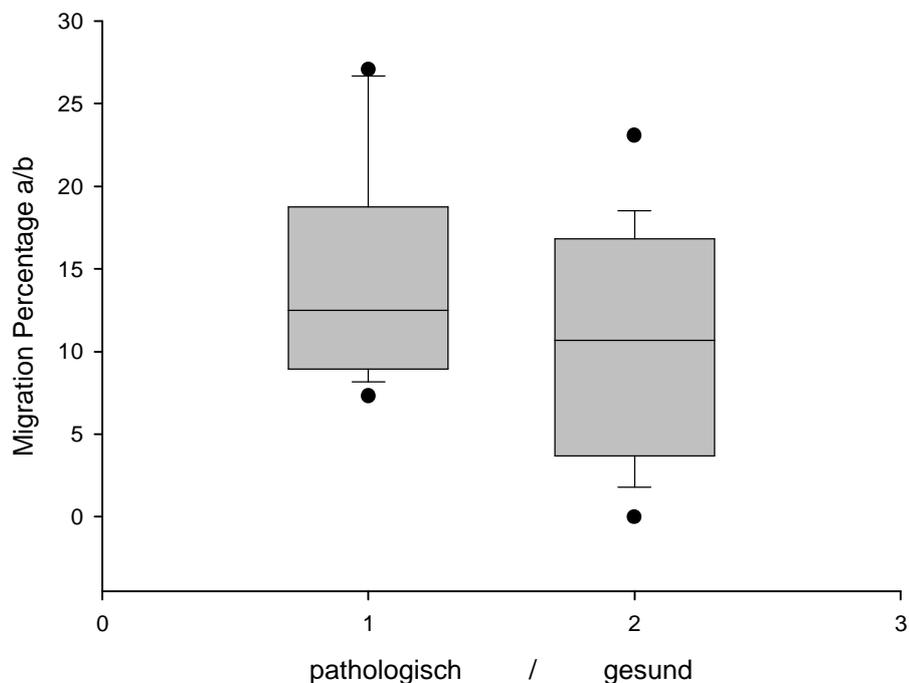


Abb. 46: Boxplot nach Daten der Migration Percentage an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (12,50) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (10,67).

Der p-Wert beträgt 0,068 (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

Pfannentiefe (t-Strecke):

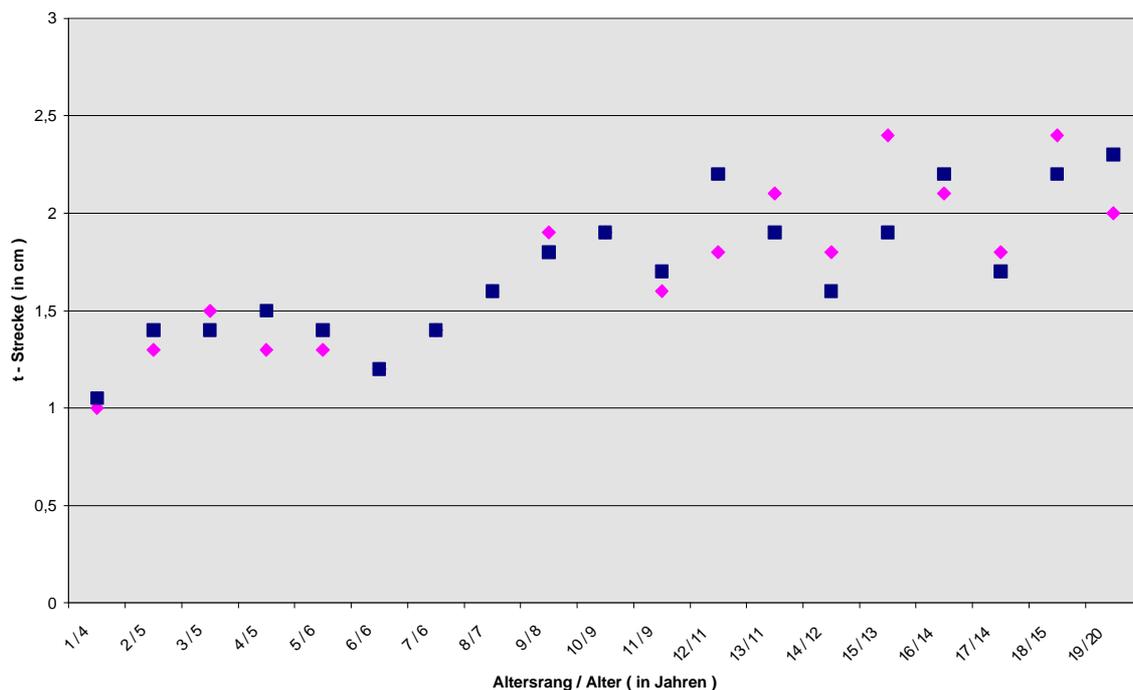


Abb. 47: Werte der Pfannentiefe (t-Strecke) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

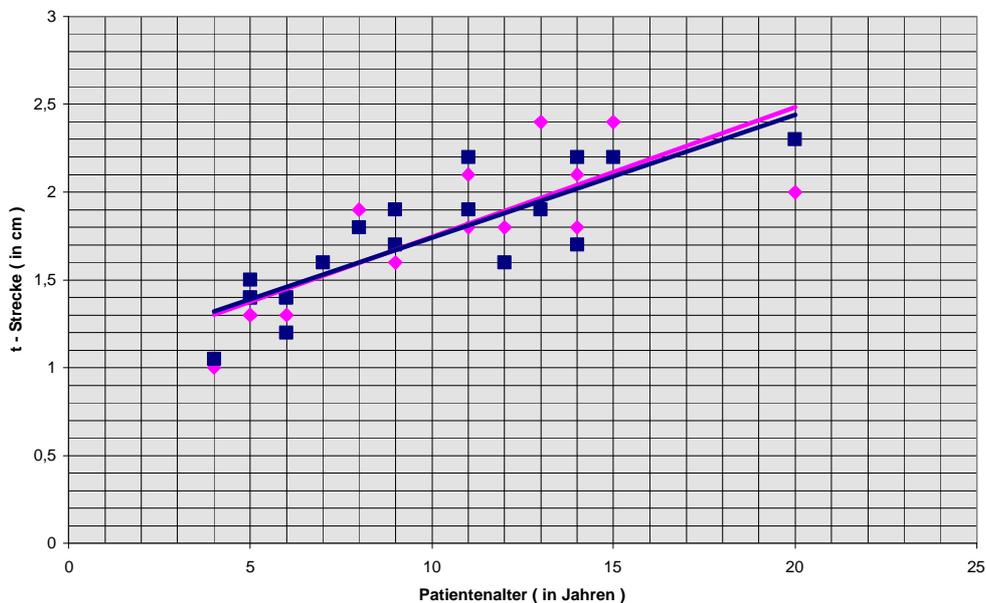


Abb. 48: Werte der Pfannentiefe (t-Strecke) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Bei der Tiefe der Hüftpfanne ist wiederum ein paralleler Verlauf der Trendlinien festzustellen. Im Einzelvergleich zeigt sich bei 4 Patienten ein gleicher Wert auf der gesunden und der pathologische Seite, bei 8 Patienten weist die gesunde Seite eine tiefere Pfanne auf, 7 Patienten besitzen auf ihrer erkrankten Seite eine größere Pfannentiefe.

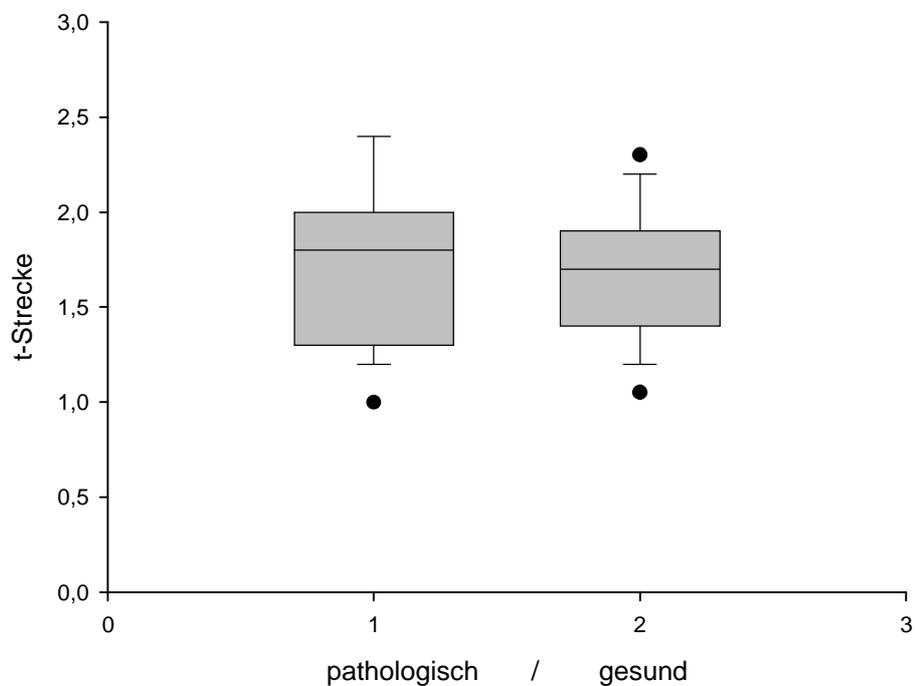


Abb. 49: Boxplot nach Daten der Pfannentiefe (t-Strecke) an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (1,8) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (1,7).

Der p -Wert beträgt 0,955 (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

Pfannenlänge (e -Strecke)

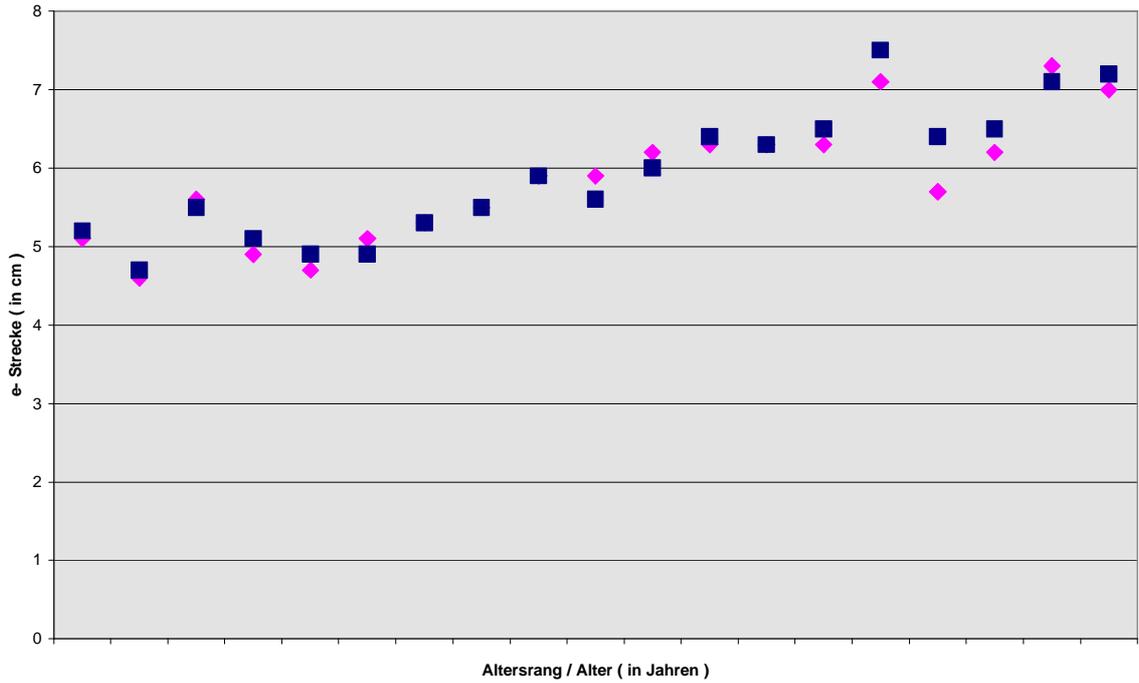


Abb. 50: Werte der Pfannenlänge (e-Strecke) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

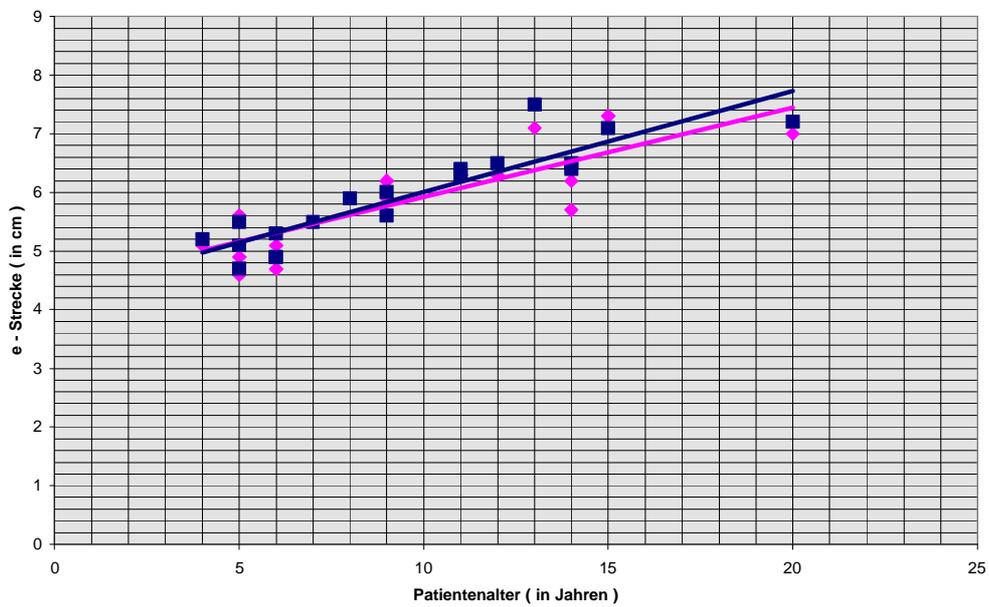


Abb. 51: Werte der Pfannenlänge (e-Strecke) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Pfannenlänge stellt sich mit ihrer Trendlinie auf der gesunden Seite höher dar als auf der pathologischen Seite. Auch im Einzelvergleich weisen 10 Patienten auf ihrer gesunden Seite eine größere Pfannenlänge auf als auf der pathologischen Seite. 5 Kinder besitzen eine größere Pfannenlänge auf der eingeschränkten Seite, bei weiteren 4 Kindern lässt sich kein Seitenunterschied feststellen.

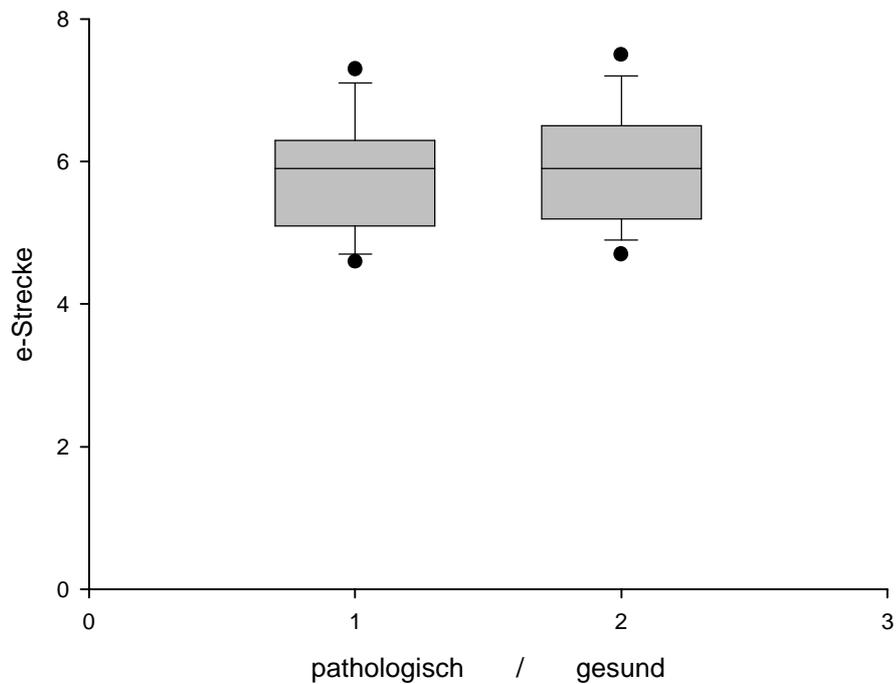


Abb. 52: Boxplot nach Daten der Pfannenlänge (e-Strecke) an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte ist ebenso groß wie der Median der gesunden Hüfte
Der p-Wert beträgt 0,168 (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

Pfannenindex t/e:

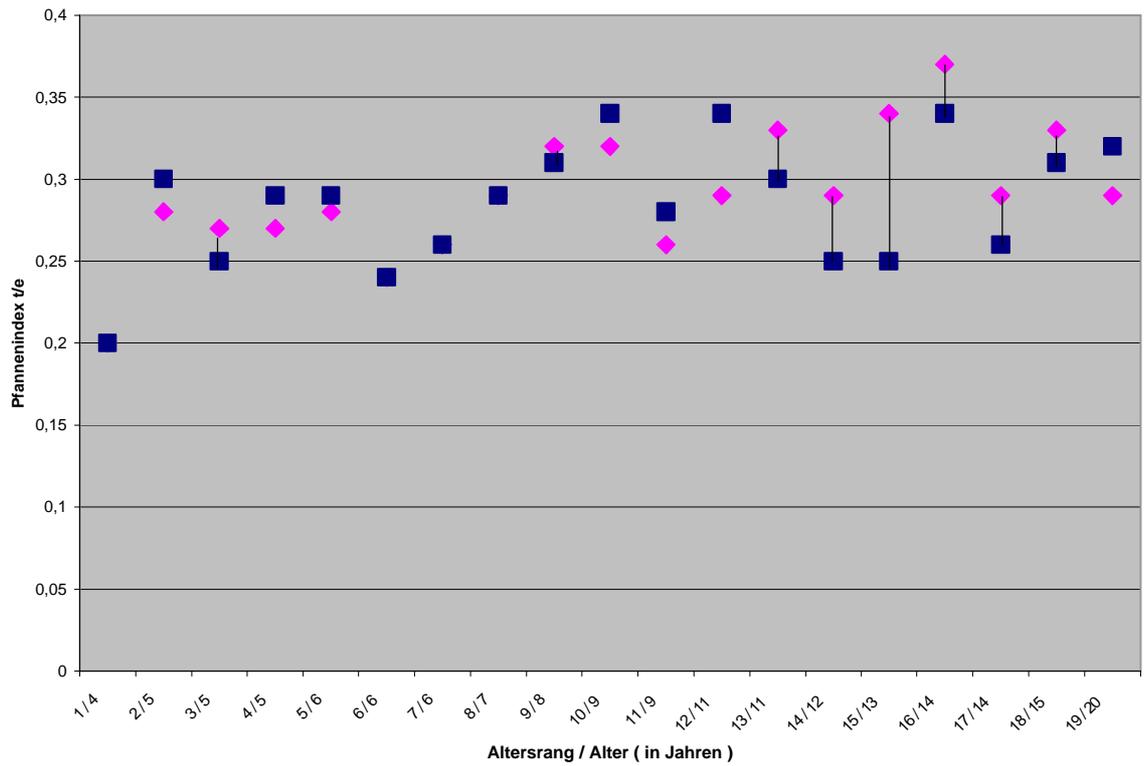


Abb. 53: Werte des Pfannenindex t/e zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

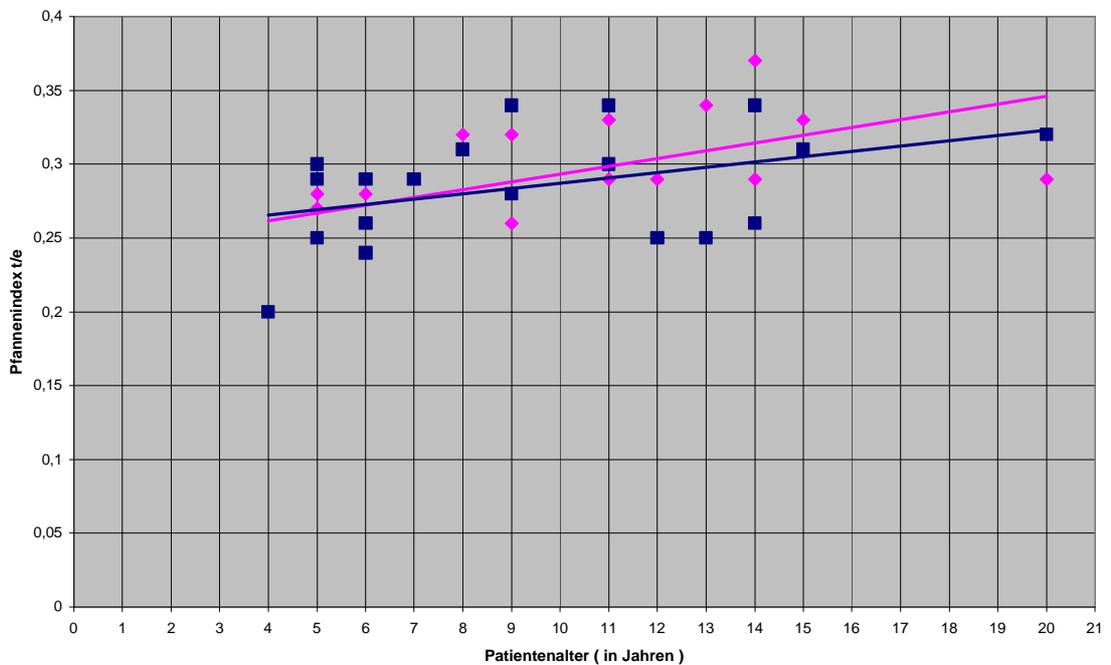


Abb. 54: Werte des Pfannenindex t/e zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Tendenzlinie der pathologischen Seite weist zwar einen zum Teil höher liegenden Verlauf auf, jedoch kommt es zu einer Überschneidung mit der Tendenzlinie der gesunden Seite, dies spricht für eine nicht eindeutige Ausrichtung der Werte, was auch im Einzelvergleich zum Ausdruck kommt. Hier finden sich bei 4 Patienten Übereinstimmungen der Werte, bei 8 Patienten ist der Quotient auf der erkrankten Seite größer, bei den übrigen 7 auf der gesunden Seite.

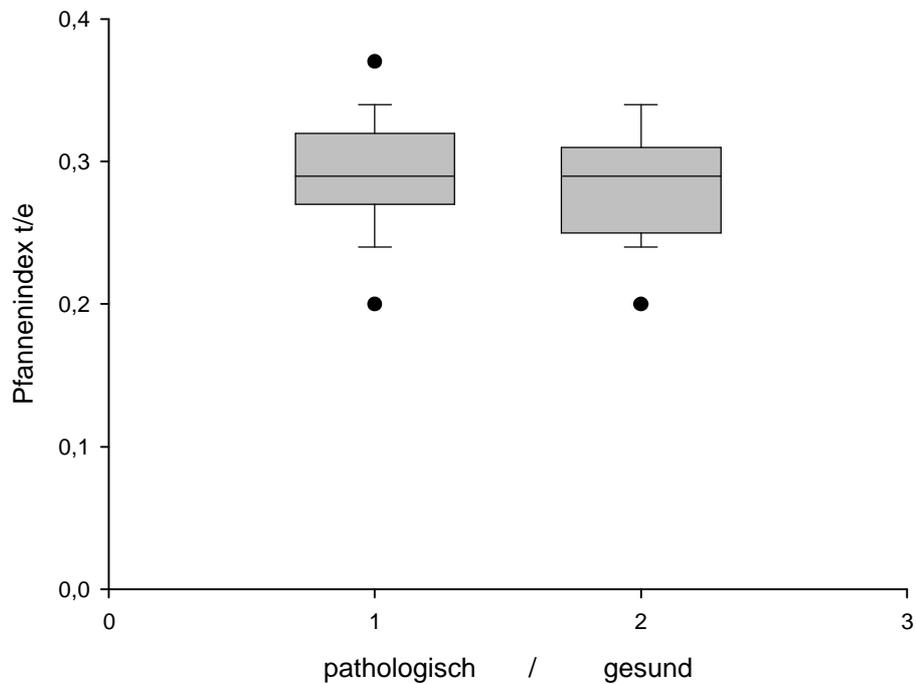


Abb. 55: Boxplot nach Daten des Pfannenindexes an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (0,29) ist ebenso groß wie der Median der gesunden Hüfte (0,29)

Der p-Wert beträgt 0,476 (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

3.4.2 Messwerte bezogen auf die Epiphyse

EY-Winkel:

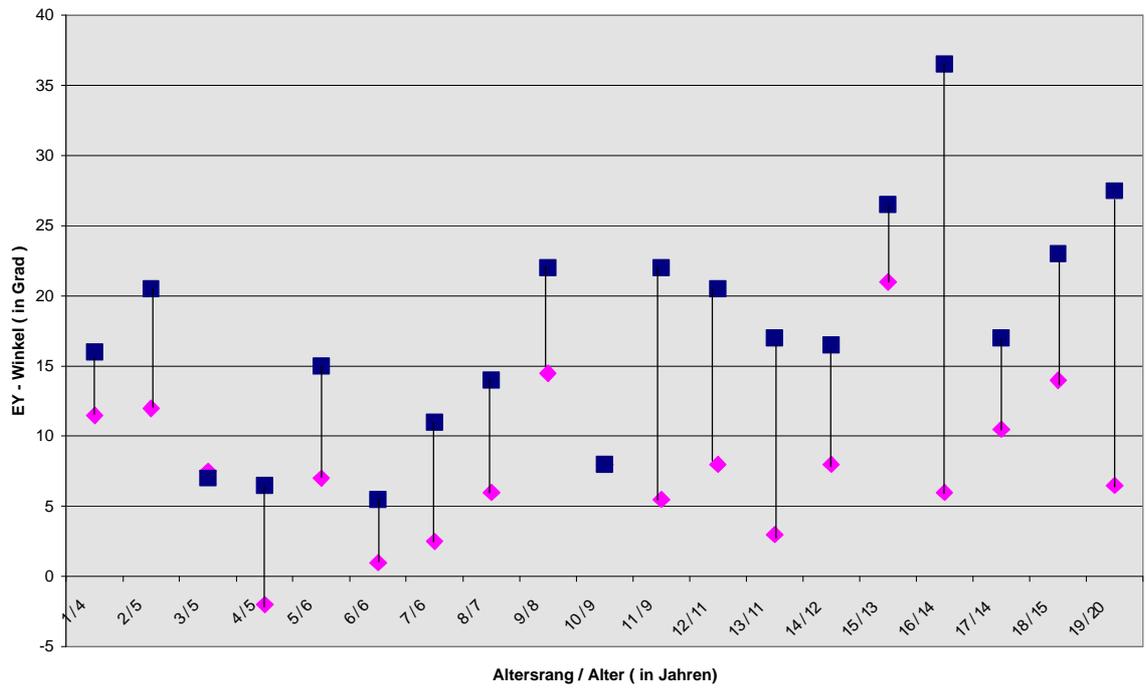


Abb.56: Werte des EY-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

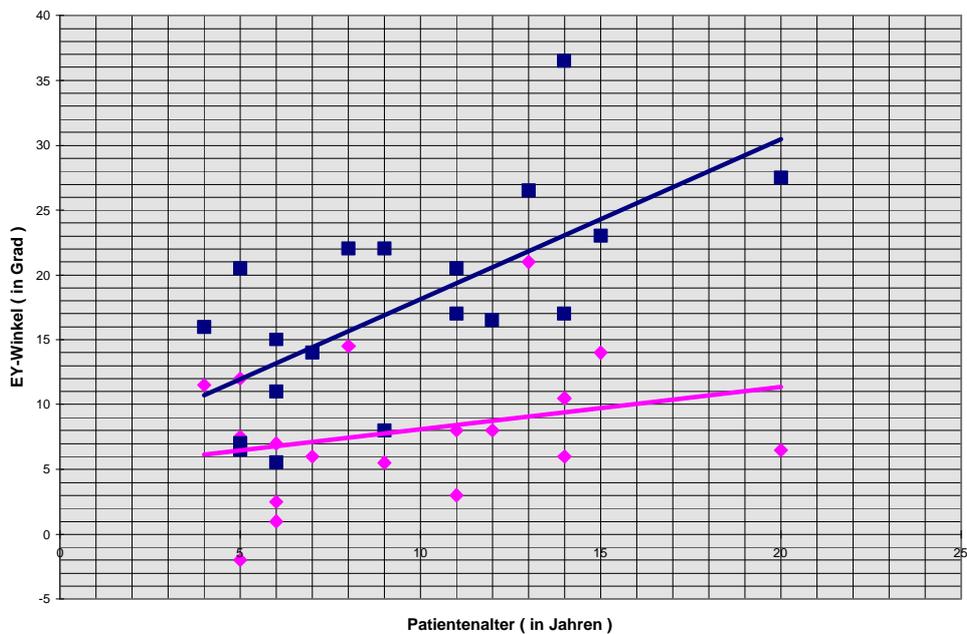


Abb. 57: Werte des EY-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Trendlinie der entlasteten Seite liegt deutlich unterhalb der Trendlinie der belasteten Hüftseite. Im Einzelvergleich zeigen sich Differenzen von -0,5 bis 30,5. Die Epiphysenfuge richtet sich somit auf der entlasteten Seite mehr horizontal aus, als auf der Gegenseite.

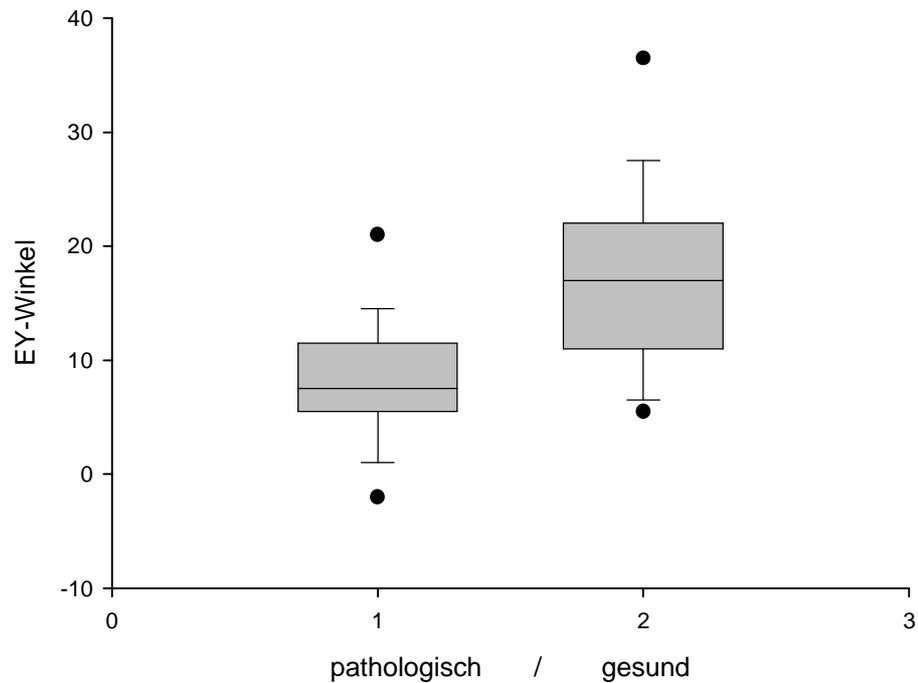


Abb. 58: Boxplot nach Daten des EY-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (7,92) ist kleiner als der Median der gesunden Hüfte (17,47).

Der p-Wert beträgt $<0,001$ (Durchführung eines Wilcoxon Signed Rank Tests bei nicht gegebener Normalverteilung), somit besteht ein signifikanter Unterschied.

KE-Winkel:

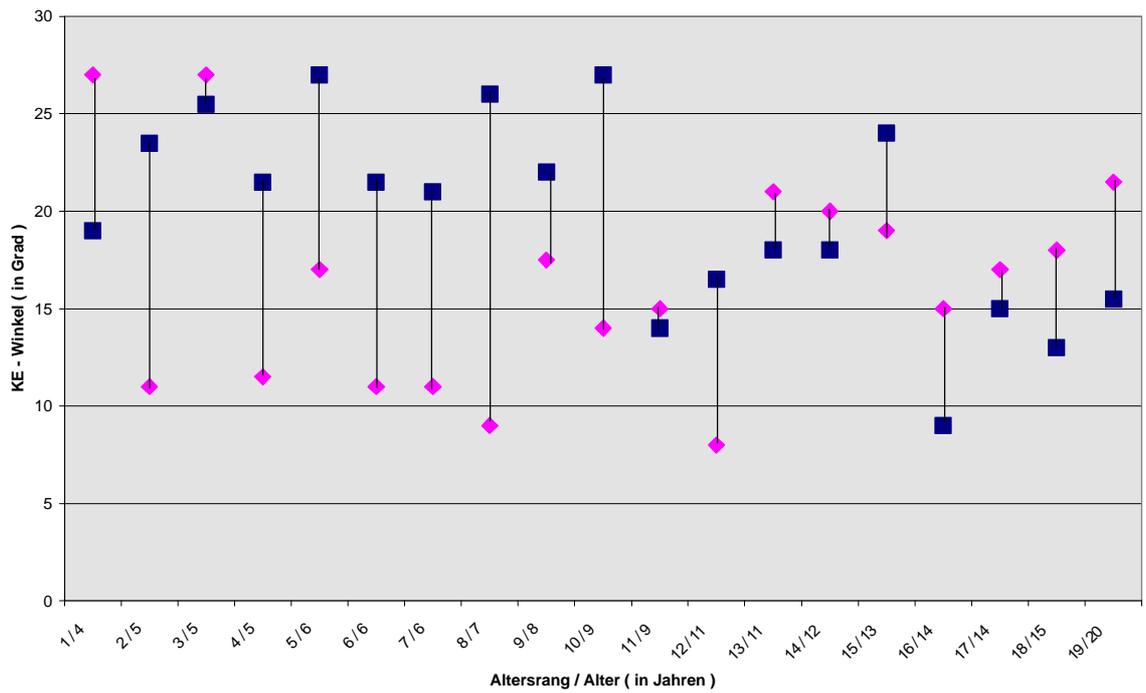


Abb. 59: Werte des KE-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

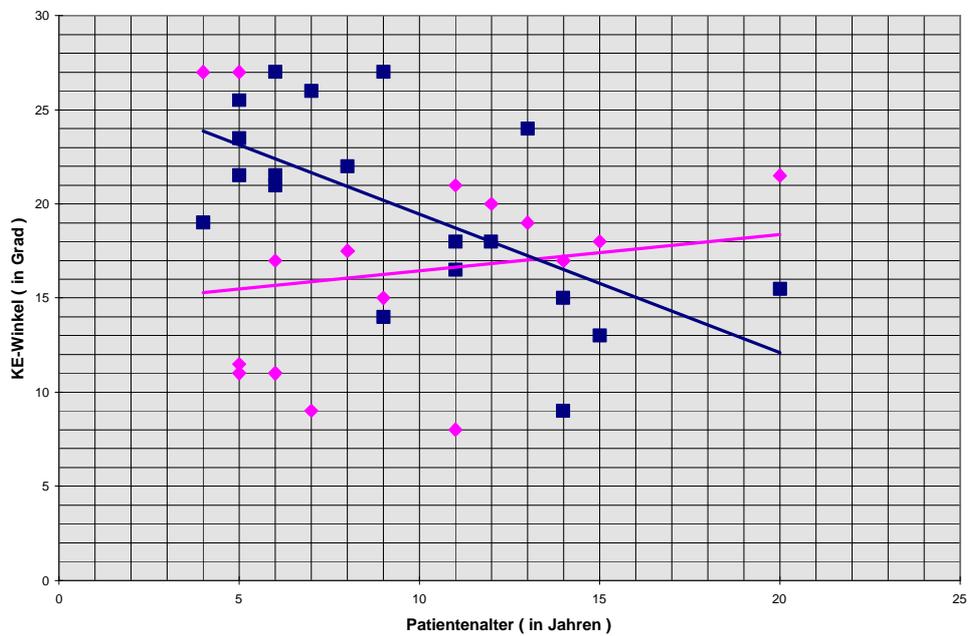


Abb. 60: Werte des KE-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Hier zeigt sich keine Tendenz. Im Einzelvergleich finden sich Wertepaarungen mit einer Vergrößerung des KE-Winkels auf der pathologischen Seite, als auch Paarungen mit einer Verkleinerung des Winkels.

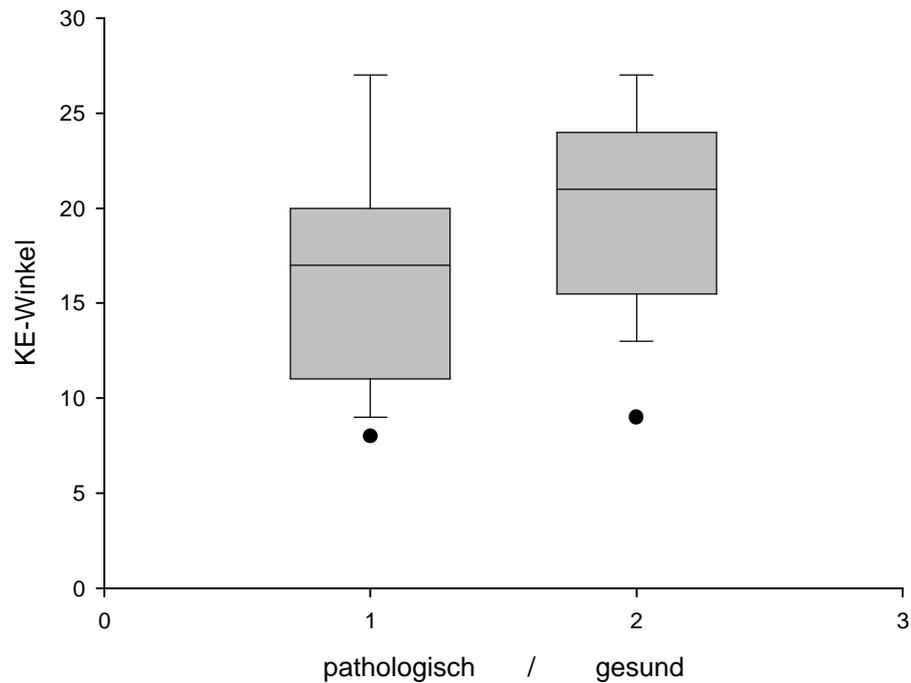


Abb. 61: Boxplot nach Daten des KE-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte ist kleiner als der Median der gesunden Hüfte

Der p -Wert beträgt 0,066 (Durchführung eines verbundenen t -Testes) somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

KF-Winkel:

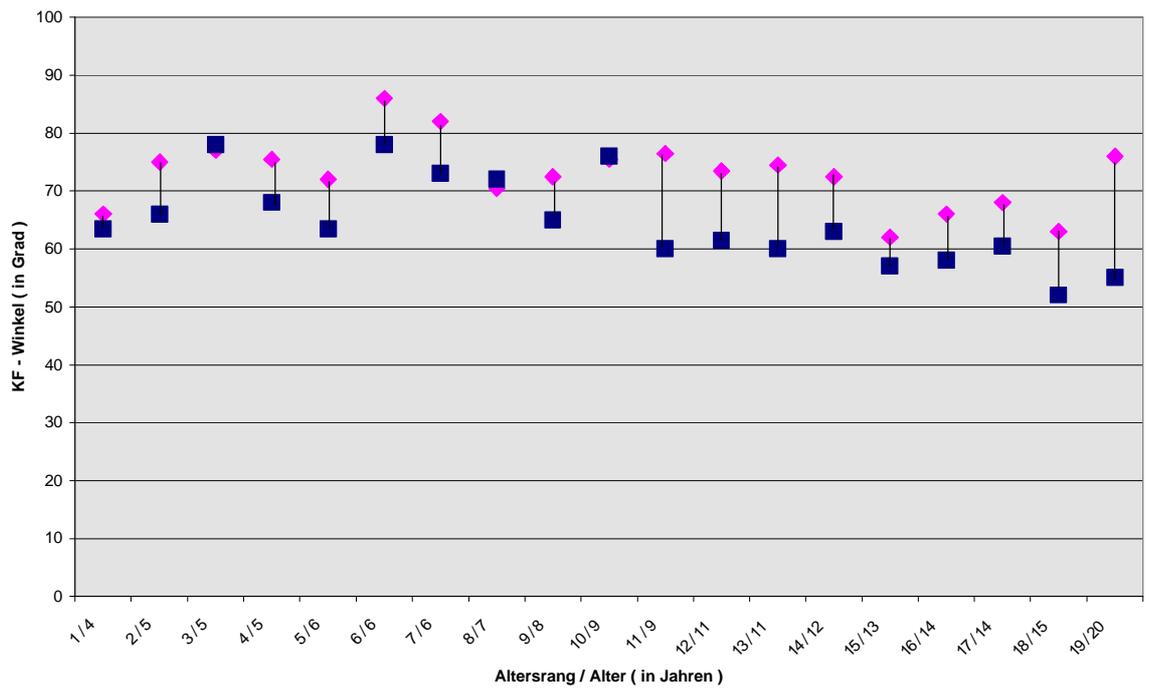


Abb. 62: Werte des KF-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

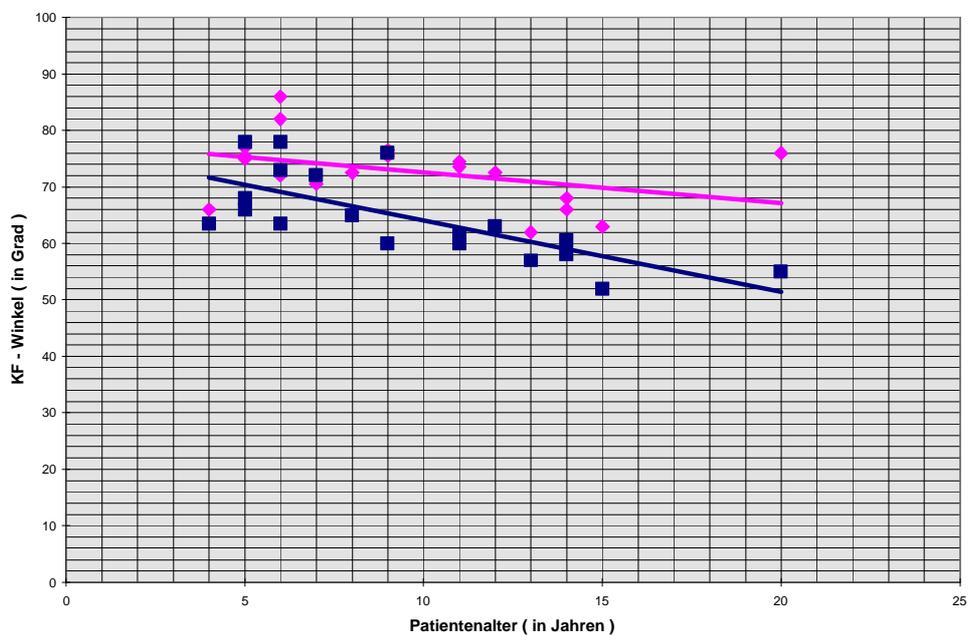


Abb. 63: Werte des KF-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Als Durchschnittsdarstellung liegt die Tendenzlinie der pathologischen Seite oberhalb der gesunden Seite. 2 hiervon abweichende Einzelergebnisse lassen sich feststellen. Der KF-Winkel als Darstellung des Verhältnisses von Femurschaft und Epiphysenfuge zeigt durch seine vergrößerten Werte auf der entlasteten Seite einen zunehmend horizontalen Verlauf der Epiphysenfuge.

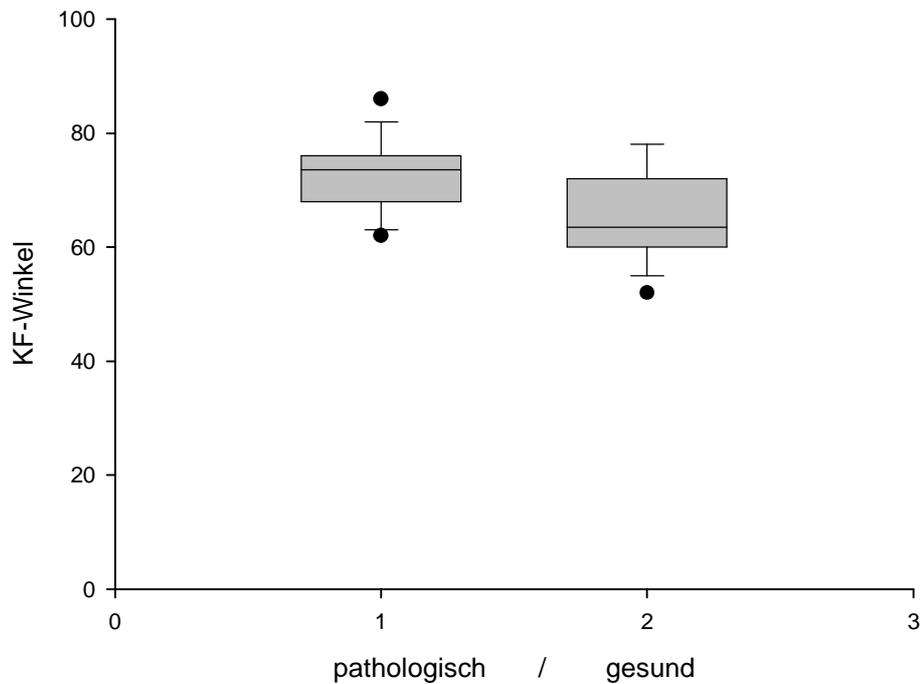


Abb. 64: Boxplot nach Daten des KF-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (73,5) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (63,5)

Der p-Wert beträgt $<0,001$ (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht ein signifikanter Unterschied.

3.4.3 Messwerte bezogen auf die Apophyse

TA-Winkel:

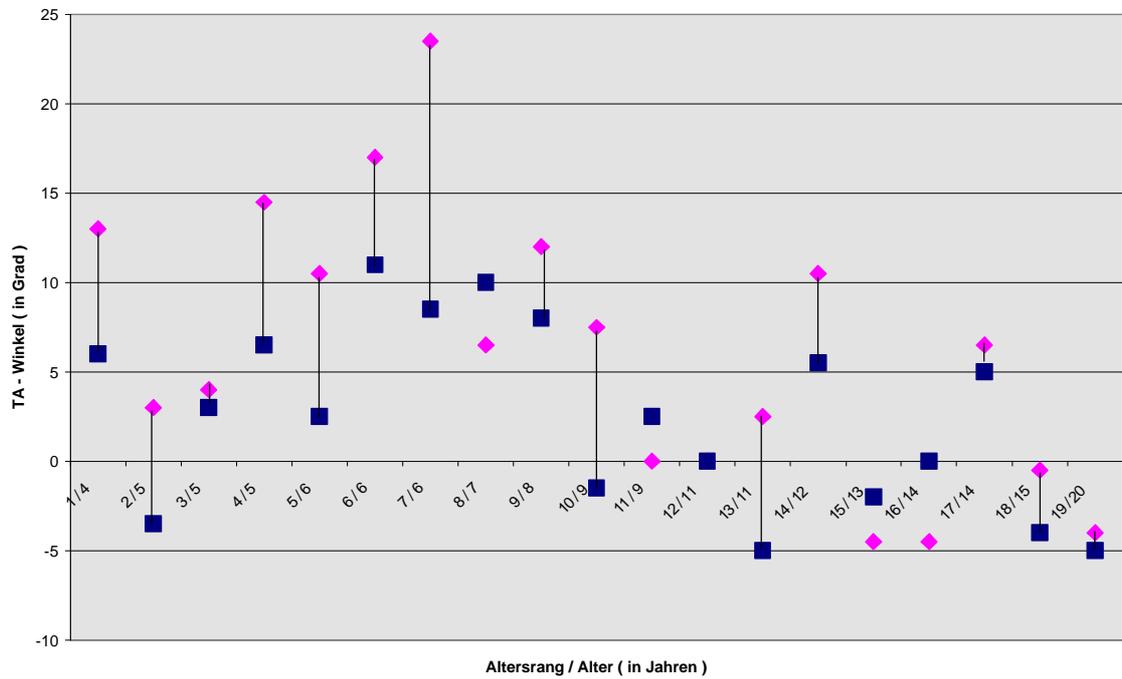


Abb. 65: Werte des TA-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

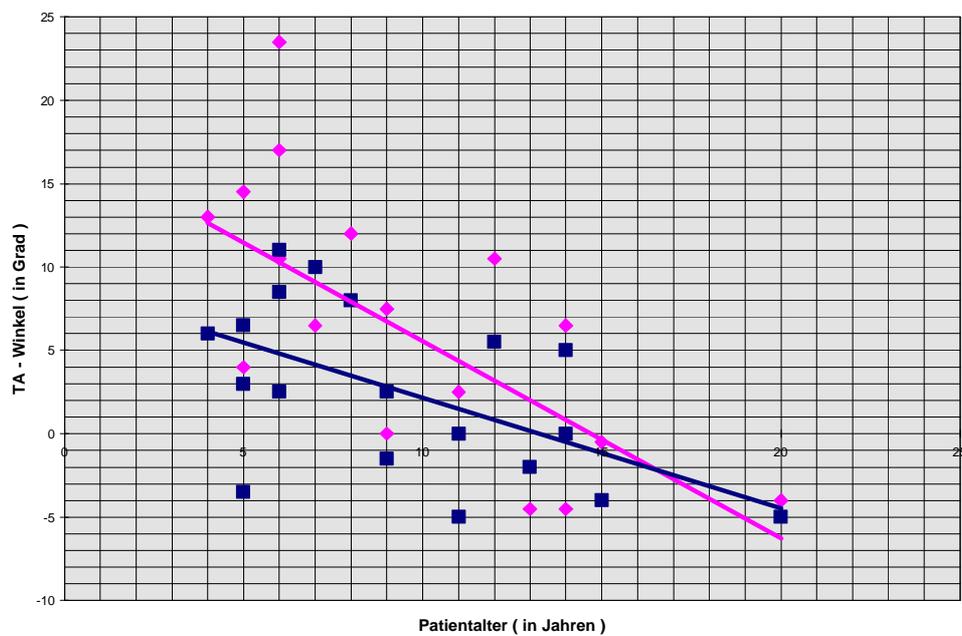


Abb. 66: Werte des TA-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

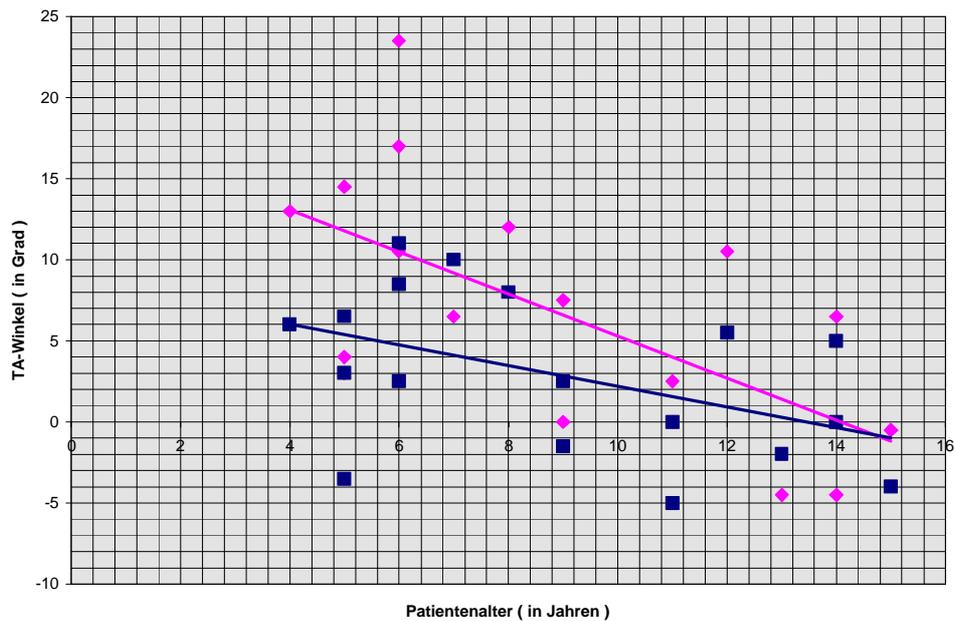


Abb. 67: Werte des TA-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung unter Vernachlässigung des Patienten mit der Rangnummer 19. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Trendlinie der pathologischen Seite verläuft eindeutig über der der gesunden Seite.

Bei 5 Patienten verläuft die Apophyse auf der gesunden Seite steiler als die Schenkelhalsachse, weshalb sie mit einem negativem Vorzeichen versehen wurden, bei 3 Patienten ist dies auf der erkrankten Seite der Fall. Bei 2 Patienten verläuft auf der gesunden Seite die Gerade durch die Trochanterapophyse zur Schenkelhalsachse parallel, bei einer Patientin davon auch auf der pathologischen Seite, weshalb sich der Wert 0 ergibt, ein weiterer weist einen parallelen Verlauf nur auf der pathologischen Seite auf. Bei 13 Patienten zeigt sich ein deutlich vergrößerter Wert auf der pathologischen Seite.

Die zweite Trendlinientabelle vernachlässigt den 20-jährigen Patienten, da sich hier keine Trochanterapophyse mehr eindeutig festmachen lässt.

Eine Steilerstellung des Schenkelhalses, aber auch die Horizontaleinstellung der Apophyse ist bei einer Vergrößerung des TA-Winkels als anatomisches Korrelat möglich.

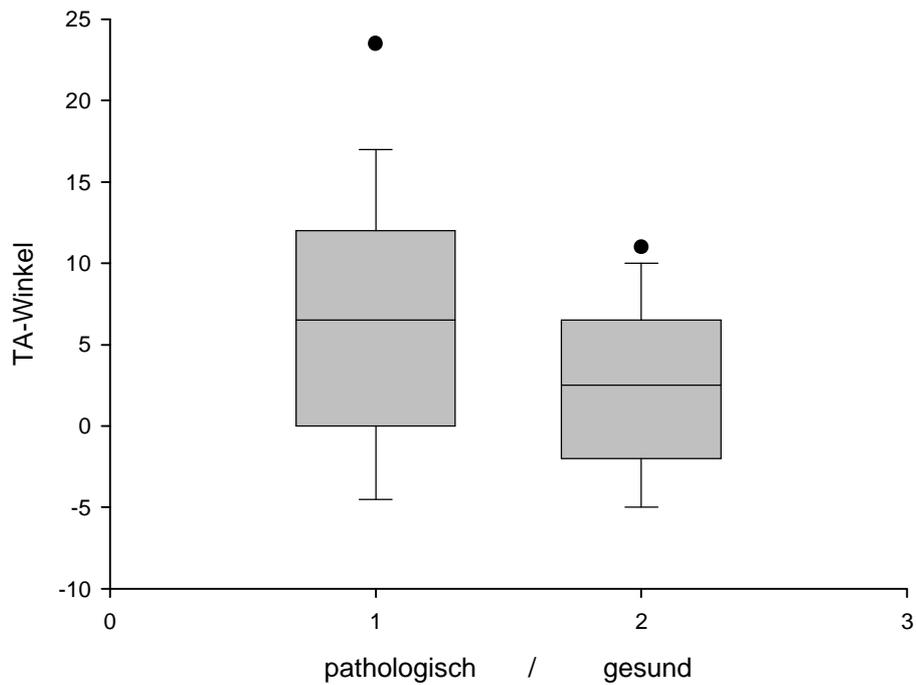


Abb. 68: Boxplot nach Daten des TA-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (6,5) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (2,5.) Der p-Wert beträgt 0,005 (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht ein signifikanter Unterschied.

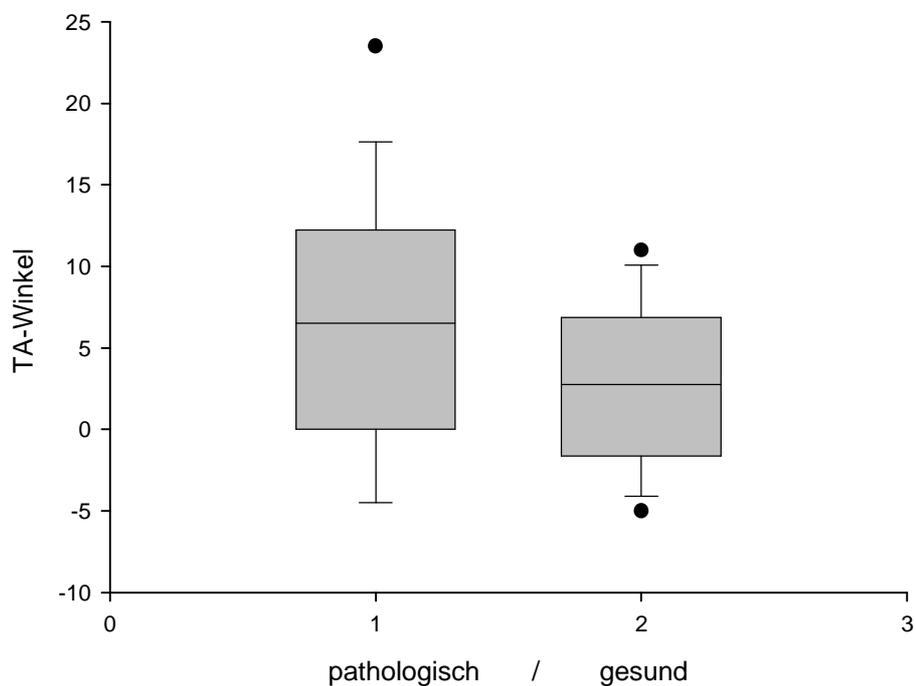


Abb. 69: Boxplot nach Daten des KF-Winkels (ohne die Werte des Patienten mit der Rangnummer 19) an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (6,5) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (2,75). Der p-Wert beträgt 0,005 (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht ein signifikanter Unterschied.

TF-Winkel:

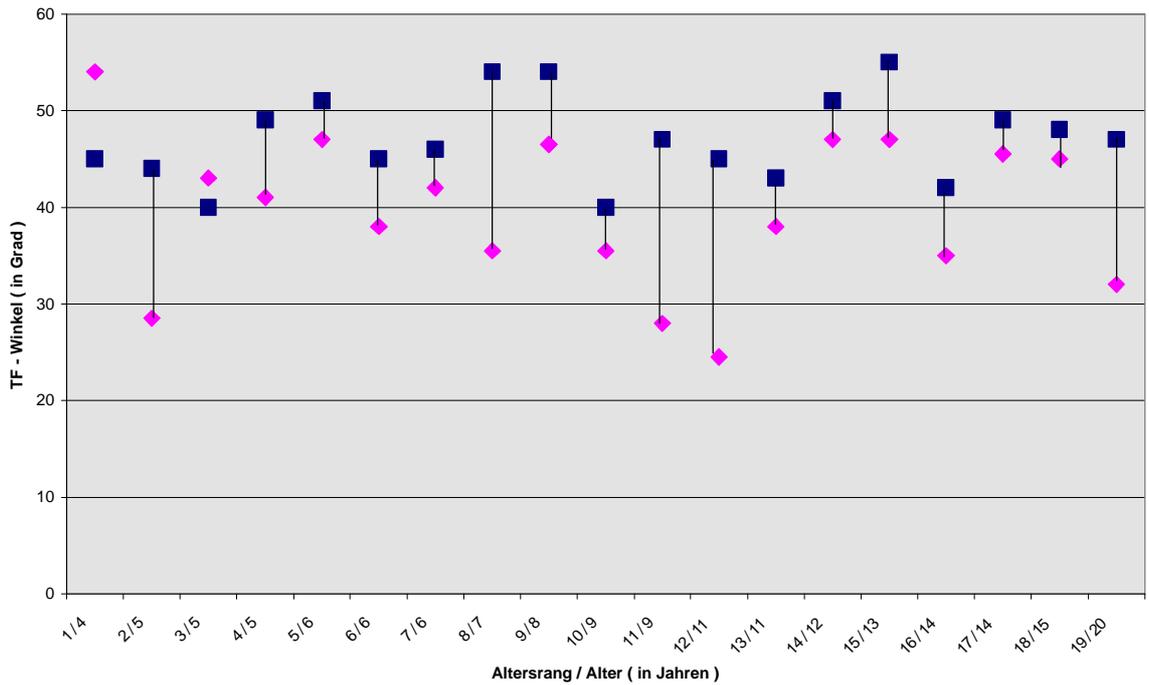


Abb. 70: Werte des TF-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

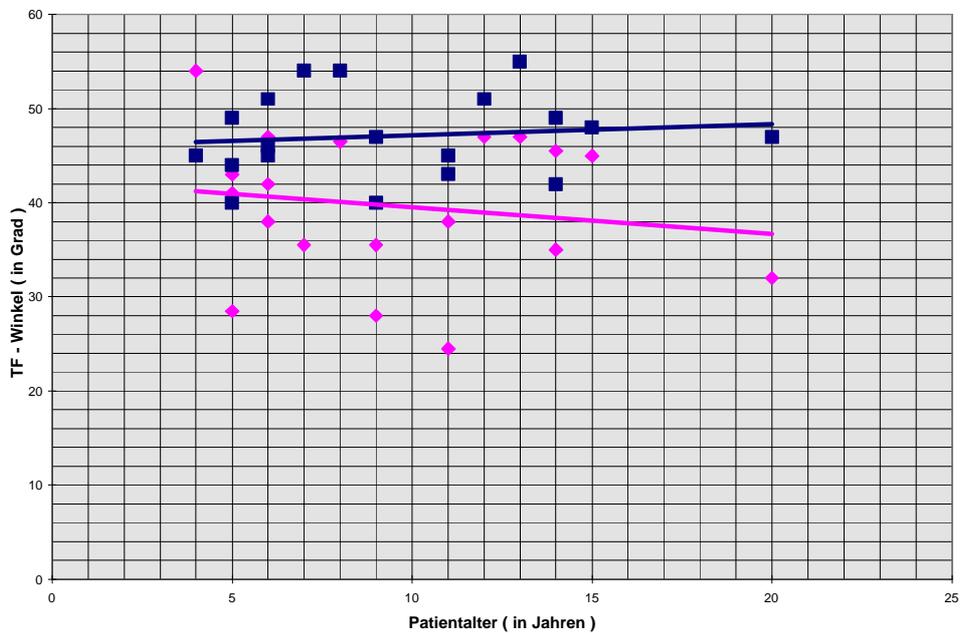


Abb. 71: Werte des TF-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die gesunde Seite weist eine Trendlinie auf, welche deutlich über der Trendlinie der pathologischen Seite liegt, auch im Einzelvergleich weichen nur 2 Patienten von diesem Trend ab. Eine Verkleinerung des TF-Winkels entspricht einem steileren Verlauf der Apophyseim Verhältnis zur Femurachse.

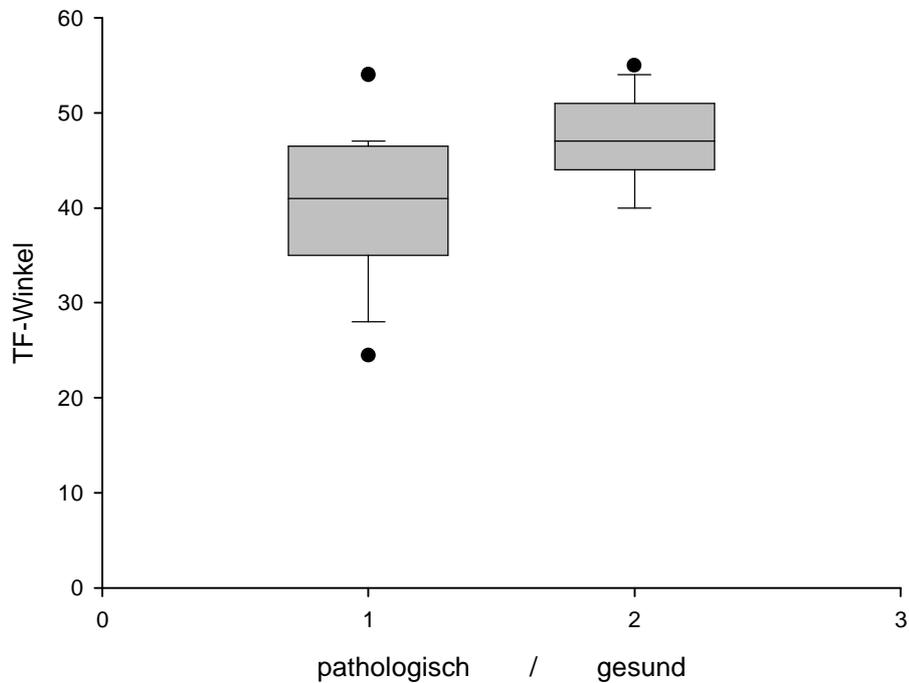


Abb. 72: Boxplot nach Daten des TF-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (41) ist kleiner als der Median der gesunden Hüfte (47).

Der p-Wert beträgt $<0,001$ (Durchführung eines Wilcoxon Signed Rank Tests bei nicht gegebener Normalverteilung), somit besteht ein signifikanter Unterschied.

AY-Winkel:

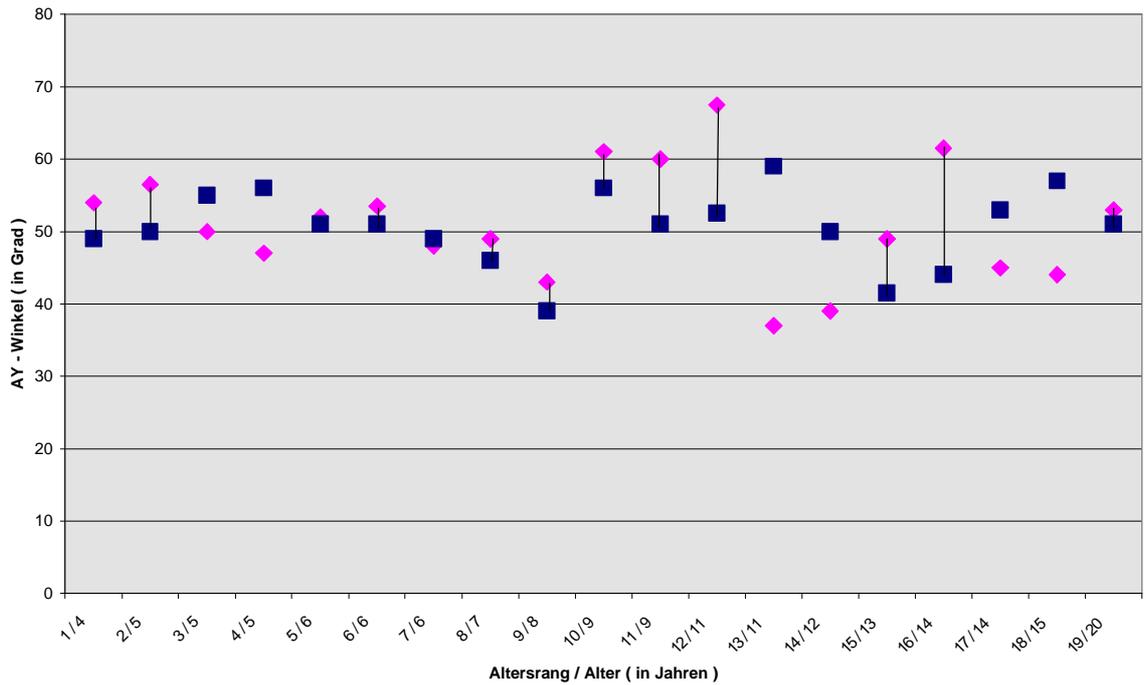


Abb. 73: Werte des AY-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

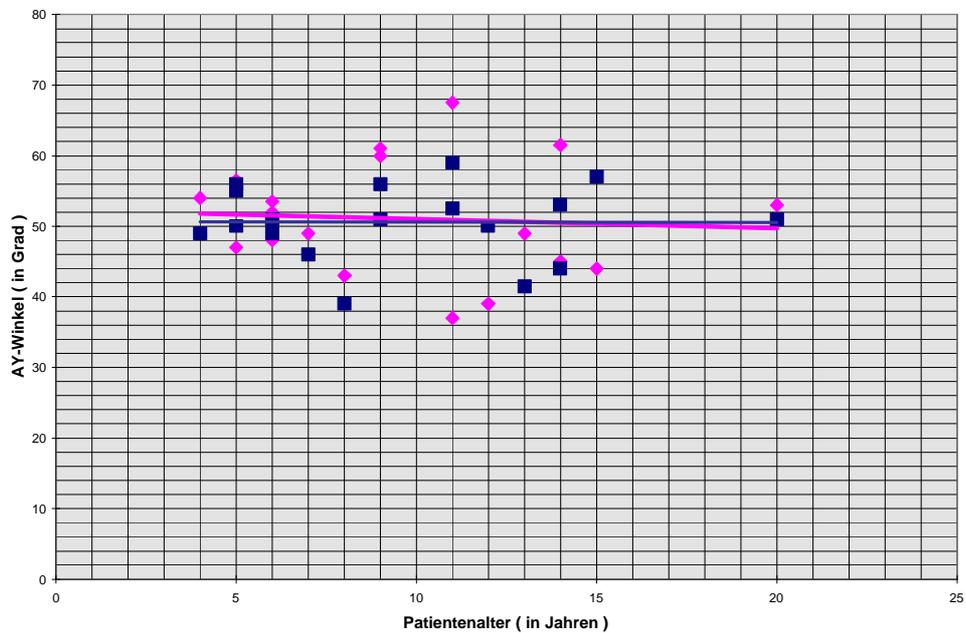


Abb. 74: Werte des AY-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Die Trendlinien verlaufen weitgehend identisch. Im Einzelvergleich weisen 12 Patienten einen größeren AY-Winkel im Vergleich zu der gesunden Seite auf, bei 7 Kindern lässt sich dies auf der gesunden Seite feststellen. Die Apophyse zeigt sich somit weitgehend unverändert in ihrer Stellung im Raum, im intraindividuellen Vergleich findet sich ein etwas steilerer Verlauf.

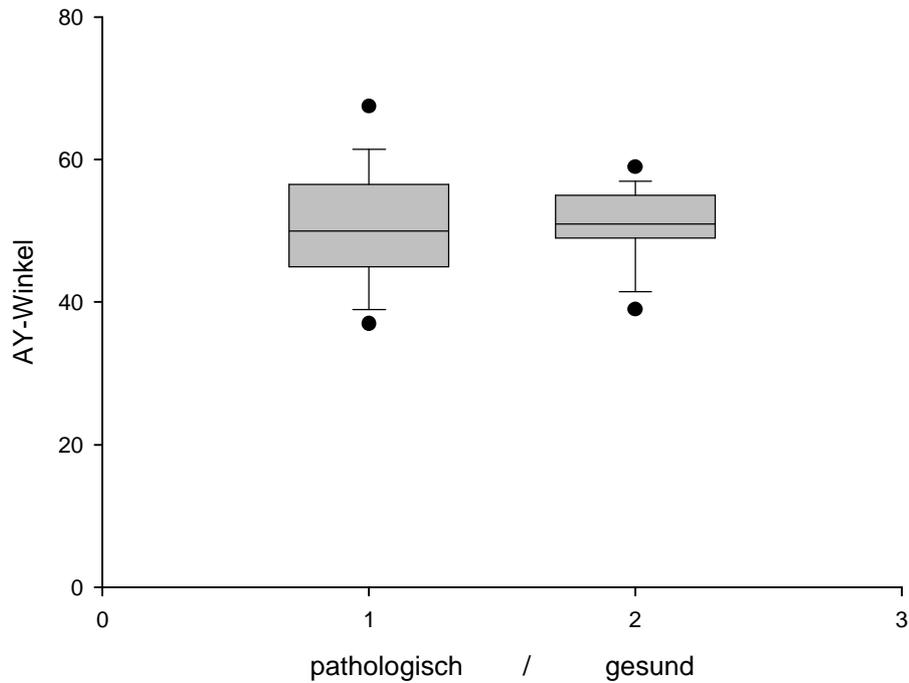


Abb. 75: Boxplot nach Daten des AY-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (50) ist nur geringgradig kleiner wie der Median der gesunden Hüfte (51).

Der p -Wert beträgt 0,836 (Durchführung eines verbundenen t -Testes) somit besteht **kein** signifikanter Unterschied.

3.4.4 Messwerte den Schenkelhals betreffend

CCD-Winkel:

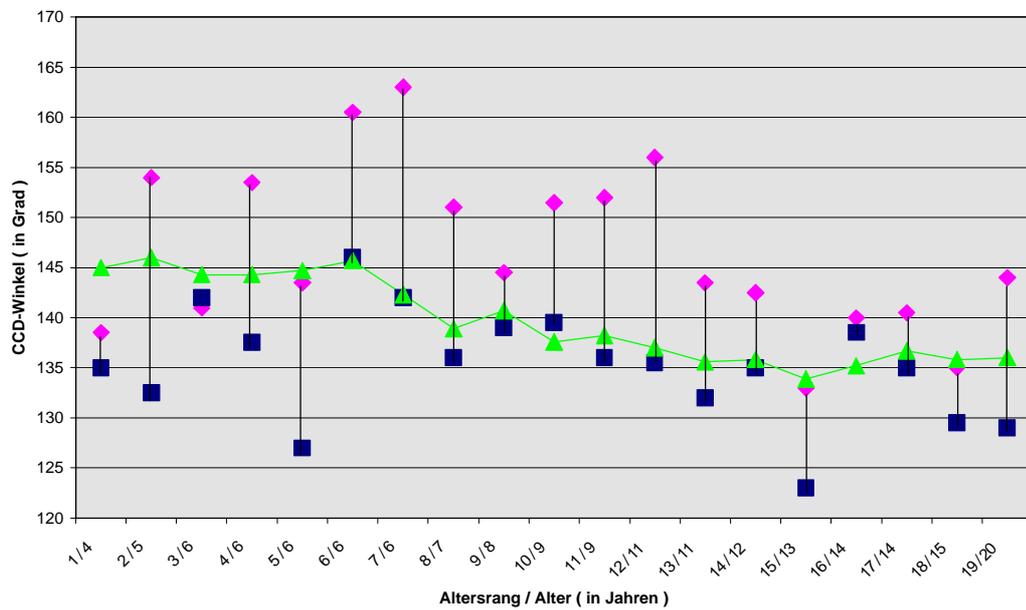


Abb. 76: Werte des CCD-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) und mit altersentsprechenden Normwerten (?) eines gesunden Kollektives, nach Altersrang/ Alter dargestellt.

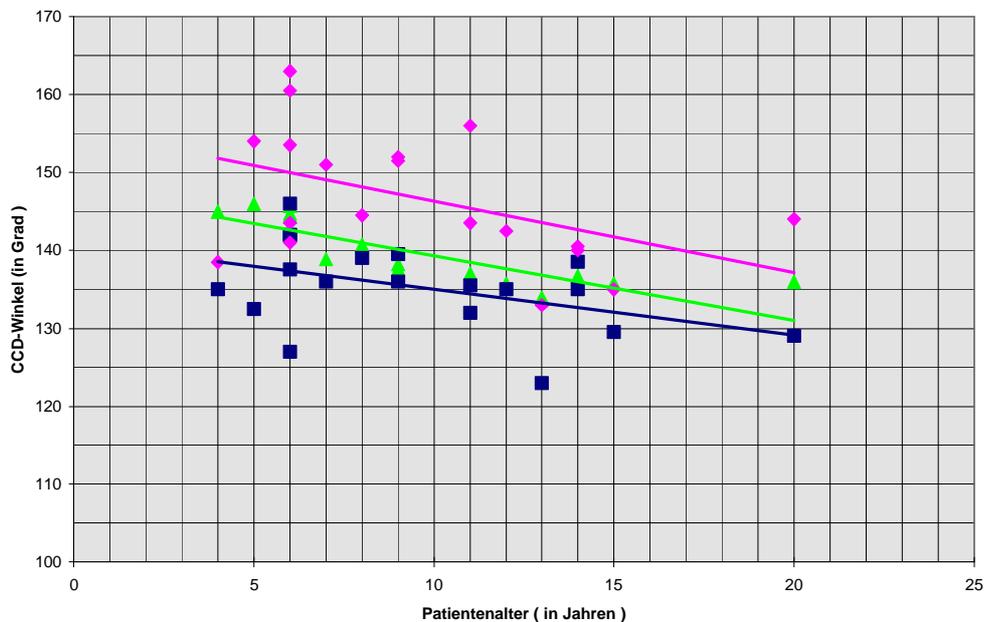


Abb. 77: Werte des CCD-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) und mit altersentsprechenden Normwerten (?) eines gesunden Kollektives, nach Alter dargestellt.

Im Trendlinienbild ergibt sich ein Werteanstieg der Gesunden über die Norm zum Pathologischen. Das Einzelwertdiagramm bestätigt vollständig das Ergebnis. Der projizierte CCD-Winkel stellt sich auf der entlasteten Seite zwischen 1,5 bis 20,5° steiler dar, der Schenkelhals bietet das Bild einer Coxa-valga. Lediglich der Patient mit der Rangnummer 3 weist einen weitgehend gleichgroßen CCD-Winkel bds. auf.

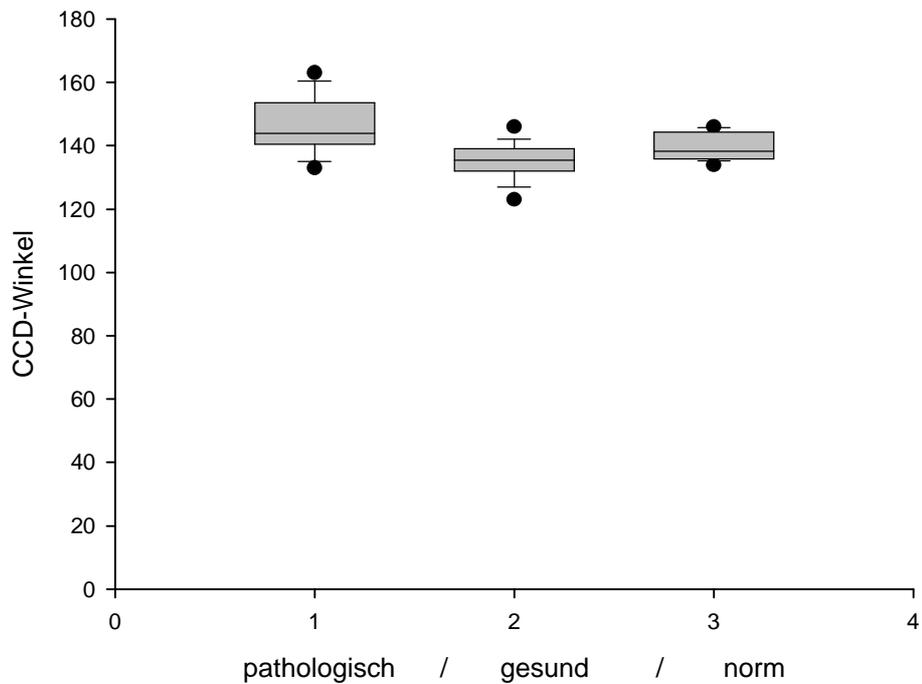


Abb. 78: Boxplot nach Daten des CCD-Winkels an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (144) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (135,5) und größer als der Median der Normalwertgruppe (138,2). Der p-Wert beträgt $<0,001$ (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht ein signifikanter Unterschied.

ATD major:

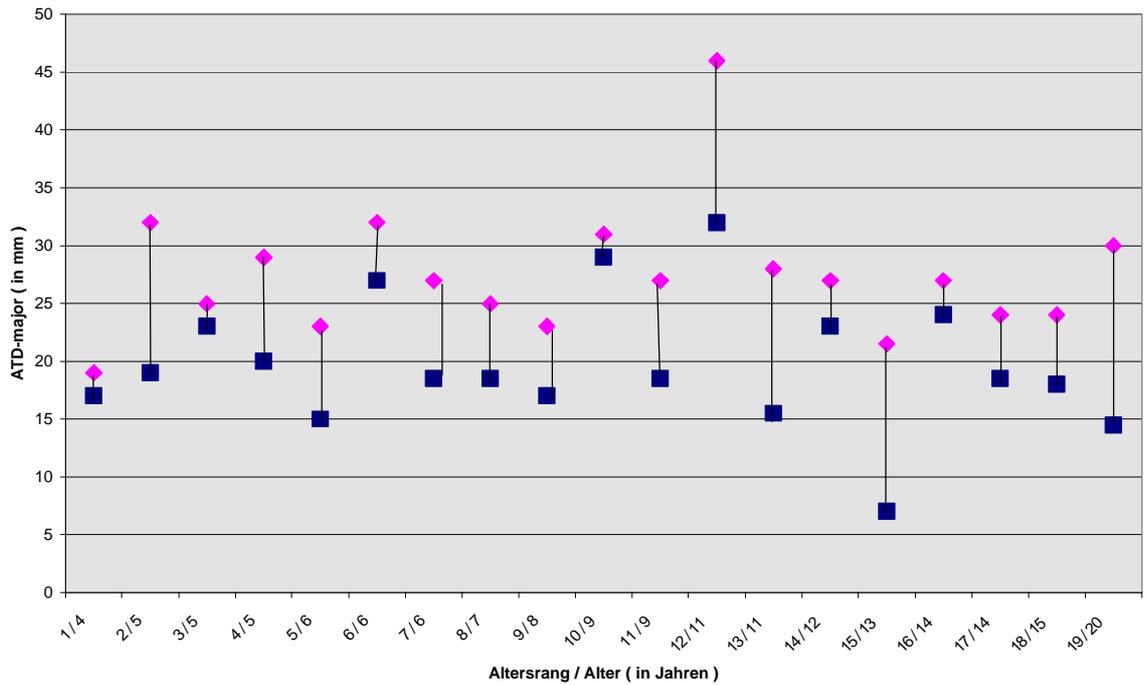


Abb. 79: Werte der Articulo-trochanteric-Distance in Bezug auf den Trochanter major zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

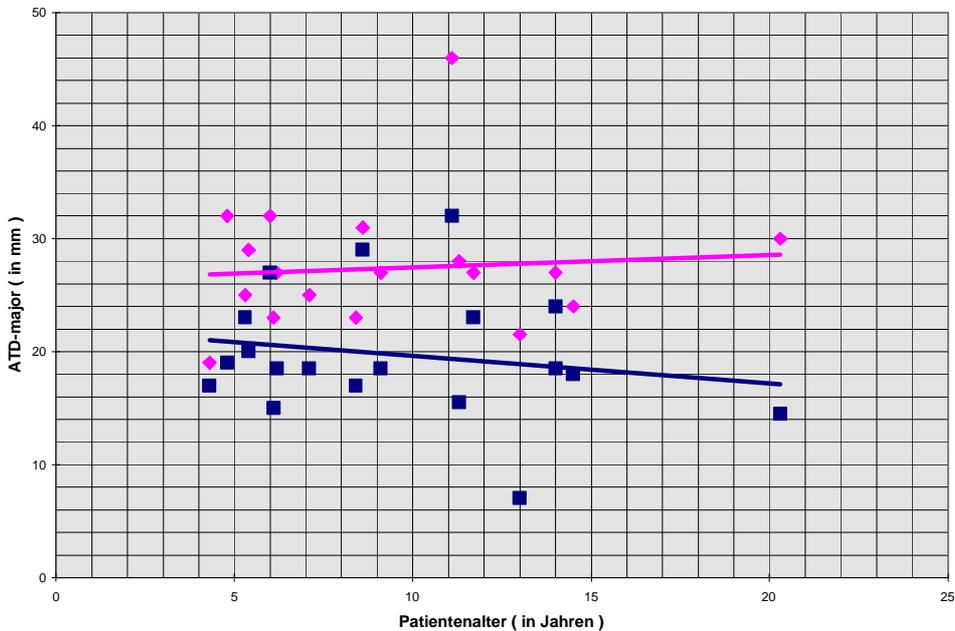


Abb. 80: Werte der Articulo-trochanteric-Distance in Bezug auf den Trochanter major zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

Alle Werte der pathologisch veränderten Hüften zeigen einen größeren Wert als die gesunde Seite. Auch im Einzelvergleich kommt es zu keinen Abweichungen. Es stellt sich somit eine Vergrößerung der Distanz zwischen der Spitze des Trochanter majors und dem kranialsten Anteil des Femurkopfes dar.

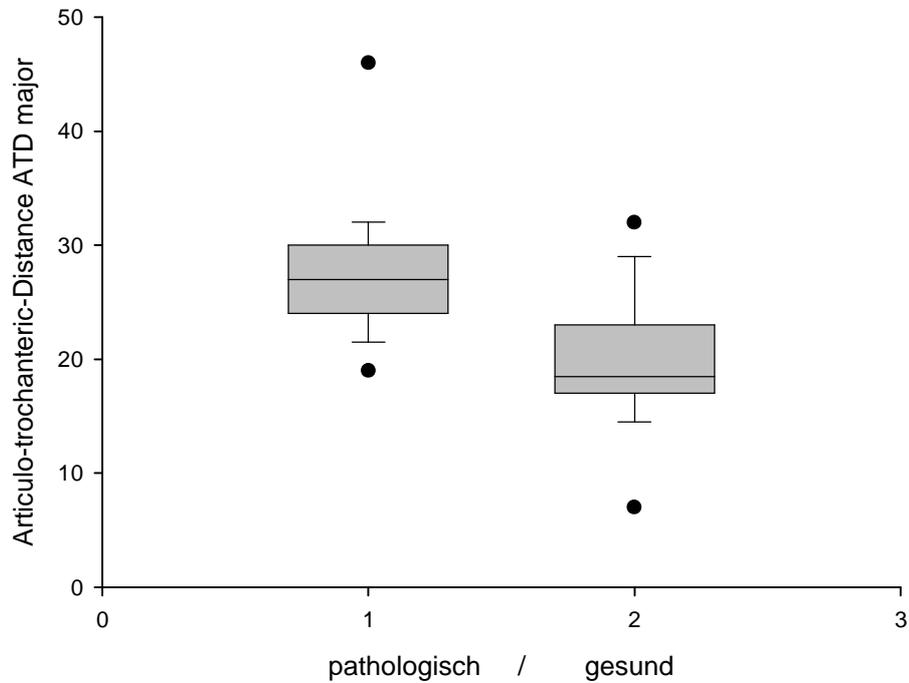


Abb. 81: Boxplot nach Daten der Articulo-trochanteric-Distance in Bezug auf den Trochanter major an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (27) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (18,5).

Der p-Wert beträgt $<0,001$ (Durchführung eines verbundenen t-Testes) somit besteht ein signifikanter Unterschied.

ATD minor:

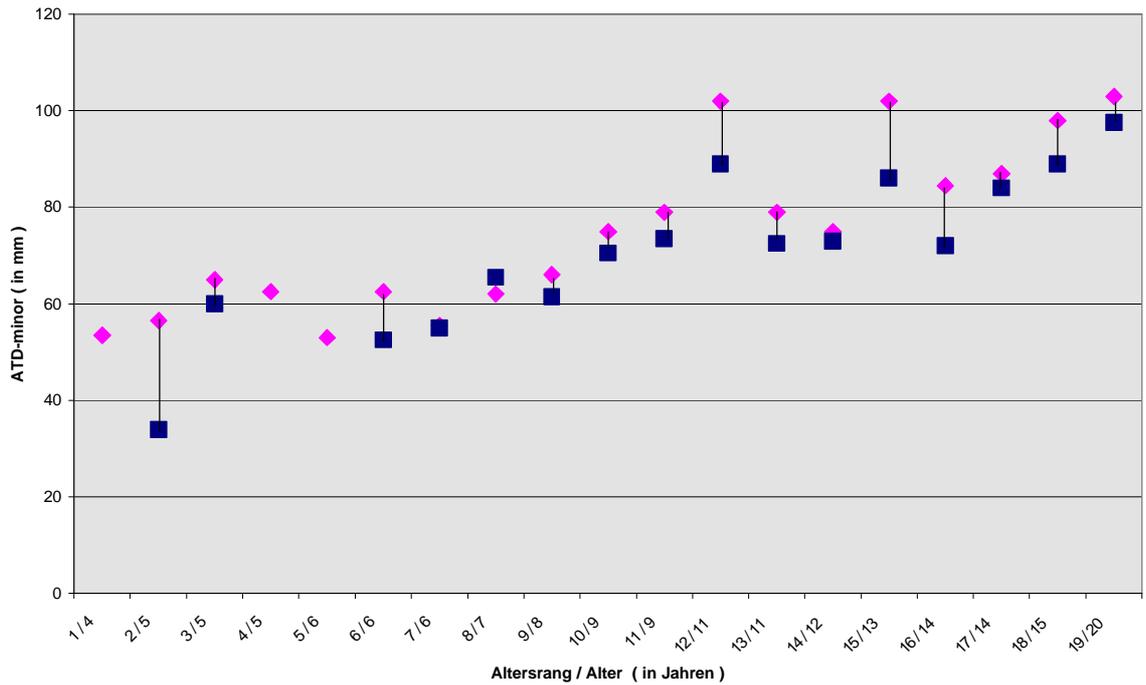


Abb. 82: Werte der Articulo-trochanteric-Distance in Bezug auf den Trochanter minor zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

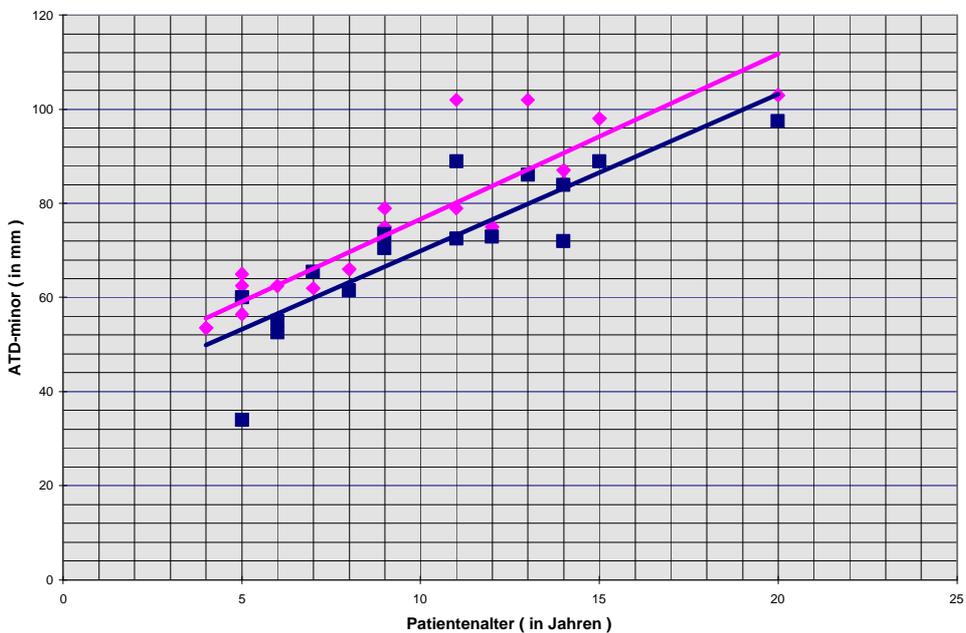


Abb. 83: Werte der Articulo-trochanteric-Distance in Bezug auf den Trochanter minor zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

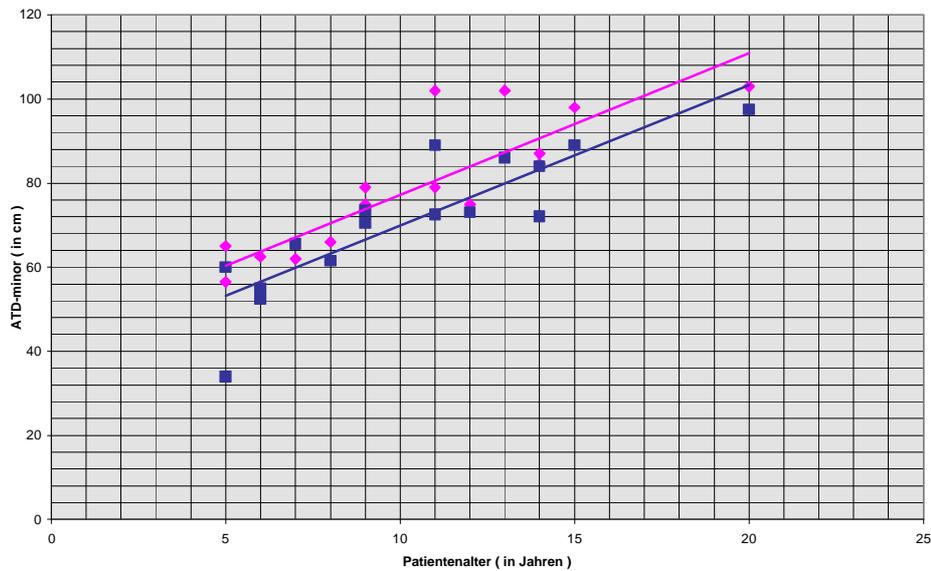


Abb. 84: Werte der Articulo-trochanteric-Distance in Bezug auf den Trochanter minor zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt. In diese Darstellung wurden die Patienten mit der Rangnummer 1,4 und 5 aufgrund eines fehlenden Trochanter minor nicht miteinbezogen.

Auch hier zeigen sich deutlich höhere Werte aller pathologischen Hüften im Vergleich zu den gesunden Hüften, im Individualvergleich müssen 3 Patienten aufgrund eines nicht dargestellten Trochanter minors vernachlässigt werden. Bei 15 Patienten ist auf der entlasteten Seite der Abstand des Mittelpunktes des Trochanter minors bis zum kranialsten Punkt der Kopfkalotte vergrößert.

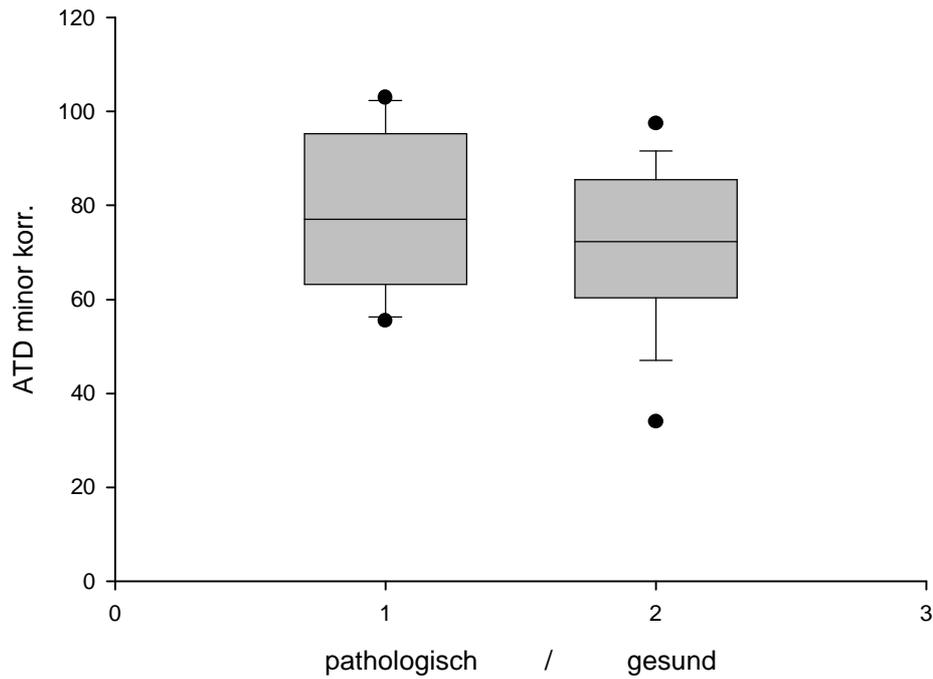


Abb. 85: Boxplot nach Daten der Articulo-trochanteric-Distance in Bezug auf den Trochanter minor an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte (75) ist kleiner als der Median der gesunden Hüfte (72,25).

Der p-Wert beträgt $<0,001$ (Durchführung eines Wilcoxon Signed Rank Tests bei nicht gegebener Normalverteilung), somit besteht ein signifikanter Unterschied. Aufgrund des Fehlens des Trochanter minors bei Patientenrang 1,4 und 5 wurden diese „Paarungen“ nicht in die Berechnung/ Graphenkonstruktion miteinbezogen.

ATD-minor-major:

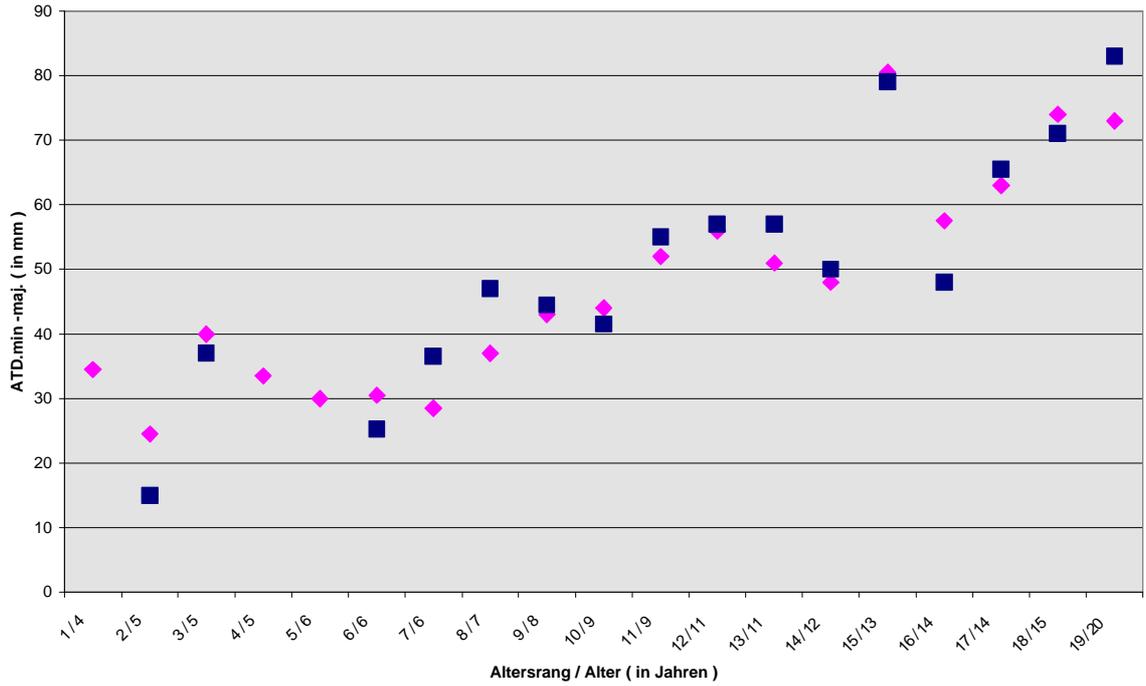


Abb. 86: Werte der Articulo-trochanteric-Distance zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Altersrang/ Alter dargestellt.

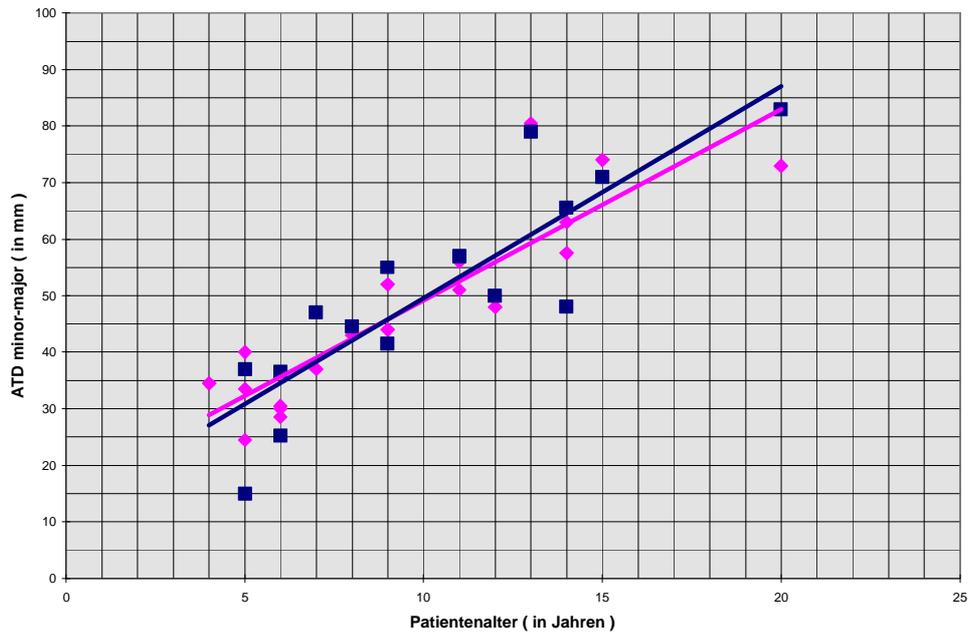


Abb. 87: Werte der Articulo-trochanteric-Distance zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt.

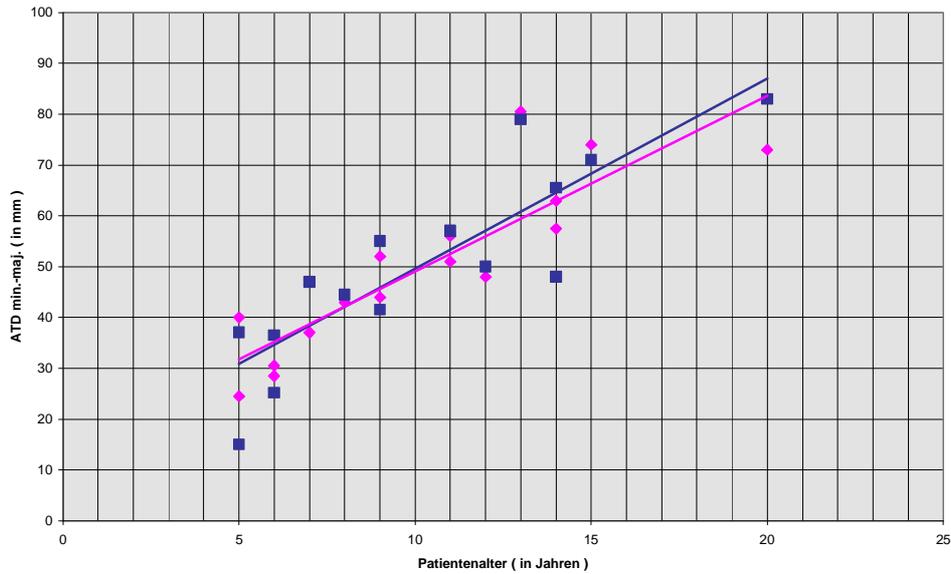


Abb. 88: Werte der Articulo-trochanteric-Distance zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der erkrankten Seite (◆) mit der Gegenseite (■) nach Alter dargestellt. In diese Darstellung wurden die Patienten mit der Rangnummer 1,4 und 5 aufgrund eines fehlenden Trochanter minors nicht miteinbezogen.

Die Trendlinien verlaufen annähernd gleich, im Einzelvergleich ergeben sich nur geringfügige Wertunterschiede. Es ergibt sich somit keine nennenswerte Veränderung der Strecke zwischen dem Trochanter major und dem Trochanter minor.

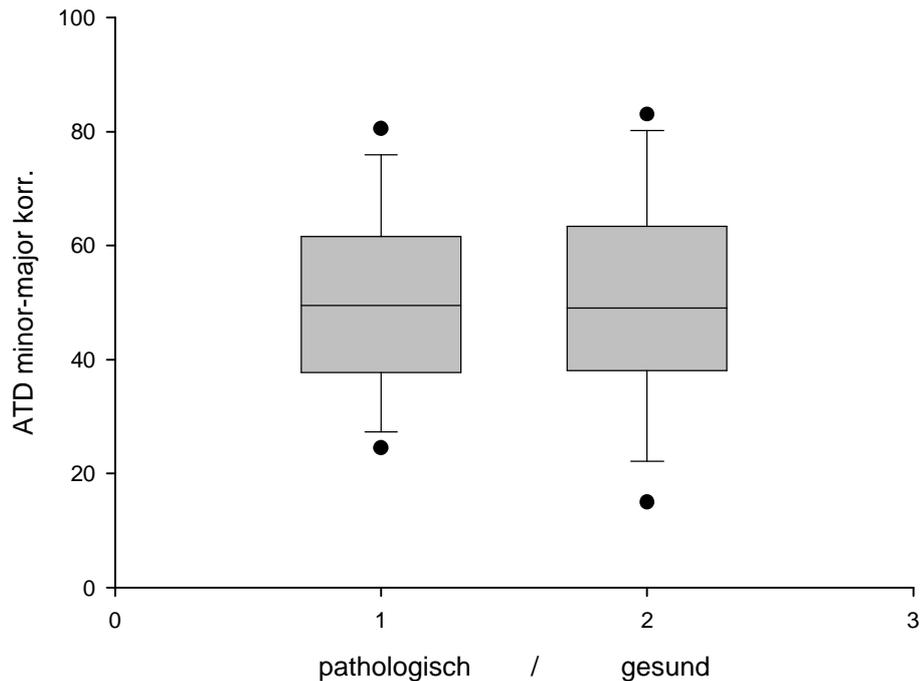


Abb. 89: Boxplot nach Daten der Articulo-trochanteric-Distance an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte. Der Median der erkrankten Hüfte(49) ist nur geringgradig kleiner als der Median der gesunden Hüfte (49,5).

Der p-Wert beträgt 0,570 (Durchführung eines verbundenen t-Testes), somit besteht **kein** signifikanter Unterschied. Aufgrund des Fehlens des Trochanter minors bei Patientenrang 1,4 und 5 wurden diese „Paarungen“ nicht in die Berechnung/ Graphenkonstruktion miteinbezogen.

Weiterhin wurden die Kinder nach einem Aktivitätsscore beurteilt. *Tabelle 2: Aktivitätsbeurteilung der untersuchten Kinder*

- 1: minderaktiv ohne Hilfsmittel bzw. mit einfachen Hilfsmitteln (z.B. Schuhzurichtungen)
- 2: minderaktiv mit voll genützter Orthese bzw. Prothese
- 3: minderaktiv mit reduziert genützter Orthese bzw. Prothese

Aktivitätsscore	Patient (Rang)
1	B. B. (9), D. M. (17), G. M. (14), K. F. (18), S. S. (8), W. R. (19)
1-2	B.A. (16)
2	B. X. (.10.), I. A. (5), K. V. (7), P. H. (15), S. A. (6), St. S. (2), S. R. (11)
2-3	A.Y. (4), M. C.(13), R. K. (3), S. F. (1)
3	T.F. (12)

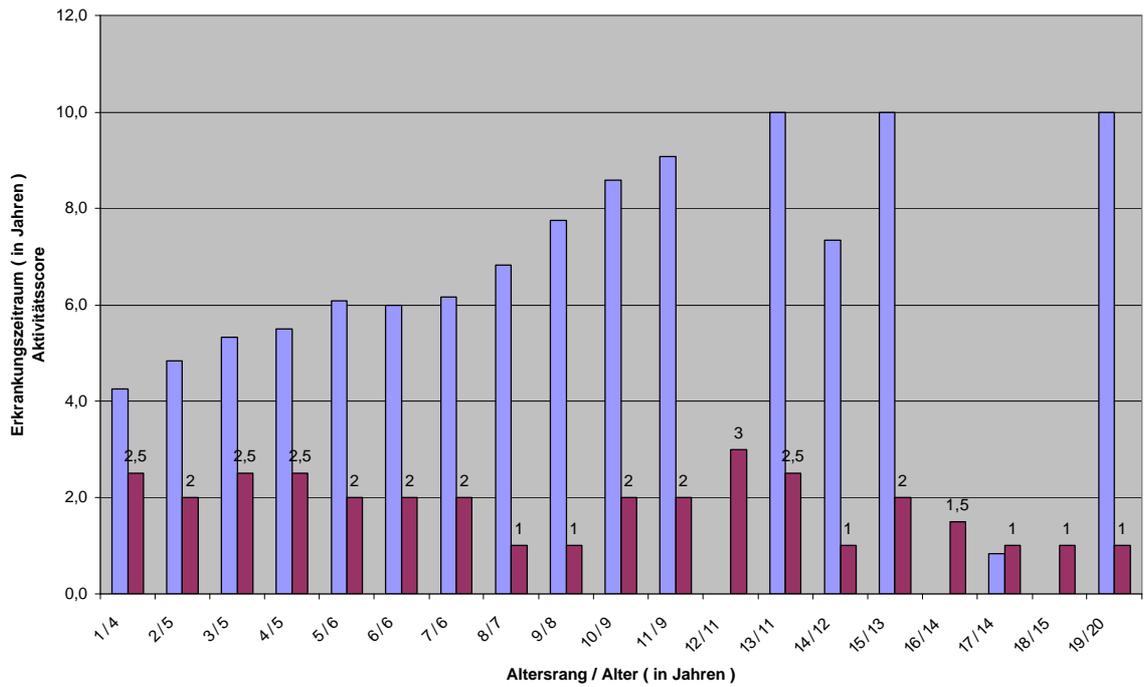


Abb. 90: Aktivitätsbeurteilung der untersuchten Kinder, der Erkrankungszeitraum wird durch die blauen Säulen dargestellt, der Aktivitätsscore durch die roten Säulen.

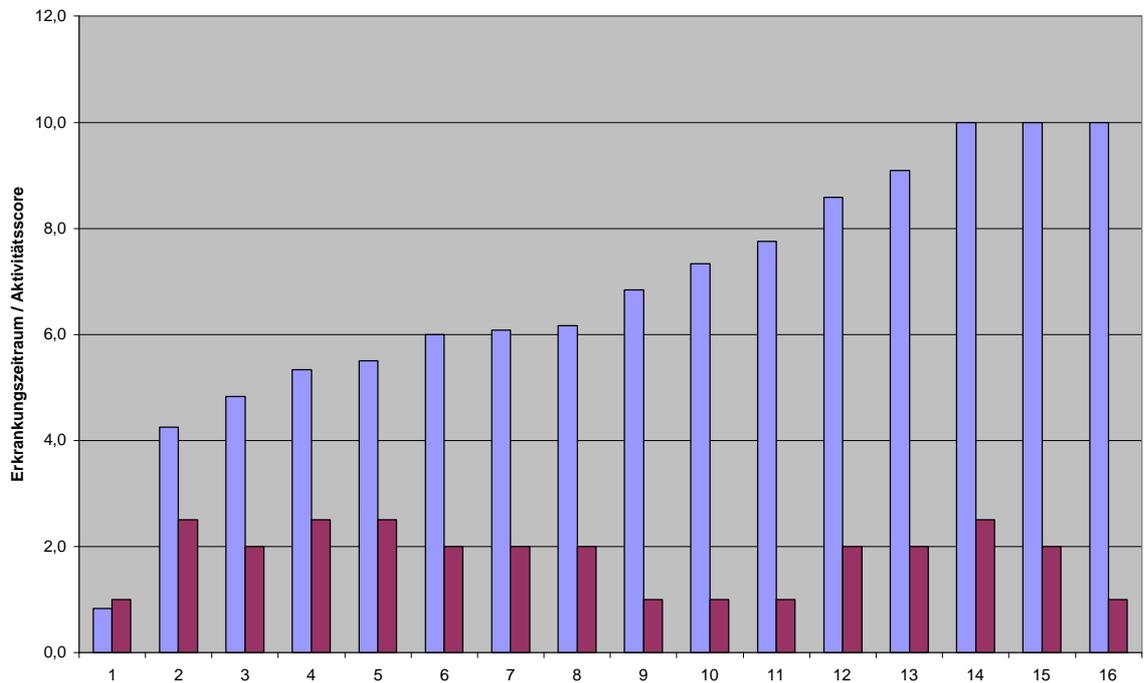


Abb. 91: Anordnung der Patienten nach Erkrankungszeitraum aufsteigend mit zugehörigem Aktivitätsscore.

In dem dargestellten Säulendiagramm stellt sich kein Zusammenhang von Erkrankungszeitraum und Aktivitätsscore dar.

4 Diskussion

4.1 Methodendiskussion

Um die in der Einleitung geäußerte Hypothese zu stützen und wirksame Kräfte am Hüftgelenk zu bestimmen, besteht die Möglichkeit der biomechanischen Modellrechnung, welche Heimkes et al. (51, 50) bereits mehrfach durchführten.

Eine Druckmessung am anatomischen Präparat findet hier keine Anwendung, da die wirksame Kraft der Trochantermuskulatur nicht von den übrigen, auf das Hüftgelenk einwirkenden Muskelkräften differenziert betrachtet werden kann.

Als weitere Möglichkeit der Datengewinnung ist die Ermittlung von Daten durch intravitale Messungen zu erwähnen. Dies ist jedoch in einem jungen Patientengut aus ethischen Gründen nicht diskutabel, da die Gefahr der Schädigung des Patienten besteht.

Zur Beurteilung der wirkenden Kräfte im Hüftgelenk und deren Auswirkung wäre ebenso eine entsprechende Vermessung am Hüftgelenk vorstellbar. Um die biomechanisch gefundenen Thesen klinisch zu bestätigen, stellt dies die geeignete Methode dar.

Hierzu sollte zunächst geklärt sein, welches Objekt Anwendung findet. Neben dem menschlichen Hüftgelenk wäre auch die Untersuchung des Hüftgelenks eines Säugetieres prinzipiell möglich, jedoch besitzt das menschliche Hüftgelenk als einziges unter allen Vierfüßlern eine stark veränderte Anatomie. Der M. gluteus maximus ermöglicht dem Menschen eine aufrechte Körperhaltung. Daher kann hier der Tierversuch keine Anwendung finden, da die anatomischen Gegebenheiten des Tieres in Bezug auf das Hüftgelenk nicht auf den Menschen übertragbar sind.

Für die beschriebene Hypothese ist die Beobachtung von Wachstumsprozessen von großer Bedeutung. Die Veränderung der Anatomie durch unterschiedliche Einflüsse bedarf beim lebenden Objekt einer bildgebenden Darstellung und deren Auswertung.

Im Rahmen der Bildgebung und Darstellung des Hüftgelenks wäre neben der Röntgenuntersuchung auch eine sonographische Darstellung möglich. Da der Ultraschall Knochen nicht durchdringen kann und von diesem reflektiert wird, besteht nur eine eingeschränkte Beurteilbarkeit von knöchernen Strukturen.

Auf die Durchführung der Computertomographie wurde aufgrund der zu hohen Strahlenbelastung ebenso verzichtet. Regelmäßige Kontrollen der Hüftgelenke wären daher nicht möglich.

Somit verbleibt die radioanatomische Vermessung auf der Grundlage einer Röntgendarstellung des Beckens. Hier kann unter anderem auch auf eine bereits vorhandene Bildgebung zurückgegriffen werden, da im Verlauf der Krankheitsgeschichte der verschiedenen Patienten eine derartige Anfertigung nötig wurde, um die Luxationstendenz des Hüftgelenks zu beurteilen. In regelmäßig durchgeführten konventionellen Röntgenbildern kann eine Funktionsveränderung einer radiologisch diagnostizierten Formveränderung gegenübergestellt werden. Hierfür ist das konventionelle Röntgenbild weiterhin eine anerkannte Methode, um Formveränderungen des Hüftkopfes während des Wachstums aufzuzeigen.

4.2 Fehlerdiskussion

An dieser Stelle sollen eventuelle Fehlerquellen Erwähnung finden. So können sich bei der Vermessung des Hüftgelenkes am Röntgenbild im Rahmen der Konstruktion der Winkel bzw. Strecken Fehler einstellen.

Das kindliche Hüftgelenk weist besonders in sehr jungen Jahren Schwierigkeiten in der Bestimmung mancher Bezugspunkte aufgrund der noch nicht ausreichenden knöchernen Entwicklung auf.

Eine weitere Problematik ergibt sich zum Teil aus der nicht immer eindeutigen Abbildung der knöchernen Strukturen. So zeigten Idelberger und Frank (58) auf, dass der im Röntgenbild sichtbare laterale Pfannenrand keineswegs als dieser anzusehen ist, da hier nur die Abbruchkante der dachbildenden Iliumfläche sichtbar wird, der vordere Pfannenrand als solcher jedoch unsichtbar bleibt und sich in der Spongiosa des Iliumkernes verliert. Der Bezugspunkt des Pfannenrandes ist daher im Rahmen der Bestimmung des *AC-Winkels* etwas dorsal von dem Übergang, an dem der Beckenkamm in den Pfannenrand übergeht, zu wählen.

Als weiteren Punkt bleibt zu erwähnen, dass in dieser Arbeit der projizierte *CCD-Winkel*, nicht der reelle CCD-Winkel, zur Anwendung kommt. Der CCD-Winkel muss als ein Winkel im Raum gesehen werden, in einer p.a.- Aufnahme des Hüftgelenks kann daher seine wahre reelle Größe nur annähernd dargestellt werden, um den reellen Wert zu erhalten, ist die Anfertigung einer zweiten, speziellen Röntgenaufnahme nötig. Nachdem eine derartige Aufnahme nicht vorlag, wird zur weiteren Beurteilung des Schenkelhalses der projizierte CCD-Winkel verwendet.

Hinsichtlich lagerungsabhängig bedingter falscher, radiologischer Abbildungen der untersuchten Strecken und Winkel wird auf das Kapitel 2.1.7.7 verwiesen.

4.3 Ergebnisdiskussion

Aufgrund theoretischer Überlegungen stellten wir die Hypothese auf, dass das coxale Femurende sich bei Kindern, welche eine Entlastung einer unteren Extremität durchführten, sich steiler ausbildet, sich die Hüftpfanne ebenso steiler ausrichtet und sogar eine Dezentrierung des Hüftkopfes die Folge sein könnte. In den entsprechenden Hüftgelenksvermessungen findet sich in der Tat ein steilerer CCD-Winkel mit steilerer Hüftresultierenden bei stabiler Trochanterresultierenden. Die Pfanne weist einen steileren Verlauf bei nicht bestehender Verformung auf, die Hüftgelenkskongruenz zeigt sich nur etwas verschlechtert.

Die einzelnen erhaltenen Werte sollen nun in Zusammenschau mit der Literatur einer Interpretation unterzogen werden.

4.3.1 Acetabulum

4.3.1.1 Sharp-Ullmann-Winkel

Exner (30) nützte den Hüftpfannenwinkel zur Nachuntersuchung dysplastischer Hüften, indem er aufzeigte, dass primär als dysplastisch eingestufte Hüften im Verlauf der Entwicklung normale bis leicht dysplastische Hüftwerte erzielen konnten. In der Einteilung richtete er sich nach den Normalwerten von Tönnis (136), welcher altersentsprechend (1-14 Jahre) Hüftwerte von $>44-52$ als leicht pathologisch einstuft. Ullmann (141) beschrieb bis zu einem Alter von 10 Jahren einen Wert von 45° als Normwert, Stuhlberg und Harris (131) fanden Werte von 43° als regelrecht. In dieser Arbeit lassen sich bei 11 von 17 entlastenden Kindern im Alter von 1-14 Jahren pathologische Werte nach Tönnis für den Sharp-Ullmann-Winkel feststellen, auch in der Trendbeurteilung zeigt sich auf der entlasteten Seite Veränderungen im Sinne der beginnenden Dysplasie. Die beginnende Dezentrierung des Hüftkopfes und Steilerstellung des Schenkelhalses führt somit zu einer vermehrten Belastung des lateralen Pfannenrandes und ebenso zu einer Dysplasie der Hüftpfanne. Die von Tönnis und Brunken (138) sowie Mau (96) geäußerte These der Entwicklung einer Pfannendysplasie bei muskulärer Schwäche kann nun untermauert werden.

4.3.1.2 AC-Winkel

Hilgenreiner (54) beschrieb in seinen Arbeiten Normalwerte für den AC-Winkel von $28-35^\circ$. Harris (46) gab in seiner Arbeit über die Hüftpfannenentwicklung bei der angeborenen Hüftdislokation als Normwert für einen AC-Winkel beim 10-Jährigen 21° an (nach Severin 1941). Bei höheren Werten wurde eine Fehlentwicklung der Pfanne angenommen. Massie (92) gab Werte von $9-21^\circ$ beim 1-15-jährigen Patienten an. Jorysz (66) fand in ihrer Arbeit heraus, dass in den ersten Lebensjahren zunächst Werte von $25-35^\circ$ vorherrschen, jedoch kam es in der weiteren Entwicklung zu einer Verkleinerung der Werte, bis sogar beinahe 0° . Caffey (18) beschrieb ebenso eine Verkleinerungstendenz mit zunehmendem Alter (in der frühen Kindheit). Als Erklärung hierfür ist das zunehmende Übertagen des Oberschenkelkopfes durch den Pfannenerker anzuführen, der Erker verlagert sich dadurch immer weiter nach latero-kaudal (Jorysz (66)). Auch John (64) fand eine Verkleinerung des AC-Winkel bis zum 16. Lebensjahr auf 10° bei den Jungen und auf 11° bei den Mädchen.

In dieser Arbeit stimmen oben aufgeführte Tendenzen mit dem Verlauf der Trendlinien überein. Die Trendlinien der erkrankten und gesunden Seite weisen mit zunehmendem Alter eine zunehmende Verkleinerung des AC-Winkels auf. Die AC-Winkel der gesunden Hüfte ergeben Werte von $0-19,5^\circ$. Auf der path. Seite finden sich Werte von $4-24^\circ$. Im Einzelvergleich zeigt sich größtenteils ein vergrößerter AC-Winkel auf der pathologischen, entlastenden Seite, der AC-Winkel und somit die Hüftpfanne verläuft signifikant steiler.

Auch Brückl (17) fand 1972 bei einem Patientengut von 5 bis 20 Jahren eine erhebliche Vergrößerung des AC-Winkels bzw. Pfannendachwinkel bei seiner als dysplastisch eingestuften Untersuchungsgruppe. Tönnis (136) verzeichnete ebenso eine Zunahme der Steilheit der

Hüftpfanne mit zunehmendem Erkrankungsgrad bei dysplastischen Hüften.

Es konnte gezeigt werden, dass mit zunehmendem Alter die Hüftpfanne weniger steil verläuft, jedoch bei Entlastung im Verhältnis gesehen einen steileren Verlauf aufweist. Dies ist als Folge des sich aufrichtenden Schenkelhalses zu sehen, die zu einer schlechteren Hüftzentrierung führt und damit sekundär eine Dysplasie der Pfanne zur Folge hat.

4.3.1.3 CE-Winkel

Der CE-Winkel als Maß für den Grad der Hüftdysplasie wurde von Wiberg (145) als pathologisch bei Werten unter 20° gewertet, als im Normbereich liegend bei über 25° . Tönnis (136) beschrieb bei Kindern bis 8 Jahre einen CE-Winkel von größer 20° als normal. Bei Kindern älter als 9 Jahre musste der CE-Winkel größer als 25° sein, um einen Normalbefund darzustellen. Massie und Howorth (92) gaben normale Werte $>20^\circ$ für Kinder über 3 Jahre an.

Die gemessenen CE-Winkel ergeben in dieser Arbeit bei 12 von 19 Patienten auch auf der erkrankten Seite Werte von über 25° . Als Erklärung hierfür ist die Tatsache anzusehen, dass es sich bei den Veränderungen des Hüftgelenkes in unserem Patientengut nur um eine Vorstufe handelt, eine Subluxationsstellung des Hüftkopfes ist nicht zu verzeichnen, so dass sich sowohl auf der gesunden als auch auf der erkrankten Seite durchaus im Normbereich befindliche Werte ergeben können.

Im interindividuellen Vergleich finden sich jedoch in unseren Untersuchungen weitgehend geringere Werte auf der pathologischen Seite, so dass im Seitvergleich auf der entlastenden Seite eine schlechtere Hüftzentrierung zu finden ist. Dies ist als Zeichen der muskulären Schwäche, welche zu einer Aufrichtung des Schenkelhalses führt, anzusehen.

4.3.1.4 Teardrop-distance

Eyring et al. (31) maß bei 1070 Hüften von Kindern im Alter zwischen 6 und 11 Jahren einen durchschnittlichen Tränenfigurabstand von 8,8 mm. Er wies auf eine hohe Sensitivität in Bezug auf eine Legg-Calve-Perthes-Disease hin. Eine Vergrößerung der TDD auf 11 mm sowie eine Vergrößerung der erkrankten Seite um 2 mm wäre ein sensitives Merkmal. Reinker und Larsen (116) fand bei der Untersuchung von 57 Patienten, welche an der Perthes-Erkrankung litten, eine Zunahme der Tear-drop-Distance sowie eine Erweiterung und Abflachung der Epiphysenfuge. In dieser Arbeit wird auf der erkrankten Seite ein Mittelwert von 8,0 mm, auf der gesunden Seite ein Abstand von 7,8 mm (im Mittel) des Femurkopfes von der lateralen Tränenfigur gemessen. Es findet sich lediglich bei 2 Patienten eine Vergrößerung auf 11 mm und nur bei 3 Patienten eine Seitendifferenz von mehr als 2 mm, wobei dieses Patientengut, wie bereits beschrieben, lediglich eine Vorstufe der knöchernen Veränderung am Hüftgelenk aufweist, so dass die vertikale und horizontale Kraft, die den Hüftkopf normalerweise in die Pfanne presst, nur wenig reduziert ist. Eine Ursache für Schwankungen im Individualvergleich mag die geringe Spannweite der Werte darstellen. Geringe Messungenauigkeiten haben hierbei große Auswirkungen. Tönnis wies jedoch auch darauf hin, dass eine Seitdrehung des Beckens zu einer veränderten Projektion der Tränenfigur führt und damit die Werte starken Schwankungen unterliegen.

4.3.1.5 Migration Percentage-Quotient

4.3.1.5.1 Migration Percentage a-Wert

Bei der Gegenüberstellung der fehlenden Überdachung des Hüftkopfes lässt sich in dieser Arbeit ein signifikanter Unterschied zur Gegenseite nicht feststellen. Da aber in dem untersuchten Krankengut lediglich eine Coxa-valga mit Veränderung der Hüftpfanne vorliegt, jedoch noch keine Luxationstendenz zu verzeichnen ist, kann nicht mit einer ausgeprägten Überdachungsdefizit gerechnet werden.

4.3.1.5.2 Migration Percentage b-Wert

Truckenbrodt und Häfner (139) fanden in ihrer Arbeit über lokale Wachstumsstörungen bei chronischer Arthritis im Kindesalter heraus, dass eine Minderbenutzung und –belastung sekundäre Wachstumsstörungen nach sich zieht, sodass zum Beispiel verkleinerte Hände bei entsprechendem Befall des Handgelenks die Folge wären. Häfner (40) wies bei M. Bechterew erkrankten Kinder mit Symptomatik im Sprunggelenk auf ein vermindertes Wachstum des Fußes hin, da sich hier die fehlende Belastung ungünstig auf das Wachstum auswirkt.

In Analogie hierzu wäre daher auch ein verkleinerter Hüftkopf durch Minderbelastung zu erwarten. Dies kann, wenn auch mit geringer Ausprägung, in dieser Arbeit bewiesen werden. Der Kopf der entlasteten Hüfte stellt sich im Seitvergleich etwas verkleinert dar. Die verminderte Belastung des Hüftgelenks führt zu einem reduzierten Wachstum am Femurkopf.

4.3.1.5.3 Migration Percentage: a/b

Hinsichtlich der Normalwerte gab Reimers (115) für 0-14-Jährige einen Wert von 0% an, im Alter von 4-16 Jahren sind Werte von unter 10% als Norm anzusehen. Miller et al. (98) gaben Werte von 25% als normal an, Onimus et al. 30% (106). Als eine Subluxation wurden nach Reimers Werte von 33-99% angesehen. Sich mit dem Alter stets verändernde Werte der Migration Percentage bleiben jedoch unbestritten (Eklof 28)).

In dieser Arbeit zeigen sich lediglich bei 6 Patienten auf der gesunden Seite Prozentangaben von unter 10%, jedoch weisen alle Patienten einen Wert unter 33% sowohl auf der entlasteten als auch auf der gesunden Seite auf. Somit ist in diesem Patientengut in keinem Fall von einer Subluxationsstellung zu sprechen. Es findet sich überwiegend ein verringertes Eindringen des Hüftkopfes in die Pfanne. Zum einen weist der Hüftkopf eine verringerte Überdachung auf, zum anderen stellt sich der Kopf etwas verkleinert dar. Es lässt sich jedoch kein signifikanter Unterschied der Wertepaarungen feststellen. Als Erklärung hierfür könnte wiederum die in einer Vorstufe befindliche pathologische Veränderung angeführt werden. Erst bei stärkerer Ausprägung der knöchernen Veränderungen, verursacht durch entsprechende Entlastung, wäre ein deutlich vergrößerter Instabilitätsindex denkbar.

Die Migration Percentage kann jedoch nicht eindeutig Veränderungen des Hüftkopfes oder der Hüftpfanne zugeordnet werden. Je größer sich Quotient darstellt, umso geringer ist zwar die

Überdachung des Hüftkopfes ausgebildet, dies ist aber zum einen erklärbar durch einen steileren Verlauf bzw. eine Dysplasie der Hüftpfanne als auch zum anderen durch eine Aufrichtung des Schenkelhalses. So ist die Migration Percentage als ein Indikator für die Hüftpfanne und den Femurkopf zu werten.

4.3.1.6 Pfannenindex t/e

Es ist bekannt, dass die Pfannentiefe bei gesunden Kindern mit zunehmendem Alter zunimmt (Debrunner und Hepp (24)). Dies konnte auch in dieser Arbeit weitgehend bestätigt werden. Die Hüftpfanne wird sowohl auf der nicht entlasteten als auch auf der entlasteten Seite tiefer. Bezüglich eines erkrankten Patientengutes zeigte Mau (93) bei Kindern, welche sowohl eine Beinlängendifferenz als auch eine Coxa-valga aufwiesen, eine verringerte Pfannentiefe auf. Auch Heimkes (53) stellte in seinen Untersuchungen von Kindern mit spastischen Hüftluxationen ein „Auswalzen“ der Pfanne fest.

In dieser Arbeit lässt sich kein nennenswerter Unterschied zwischen der gesunden und der erkrankten Seite feststellen. Als Ursache hierfür ist wiederum die Tatsache anzusehen, dass sich in diesem Patientengut lediglich Vorstufen einer Coxa-valga finden, daher stellt sich zwar die Pfanne steiler dar, jedoch findet sich noch nicht eine nennenswerte Abflachung oder Auswalzung der Pfanne

4.3.2 Epiphyse

4.3.2.1 EY-Winkel

In den Normwerten nach Thiele (134) beträgt der EY-Winkel bei 1-11 Jährigen 8-30°. Weiterhin ist aus der Literatur zu entnehmen, dass der EY-Winkel im Laufe der Entwicklung des Kindes zunimmt (Heimkes et al. (52)).

In dieser Arbeit finden sich auf der gesunden Seite mit dem Alter ansteigende Werte von 5,5° bis 20,5° bei den 1-11-Jährigen, auf der entlasteten Seite Werte von -2 bis 14,5°. Es zeigen sich hier Übereinstimmungen mit der Arbeit von Haefner (41). Sie fand in ihrer Arbeit heraus, dass sich bei ihren an JCA erkrankten Kindern die Epiphyse des Hüftkopfes immer mehr der Horizontalen annähert; dies entspricht einem sich verkleinernden EY-Winkel. Heimkes et al. (51) stellten mittels biomechanischer Modellrechnung fest, dass sich eine Coxa-valga mit waagrecht stehender Epiphyse dann ausbildet, wenn durch eine geschwächte Trochantermuskulatur der Kraftvektor R_T verkleinert und richtungsgeändert ist, wodurch das kranio-laterale Wachstum des Trochanter majors gebremst wird. Somit richtet sich die Wirkungslinie der Abduktoren zunehmend senkrecht aus, was zu oben genannten Veränderungen am Femur führt.

In dieser Arbeit lässt sich dies an dem vermessenden Patientenkollektiv sehr deutlich aufzeigen, die Epiphysenfuge richtet sich nach Entlastung der Extremität horizontaler aus, das biomechanische Modell von Heimkes et al. kann durch klinische Daten bestätigt werden.

4.3.2.2 Kopfepiphysen-Schenkelhalswinkel (KE-Winkel)

In der Literatur finden sich zunächst nur wenig vergleichbare Werte bzgl. des KE-Winkels. So gaben Refior und Jäger 1974 (62) im Rahmen der genauen Definition des Winkels einen Wert von 25° bei einer Altersgruppe vom Säugling bis zum Schulkindalter an. Glogowski (37) fand in seinen Untersuchungen eine ausgeprägte Konstanz der Werte vom 1. bis zum 16. Lebensjahr, er gab Grenzen von $17-27^\circ$ an.

In unserem Patientengut ergeben sich Werte von 8° bis 27° auf der entlasteten Seite, auf der gesunden Seite Werte von 9° bis 27° bei 1-16-Jährigen.

Da der KE-Winkel sowohl durch die Epiphysenfuge als auch durch den Femurschaft gebildet wird, erfährt der Winkel eine Beeinflussung beider Achsen. Die Epiphysenfuge richtet sich zunehmend horizontal aus, gleichzeitig entwickelt sich der Schenkelhals steiler. Es findet sich jedoch bei den unterschiedlichen Patienten eine unterschiedliche Gewichtung der knöchernen Veränderung. Bei 9 Patienten zeigt sich auf der erkrankten Seite ein größerer KE-Wert, bei 10 Patienten auf der gesunden Seite ein vergrößerter Wert. Nachdem sich jedoch die Veränderungen am proximalen Femurende nicht gleichermaßen schnell entwickeln, kann sich auch auf der entlasteten Seite durch das Steilerwerden des Schenkelhalses bei noch nicht deutlich veränderter Epiphysenfuge ein verkleinerter KE-Winkel ergeben.

4.3.2.3 Kopfepiphysen-Femurschaftwinkel (KF-Winkel)

Auch hinsichtlich dieses Wertes lassen sich in der Literatur nur wenige Vergleichswerte anführen. Bemmerl (8) beschrieb bei seinem Patientengut mit bestehender Myelomeningocele Werte von durchschnittlich 78° bei hohen Lähmungen, bis zu 68° bei tiefer gelegenen Lähmungen. Bezüglich der Normwerte verwies er auf die Arbeit von Jorysz (Normwert $68^\circ-72^\circ$) (66). Die Patienten waren je nach Höhe der Lähmungen nicht in der Lage zu Stehen bzw. zu Gehen. Somit konnte Bemmerl anhand praktischer Untersuchungen bestätigen, dass sich durch die bestehende Schwäche der Hüftabduktoren eine zunehmende Waagrechteinstellung der Epiphyse ergibt. In dieser Arbeit lassen sich Werte von $62^\circ-86^\circ$ auf der pathologischen Seite, auf der gesunden Seite $52^\circ-78^\circ$ darstellen, im Vergleich zu Normwerten von $60^\circ-71^\circ$. Bis auf die älteren Patienten stellt sich der KF-Winkel auf der pathologischen Seite immer größer als der Normwert dar. Auch im interindividuellen Vergleich findet sich bis auf zwei Ausnahmen ein vergrößerter KF-Winkel auf der entlasteten Seite.

Die sich zunehmend an die Horizontale annähernde Epiphyse und damit zunehmende Größe des KF-Winkels wurde auch bei Haefner (41) im Rahmen von an JCA leidenden Patienten gesehen. Die verminderte Belastung der Extremität reduziert somit die an den Wachstumsfugen angreifenden Kräfte, sodass sich durch die steiler verlaufende Richtung des Kraftvektors R die Epiphyse waagrecht ausrichtet und sich der KF-Winkel vergrößert.

4.3.3 Apophyse

4.3.3.1 Trochanterapophysen-Schenkelhals-Winkel (TA-Winkel)

Die Kraftresultierende R_T am Trochanter major ändert sich nach Heimkes (49) im Verlauf des ungestörten Wachstums weder in Bezug auf die Richtung noch auf den Betrag erheblich, sodass von einem weitgehend unveränderten Verlauf der Gerade durch die Apophyse auszugehen ist. Weiterhin weist die Schenkelhalsachse als zweiter Schenkel des TA-Winkels während des Wachstums einen zunehmend varischen Verlauf auf. Es kommt daher zu einer zunehmenden Verkleinerung des TA-Winkels. Dies kann auch in dieser Arbeit entsprechend dargestellt werden. Hier finden sich bei den Kindern von 4 bis 16 Jahren auf der gesunden Seite Werte von 11° bis -5° , in der Arbeit von Jorysz (66) ergaben sich in der genannten Altersgruppe bei gesunden Kindern Werte von 10° bis $-1,5^\circ$. Es lässt sich also eine weitgehende Übereinstimmung mit der Literatur darstellen.

Wie in den Ausführungen des AY-Winkels (Kap. 4.3.3.3) dargestellt wird, bleibt die Stellung der Apophyse in diesem Patientengut auf der entlasteten Seite weitgehend gleich, bzw. die Apophyse stellt sich zum Teil etwas steiler ein, sodass von weitgehend stabilen Trochanterverhältnissen ausgegangen werden kann. Auf der entlasteten Seite wäre somit bei stabilen Trochanterverhältnissen eine Vergrößerung des Winkels zu erwarten. Die Veränderung des TA-Winkels kommt daher hauptsächlich durch die Veränderung des Schenkelhalses zustande. Da bei einer Entlastung durch die Kraftminderung des Tractus iliotibialis als auch der vastglutäalen Muskelschlinge die Trochanterapophyse in ihrem Wachstum nicht mehr stimuliert wird, ist auch die varisierende Wirkung der Apophyse auf den Schenkelhals nicht mehr gegeben und eine Coxa-valga die Folge. Diese theoretische Behauptung kann anhand der gefundenen Werte belegt werden, da sich mit der Vergrößerung des TA-Winkels auf der erkrankten Seite eine zunehmende Steilstellung des Schenkelhalses bei stabiler Stellung der Apophyse als Folge der Entlastung darstellen lässt. Die Steilstellung des Schenkelhalses findet jedoch hauptsächlich am proximalen Anteil des Schenkelhalses statt, so dass der Bereich der Trochanterapophyse nur wenig beeinflusst wird und sich eine sogenannte Kopf-im-Nacken-Lage des proximalen Femurs ergibt.

4.3.3.2 Trochanterapophysen-Femurschaft-Winkel (TF-Winkel)

Der TF-Winkel wird durch die Femurachse und einer Gerade durch die Apophyse gebildet, hierdurch ergeben sich zwei Möglichkeiten der Beeinflussung des Winkels. Der Femur zum einen bleibt während des normalen Wachstums weitgehend konstant mit 6° valgisch zur Körpervertikalen hin geneigt (Heimkes et al. (51)). Jedoch kann bei einem von der Norm abweichenden Wachstum z.B. auch durch eine Achsenveränderung am Kniegelenk der Verlauf des Femurs verändert sein. Die Ausrichtung der Apophyse im Raum hat ebenso Einfluss auf den TF-Winkel. Eine Deutung der Ergebnisse dieses Winkels ist daher erschwert, da Vermessungsergebnisse am Kniegelenk nicht vorliegen.

4.3.3.3 Trochanterapophysen-Y-Fugen-Winkel (AY-Winkel)

Der AY-Winkel verhält sich nach Heimkes im Laufe des Wachstums eines Kindes weitgehend konstant (51). Auch in dieser Arbeit können keine nennenswerten Veränderungen des Winkels im Laufe der Jahre festgestellt werden. Die Normwerte nach Jorysz (66) betragen bei 4-16 jährigen Kindern 48-52°, im Klientel dieser Arbeit fanden sich ähnliche Werte mit 39-59° auf der gesunden Seite.

Bemmerl (8) beschrieb in seiner Dissertation über das Wachstum des coxalen Femurendes bei Kindern mit neurologischen Defiziten aufgrund einer bestehenden Meningomyelozele eine Steilstellung der Apophyse bei Patienten mit inaktiven Muskelkräften M und M_{fsc} .

In der vorliegenden Arbeit ist ebenso von einer gleichzeitigen Schwächung sowohl der Kniegelenksexensoren als auch der Abduktoren auszugehen, eine Gewichtsübernahme des Patienten bei jedoch bestehender Entlastung ist gegeben. Es folgt daher eine verminderte Druckentwicklung am Trochanter major und daraufhin ein vermindertes kranio-laterales Wachstum. Ein reduzierter Betrag der R_T ist die Folge, wobei aufgrund der mittelmäßigen Entlastung die Richtung weitgehend gleich bleibt bzw. flacher wird. Nach dem Gesetz der funktionellen Anpassung des Knochens durch Längenwachstum stellt sich die Apophyse zunehmend senkrecht zu der auf sie einwirkenden Kraft ein. Eine etwas steiler verlaufende Apophyse ist die Folge, der AY-Winkel wäre folglich größer.

Es finden sich in dieser Arbeit bei 12 Patienten vergrößerte, bei 7 Patienten verkleinerte AY-Winkel auf der pathologischen Seite im Vergleich zur nicht entlasteten Extremität. Dies kann durch die unterschiedlichen Beeinträchtigungen der Patienten erklärbar sein, die Schwächung der Muskulatur ist nicht einheitlich. Stellt man jedoch die sich darstellenden Trendlinien gegenüber, besteht kein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe der entlasteten Extremitäten und der Gruppe der belasteten Extremität. Die Stellung der Apophyse im Raum bleibt weitgehend gleich bzw. weist im intraindividuellen Vergleich einen etwas steileren Verlauf auf.

4.3.4 Schenkelhals

4.3.4.1 Centrum-Collum-Winkel (CCD-Winkel)

Tönnis (136) gab in seinen Arbeiten CCD-Winkel von 150° beim Säugling an, im Zeitraum der ersten Belastung betrug der CCD-Winkel 140°, sowie 133° bei 15-Jährigen. Hefti (47) fand in seiner Arbeit Werte von 150° bis 120°, von der Geburt bis zur Pubertät abnehmend. Er sah für die Coxa-valga als Achselfehlstellung selten eine Operationsindikation.

Bezüglich der hier erhobenen Werte können auf beiden Seite ebenso wie bei Tönnis (136) und Jorysz (66) rückläufige Werte mit steigendem Alter festgestellt werden. Heimkes (50) zeigte als Ursache für die rückläufigen Werte ein verbessertes Lastarm-/Kraftarm-Verhältnis zugunsten des Kraftarmes auf, es wird daher weniger Muskelkraft nötig, die Hüfte wird weniger belastet. Der Verlauf der Hüftabduktoren ist mit zunehmendem Alter flacher. Die Hüftresultierende verläuft somit ebenso flacher, die Epiphysenfuge richtet sich steiler aus. Die Trochanterresultierende und Muskelresultierende bleibt mit zunehmendem Alter in ihrer Richtung nahezu konstant, der Betrag

der Trochanterresultierenden nimmt zu. Das apophysäre Wachstumszentrum schiebt dann den Trochanter major nach craniolateral und wirkt daher varisierend. Durch das Wachstum des Trochanters sowie die flachere Kraftresultierende an der Epiphyse entwickeln sich daher mit steigendem Alter rückläufige CCD-Winkel.

In dieser Arbeit kann bei 15 von 19 Patienten ein vergrößerter Schenkelhalswinkel im Vergleich zu von Joryzx (66) erhobenen Normwerten gefunden werden, alle Patienten (bis auf den Patienten mit der Rangnummer 3) weisen einen vergrößerten CCD-Winkel interindividuell auf. Bei 10 Patienten lässt sich der CCD-Winkel gegenüber dem Normwert vergrößert auf der entlasteten Seite darstellen, der CCD-Winkel der gesunde Hüfte ist jedoch verkleinert. Dies könnte auf eine zunehmende Belastung der gesunden Seite und eine damit varisierende Wirkung zurückgeführt werden.

Mau (93) zeigte in seinen Arbeiten auf, dass Kinder, welche an einer Beinlängendifferenz litten, eine Coxa-valga aufwiesen. Weiterhin stellte er im Gegensatz zu dieser Arbeit fest, dass sich meist auch auf der gesunden Seite ein vergrößerter CCD-Winkel darstellen ließ. Er führte dies auf die insgesamt geringere Bewegung der Kinder zurück. Als Ursache für die jedoch größere anatomische Veränderung auf der verkürzten Seite gab er eine Verlagerung des Körperschwerpunktes auf die verkürzte Seite bei bestehendem Beckenschiefstand an. Dies würde wiederum die Abduktorenbeanspruchung reduzieren.

In dieser Arbeit kann nur bei 3 Patienten auch auf der gesunden Seite ein vergrößerter Winkel im Vergleich mit den Normwerten nach Joryzx festgestellt werden. Der Mau'sche Denkansatz der vermehrten Entlastung auf beiden Seiten findet jedoch bei diesen Patienten nur eingeschränkte Anwendung, da diese Patienten eine Aktivitätscore von 1-2 und 2 aufweisen. Es ist daher von keiner ausgeprägten Immobilität auszugehen.

Auch Häfner (41) sah einen Zusammenhang zwischen der Entlastung einer Extremität und der Entwicklung einer Coxa-valga. Sie zeigte auf, dass bei Kindern mit JCA der Hüftkopf in die Veränderungen bei JCA einbezogen ist. In einer Studie von erkrankten Kindern im Vergleich zu gesunden Probanden fanden sich bei etwas weniger als der Hälfte größere CCD-Winkel und verkleinerte EY-Winkel, sodass auch hier als Ursache für die veränderte Anatomie eine schmerzbedingte Entlastung wahrscheinlich ist.

Anhand dieser Arbeit kann also gezeigt werden, dass Patienten, welche eine Entlastung ihrer Extremität durchführten, eine Coxa-valga entwickeln. Heimkes (50) kam in einem biomechanisch orientierten Modell zu diesem Ergebnis. Somit ist das Denkmodell durch entsprechende klinische Daten bestätigt.

4.3.4.2 Articulo-trochanteric-Distance (ATD)

Mau (93) stellte in seinen Untersuchungen fest, dass die intertrochantäre Differenz auf der Seite der verkürzten Extremität vergrößert sei. Diese Hypothese kann hier nicht bestätigt werden. Es wird gezeigt, dass durch die Entwicklung einer Coxa-valga mit Steilstellung des Schenkelhalses ein vergrößerter Abstand des Trochanter majors zum Hüftkopf entsteht und ebenso ein größerer Abstand des Trochanter minors zum Hüftkopf sich ausbildet. Die Differenz hingegen bleibt

konstant. Eine tiefere Einstellung des Trochanter minors findet sich nicht. Mau begründete seine Hypothese mit einem vermehrten proximalen Wachstums des Femurs, dessen Geschwindigkeit der Rollhügel des Trochanter minors nicht in der Lage ist mitzuhalten und somit zu einem Tiefstand führt.

Edgren (27) fand bei einem vorzeitigen Schluss der Epiphysenfuge des Femurkopfes eine reduzierte ATD, dies führte er auf ein vermehrtes Wachstum des Trochanter major bei abgeschlossenem Wachstum am Schenkelhals zurück. In einem fortgeschrittenen Stadium der Erkrankung (Coxa-plana) sah Edgren die Entwicklung einer Abduktorenschwäche als ein Ergebnis des vergrößerten Trochanter majors.

In dieser Arbeit kann jedoch der umgekehrte Weg gezeigt werden, eine Abduktorenschwäche verursacht eine im Betrag reduzierte Trochanterresultierende und damit ein verringertes Trochanterwachstum.

Zusammenfassend kann folgendes festgestellt werden: Die globale Insuffizienz, begründet in einer bestehenden Inaktivität, führt zu einer Schwäche der kleinen Glutäen und des Musculus quadriceps. Hierdurch erfährt die Trochanterresultierende eine Verkürzung (Heimkes (53)), was zu einer verminderten Wachstumsstimulation des Trochanter majors nach kranio-lateral führt.

Weiterhin stellt sich nun die Hüftgelenksresultierende R sowie die Wirkungslinie der Hüftabduktoren M senkrechter ein, dies führt zu einer horizontaler verlaufenden Epiphysenfuge. Der *EY-Winkel* wird somit kleiner, der *KF-Winkel* größer. Das Schenkelhalswachstum ist jetzt nach kranial ausgerichtet, wodurch sich eine Coxa-valga ausbildet, der *CCD-Winkel* ist vergrößert. Die Hüftzentrierung ist verschlechtert, durch die reduzierte Neigung der Hüftresultierenden ist die horizontale und vertikale Schubkraft verkleinert, so dass der Hüftkopf weniger gegen das Pfannendach und in die Pfannengrube gepresst wird. Der *CE-Winkel* wird hierdurch kleiner, die *TDD* größer. Hieraus resultiert eine beginnend dysplastische Hüftpfanne, was sich in einem vergrößerten *Sharp-Ullmann-Winkel* und einem vergrößerten *AC-Winkel* widerspiegelt. Die Pfanne verändert sich aufgrund der bestehenden Vorstufe einer Coxa-valga im Sinne eines steileren Verlaufs, jedoch findet sich noch keine nennenswerte Abflachung oder Auswölbung der Pfanne. Die Migration Percentage ebenso wie der Pfannenindex t/e bleiben aus diesem Grund weitgehend unverändert.

Der *TA-Winkel* vergrößert sich bei weitgehend stabilen Verhältnissen am Trochanter major und einem steiler werdenden Schenkelhals. Der *AY-Winkel* weist bei weitgehend stabilen Verhältnissen am Trochanter major keinen signifikanten Unterschied auf. Die Trochanterresultierende ist somit zwar im Wert verkleinert und in der Richtung stabil bzw. etwas flacher im Verlauf, bei sich aufrichtendem Schenkelhals. Nachdem sich sowohl der Schenkelhals als auch die Trochanterapophyse gleichzeitig aufrichten, zeigt der *KE-Winkel* keine eindeutige Tendenz, da sich die zwei Variablen auch in unterschiedlichem Ausmaß verändern können. Die ATD des Trochanter major und minor in Bezug auf die Spitze des Femurkopfes wird bei einem steileren Verlauf des Schenkelhalses größer.

4.3.5 Einzelanalyse der Patienten anhand ausgewählter Beispiele

In einem normalen Tagesablauf wechseln sich Phasen des Liegens, Stehens und Gehens sowie Sitzens und entsprechende Übergänge ab. Das Gehen unterscheidet sich vom Laufen dadurch, dass die Standphase größer als die Schwungphase ist. Das Standbein hat das Körpergewicht vollständig übernommen, womit das Hüftgelenk seine größte Belastung erfährt (Hegewald (48)). In der Schwungphase ist die Belastung gering (Bergmann (11)). Somit ist eine intermittierende Belastung gegeben, welche als funktioneller Wachstumsreiz dient. Bei bettlägerigen Patienten ist jedoch nach Bergmann die auf die Hüfte wirkende Kraft deutlich reduziert, es findet kein Wechsel zwischen Be- und Entlastung statt, wodurch es über eine muskuläre Schwäche, wie im Literaturteil beschrieben, zu einer veränderten Morphologie des Hüftgelenkes kommt.

Weiterhin wurde bereits erwähnt, dass eine Zunahme der Schrittlänge zu einem erhöhten Anteil des *Einbeinstandes* am Gangzyklus führt, somit eine Schrittlängenabnahme zu einem erniedrigten Anteil des Einbeinstandes, wodurch die Phase der Zweibeinphase vermehrt wird. Da hier nur geringe Kräfte auf das Hüftgelenk einwirken, ist wiederum die Belastung des Hüftgelenkes im Vergleich zur Norm reduziert.

Die in dieser Arbeit angeführten Fälle von 19 Kindern mit entsprechenden Erkrankungen sind in unterschiedlichen Abstufungen in ihrem Alltag eingeschränkt. Meist war die Teilnahme am Sportunterricht nicht möglich, die Fortbewegung im normalen Rahmen oft stark reduziert. Unterschiedliche Entlastungsmuster wie z.B. Duchennehinken mit Entlastung der Hüftabduktoren wurden durchgeführt. Aufgrund der verschiedenen Erkrankungen an der unteren Extremität gingen die Kinder weniger Schritte am Tag, Schmerzen führten zu kürzeren Schrittlängen. Ebenso entlasteten einige Kinder mit unterschiedlicher Teilbelastung an Unterarmgehstützen, hierbei kam es bis auf die Hüftbeugung durch den M. iliopsoas zu einer Entspannung der übrigen Hüftmuskulatur (Savvidis und Lör (125)), womit sich ein direkter Zusammenhang mit Ausbildung einer Coxa-valga darstellt. Die Fehlfunktion durch geringere Belastung zieht somit eine Knochendeformität nach sich, „deformity follows malfunction“.

Es soll nun im Einzelnen auf die geäußerten Belastungsschemata eingegangen werden.

4.3.5.1 Erkrankungen die das Kniegelenk beeinflussen

Bei Patient Nr. **19** liegt eine Störung der Kniefunktion vor, weshalb die Muskulatur, die Kniestreckung bzw. -beugung, reduziert ist. Dies hat wiederum Auswirkungen auf die Hüftmuskulatur. Nachdem die Kniegelenksstrecker zum Teil auf das kranio-laterale Wachstum an der Trochanterapophyse Einfluss nehmen, ist hierdurch eine Veränderung der knöchernen Gegebenheiten zu erwarten. In der Einzelanalyse stellt sich heraus, dass beinahe alle Werte, welche den Schenkelhals, die Apophyse und Epiphyse betreffen mit Ausnahme der ATD min-maj eine vorab erwartete Veränderung erfahren, sodass sich unter anderem ein steiler werdender Schenkelhals entwickelt. Die Winkel und Strecken, welche die Hüftpfanne beschreiben, weisen ein anderes Verhalten auf. Es kann festgestellt werden, dass bei Pat. Nr. 19 die erkrankte Seite einen größeren CE-Winkel, also eine größere Überdachung des Hüftkopfes aufweist, der Sharp-

Ullmann-Winkel verkleinert ist, die Migration Percentage kleiner ist und das Verhältnis zwischen der Tiefe und der Spannweite der Hüftpfanne ebenso einen kleineren Wert aufweist, als auf der gesunden Seite. Es findet sich also auf der beeinträchtigten Seite eine weniger steile Pfanne mit besserer Überdachung des Hüftkopfes als auf der gesunden Seite. Ein möglicher einflussnehmender Parameter könnte das bereits hohe Alter des Patienten mit 20 Jahre darstellen. Nach Ralis u. Mc Kibbin (114) wird ja die Hüftpfanne mit zunehmendem Alter tiefer. Auch Friedrich (34) fand eine vermehrte Überdachung des Hüftkopfes bei mit Gelenkorthesen versorgten Kindern mit Spina bifida. Eine dauerhafte, funktionelle Beckenschiefstellung als Folge der reduzierten Hüftgelenksbewegung könnte dies erklären.

Als einziger Patient mit einer Extremitätenamputation ist Patient Nr. **15** mit einer Unterschenkelamputation ins Feld zu führen. Es konnte gezeigt werden, dass bei amputierten Patienten hyperaktive Hüftstrecker in der frühen und mittleren Standphase vorlagen. Als Ursache wurde das Fehlen der Plantarflexion beim Abstoßen gesehen. Während der späten Standphase und der Schwundphase traten weitgehend normale Verhältnisse auf. Lewallen (89) fand sogar heraus, dass bei Kindern mit einer Unterschenkelamputation und gut sitzender Prothese weder auf der amputierten noch auf der gesunden Seite Einschränkungen bzw. vergrößerte Kräfte zu verzeichnen sind. In unserem Fall hingegen stellt die Reibung der Prothese am Stumpf mit der folgenden Schmerzsymptomatik eine Bewegungseinschränkung dar. Bei der Vermessung der Hüfte ergibt sich ein verkleinerter CCD-Winkel auf der gesunden Seite im Vergleich zur Norm, die amputierte Seite weist einen normalen Wert auf. Eine vermehrte Belastung der verbleibenden Extremität erklärt dies. Die Beckenübersicht des Patienten weist weiterhin einen vergrößerten AC-Winkel im Sinne einer steileren Hüfte bei jedoch seitengleichem CE-Winkel, als Zeichen einer seitengleichen Hüftkopfüberdachung, auf.

4.3.5.2 Patienten mit cong. Tibiapseudarthrose

In der Arbeit von Karol et al.(67) wurde gezeigt, dass Kinder mit congenitaler Tibiapseudarthrose (CPT), welche einen frühen Krankheitsbeginn bzw. Z.n. Amputation hatten, auf der gesunden Seite eine verlängerte Einbeinstandphase hatten, wobei die Kinder mit Unterschenkelamputation noch geringere Belastungszeiten aufwiesen. Weiterhin war die mechanische Arbeit deutlich reduziert. Eine Schwächung der ischiocruralen Muskulatur sowie des M. quadriceps war zu verzeichnen. Dies kann auch als Folge einer Orthesenbehandlung gesehen werden, wobei die Orthese bzw. ein Oberschenkelgips meist im Kniegelenk in einer leichten Kniegelenksflexion angelegt wird. Eine vermehrte Beugung des Kniegelenkes führt aber zu einer Entspannung der ischiocruralen Muskulatur, welche am Hüftgelenk eine Streckung bzw. Adduktion hervorruft. Daher ist eine geringere Belastung am Hüftgelenk mit verringerten Werten für die Gesamtmuskelkraft M die Folge. Die in dieser Arbeit unter CPT leidenden Kinder (**4, 7, 11, 13**) wiesen einen vergrößerten CCD-Winkel, einen vergrößerten AC-Winkel und bis auf Nr. 4 einen verkleinerten CE-Winkel auf. Weiterhin war der EY-Winkel auf der path. Seite verkleinert, der Sharp-Ullmann-Winkel und der KF-Winkel vergrößert. Es konnte in dieser Gruppe bestätigt werden, dass die beschriebene Entlastung zu den aufgeführten Veränderungen am Hüftgelenk führt.

5 Zusammenfassung

Ziel: In dieser Arbeit sollte überprüft werden, ob sich eine Hüfte im Rahmen einer stattgefundenen Entlastung der unteren Extremität bei ipsilateraler Beindeformität nach biomechanisch nachvollziehbaren Gesetzen verformt.

Methode: Hierzu wurden die Hüften von 19 primär hüftgesunden Kindern, die über längere Zeit gezwungen waren, das ipsilaterale Bein zu entlasten, untersucht und entsprechende Winkel und Messstrecken im radiologischen Befund erhoben. Es erfolgte weiterhin eine Gegenüberstellung der Werte intraindividuell, somit ein Vergleich der gesunden Hüfte mit dem Hüftgelenk auf der Seite, auf der eine Entlastung durchgeführt wurde. Weiterhin wurde die Gesamtheit der vermeintlich veränderten Hüften der Gruppe der Gegenseite gegenübergestellt.

Ergebnisse: Überwiegend fand sich im intraindividuellen Vergleich, in Abhängigkeit der untersuchten Messgröße, eine radiologisch messbare Veränderung der „entlasteten“ Hüfte. Es konnte dargestellt werden, dass es zu einem horizontalerem Verlauf der Epiphysenfuge gekommen war, was sich in einem kleineren EY-Winkel sowie einem größeren KF-Winkel widerspiegelte. Das nach kranial ausgerichtete Schenkelhalswachstum und die Ausbildung einer Coxa-valga ließ sich durch einen vergrößerten CCD-Winkel festlegen. Die ATD des Trochanter major und minor in Bezug auf die Spitze des Femurkopfes war als Zeichen des steileren Schenkelhalsverlaufes ebenso vergrößert. Bei verkleinertem CE-Winkel und größerer Tear drop distance an der entlasteten Hüfte konnte eine verminderte Hüftzentrierung nachgewiesen werden. Als Parameter der Hüftpfanne wiesen ein vergrößerter Sharp-Ullmann-Winkel und ein vergrößerter AC-Winkel auf eine beginnende Dysplasie hin, mit steilerem Verlauf, jedoch ohne nennenswerte Abflachung oder Auswölbung. Die Migration Percentage sowie der Pfannenindex t/e wies daher keine nennenswerten Unterschiede auf beiden Seiten auf.

Weiterhin deutete ein vergrößerter TA-Winkel bei vergrößertem CCD-Winkel auf weitgehend stabile Verhältnisse am Trochanter major hin, der annähernd seitengleiche AY-Winkel untermauerte dies.

Schlussfolgerung: Wenn ein kindliches Hüftgelenk vermindert beansprucht wird, dann richtet sich der Schenkelhals steiler aus, die Hüftpfanne verläuft steiler und der Hüftkopf dezentriert sich etwas. Diese Veränderungen lassen sich nach dem Gesetz „form follows function“ biomechanisch deuten.

6 Anhang

Sharp-Ullmann-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl.	Seite	S./U.-path.	S./U.- gesund
1	S.F.		4	m	re	50	47
2	St.S.		5	m	re	45	39,5
3	R.K.		5	w	re	49,5	49
4	A.Y.		5	w	li	49	43
5	I.A.		6	w	re	45	45,5
6	S.A.		6	m	li	46	41
7	K.V.		6	w	re	46	42,5
8	S.S.		7	w	li	43	45
9	B.B.		8	m	li	46	50
10	B.X.		9	m	re	42,5	43
11	S.R.		9	w	li	56	43
12	T.F.		11	m	re	48	45
13	M.C.		11	w	re	44	37
14	G.M.		12	m	re	45	42
15	P.H.		13	m	li	41	33,5
16	B.A.		14	m	li	42	42,5
17	D.M		14	w	li	39	37
18	K.F.		15	m	re	45	42,5
19	W.R.		20	m	re	35	41
		Median				45	42,5
		Maximalwert				56	50
		Minimalwert				35	33,5

Tabelle 3: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des Sharp-Ullmann-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

AC-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl.	Seite	AC path.	AC gesund
1	S.F.		4,3	m	re	24	19,5
2	St.S.		4,8	m	re	14,5	0
3	R.K.		5,3	w	re	19,5	18
4	A.Y.		5,4	w	li	16	11
5	I.A.		6,1	w	re	17	17
6	S.A.		6	m	li	17	13
7	K.V.		6,2	w	re	16	9
8	S.S.		7,1	w	li	10	7,5
9	B.B.		8,4	m	li	6	14
10	B.X.		8,6	m	re	8	4
11	S.R.		9,1	w	li	23	8,5
12	T.F.		11,1	m	re	11	5
13	M.C.		11,3	w	re	9	5,5
14	G.M.		11,7	m	re	11,5	10,5
15	P.H.		13	m	li	8	3
16	B.A.		14	m	li	4	3,5
17	D.M		14	w	li	7,5	12,5
18	K.F.		14,5	m	re	10	5
19	W.R.		20,3	m	re	17	11
		Median				11,5	9
		Maximalwert				24	19,5
		Minimalwert				4	0

Tabelle 4: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des AC-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

CE-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	CE-path.	CE-gesund
1	S.F.		4,3	m	re	12	15
2	St.S.		4,8	m	re	21	37
3	R.K.		5,3	w	re	18	22
4	A.Y.		5,4	w	li	41	23
5	I.A.		6,1	w	re	22	25
6	S.A.		6	m	li	18,5	22
7	K.V.		6,2	w	re	25	29
8	S.S.		7,1	w	li	25	25
9	B.B.		8,4	m	li	34	26,5
10	B.X.		8,6	m	re	29,5	35
11	S.R.		9,1	w	li	15	29
12	T.F.		11,1	m	re	22,5	35
13	M.C.		11,3	w	re	33	38
14	G.M.		11,7	m	re	25	30
15	P.H.		13	m	li	36	36
16	B.A.		14	m	li	33,5	37
17	D.M		14	w	li	31	30
18	K.F.		14,5	m	re	31,5	33,5
19	W.R.		20,3	m	re	36	34
		Median				25	30
		Maximalwert				41	38
		Minimalwert				12	12

Tabelle 5: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des CE-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Tear-drop-Distance

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	TDD-path.	TDD-gesund
1	S.F.		4,3	m	re	10	9
2	St.S.		4,8	m	re	7	7,5
3	R.K.		5,3	w	re	6,5	8
4	A.Y.		5,4	w	li	10	8
5	I.A.		6,1	w	re	8	8,5
6	S.A.		6	m	li	11	10
7	K.V.		6,2	w	re	8	8,5
8	S.S.		7,1	w	li	8	7,5
9	B.B.		8,4	m	li	7	7
10	B.X.		8,6	m	re	6	7
11	S.R.		9,1	w	li	7	4
12	T.F.		11,1	m	re	8	6
13	M.C.		11,3	w	re	6	7
14	G.M.		11,7	m	re	8	9
15	P.H.		13	m	li	10	12
16	B.A.		14	m	li	8	7
17	D.M		14	w	li	9	9
18	K.F.		14,5	m	re	6	6
19	W.R.		20,3	m	re	9	7,5
		Median				8	7,5
		Maximalwert				11	12
		Minimalwert				6	4

Tabelle 6: Patientenaufstellung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte der Tear-drop-Distance auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Migration Percentage: a-Wert

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	MP:a-path.	MP:a-ges.
1	S.F.		4,3	m	re	6,5	6
2	St.S.		4,8	m	re	3	0,5
3	R.K.		5,3	w	re	6	5,5
4	A.Y.		5,4	w	li	3	3,5
5	I.A.		6,1	w	re	3	2
6	S.A.		6	m	li	6	5
7	K.V.		6,2	w	re	2,5	1
8	S.S.		7,1	w	li	3	5
9	B.B.		8,4	m	li	4	3
10	B.X.		8,6	m	re	3,5	4
11	S.R.		9,1	w	li	10	1
12	T.F.		11,1	m	re	9	3
13	M.C.		11,3	w	re	3	1,5
14	G.M.		11,7	m	re	4	6
15	P.H.		13	m	li	7,5	7
16	B.A.		14	m	li	6	0
17	D.M		14	w	li	3,5	7,5
18	K.F.		14,5	m	re	4	5
19	W.R.		20,3	m	re	8	9,5
		Median				4	4
		Maximalwert				10	9,5
		Minimalwert				2,5	0

Tabelle 7: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des a-Wertes der Migration Percentage auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Migration Percentage: b-Wert

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	MP:b-path.	MP.b-ges.
1	S.F.		4,3	m	re	24	26
2	St.S.		4,8	m	re	26	28
3	R.K.		5,3	w	re	32	30
4	A.Y.		5,4	w	li	24	29
5	I.A.		6,1	w	re	26,5	26
6	S.A.		6	m	li	29	27
7	K.V.		6,2	w	re	28	27
8	S.S.		7,1	w	li	30,5	35
9	B.B.		8,4	m	li	27	36
10	B.X.		8,6	m	re	40	37,5
11	S.R.		9,1	w	li	37,5	39
12	T.F.		11,1	m	re	43	45
13	M.C.		11,3	w	re	41	42
14	G.M.		11,7	m	re	38	40
15	P.H.		13	m	li	53	54
16	B.A.		14	m	li	42,5	40
17	D.M		14	w	li	41	42
18	K.F.		14,5	m	re	49	50,5
19	W.R.		20,3	m	re	52	56,5
		Median				37,5	37,5
		Maximalwert				53	56,5
		Minimalwert				24	26

Tabelle 8: Patientenaufstellung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des b-Wertes der Migration Percentage auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Migration Percentage: a/b

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	a/b path	a/b ges
1	S.F.		4,3	m	re	27,08	23,08
2	St.S.		4,8	m	re	11,54	1,79
3	R.K.		5,3	w	re	18,75	18,33
4	A.Y.		5,4	w	li	12,50	12,07
5	I.A.		6,1	w	re	11,32	7,69
6	S.A.		6	m	li	20,69	18,52
7	K.V.		6,2	w	re	8,93	3,70
8	S.S.		7,1	w	li	9,84	14,29
9	B.B.		8,4	m	li	14,81	8,33
10	B.X.		8,6	m	re	8,75	10,67
11	S.R.		9,1	w	li	26,67	2,56
12	T.F.		11,1	m	re	20,93	6,67
13	M.C.		11,3	w	re	7,32	3,57
14	G.M.		11,7	m	re	10,53	15,00
15	P.H.		13	m	li	14,15	12,96
16	B.A.		14	m	li	14,12	0,00
17	D.M		14	w	li	8,54	17,86
18	K.F.		14,5	m	re	8,16	9,90
19	W.R.		20,3	m	re	15,38	16,81
		Median				12,50	10,67
		Maximum				27,08	23,08
		Minimum				7,32	0,00

Tabelle 9: Patientenaufstellung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte der Migration Percentage auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Pfannentiefe (t-Strecke)

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	t path	t ges.
1	S.F.		4,3	m	re	1	1,05
2	St.S.		4,8	m	re	1,3	1,4
3	R.K.		5,3	w	re	1,5	1,4
4	A.Y.		5,4	w	li	1,3	1,5
5	I.A.		6,1	w	re	1,3	1,4
6	S.A.		6	m	li	1,2	1,2
7	K.V.		6,2	w	re	1,4	1,4
8	S.S.		7,1	w	li	1,6	1,6
9	B.B.		8,4	m	li	1,9	1,8
10	B.X.		8,6	m	re	1,9	1,9
11	S.R.		9,1	w	li	1,6	1,7
12	T.F.		11,1	m	re	1,8	2,2
13	M.C.		11,3	w	re	2,1	1,9
14	G.M.		11,7	m	re	1,8	1,6
15	P.H.		13	m	li	2,4	1,9
16	B.A.		14	m	li	2,1	2,2
17	D.M		14	w	li	1,8	1,7
18	K.F.		14,5	m	re	2,4	2,2
19	W.R.		20,3	m	re	2	2,3
		Median				1,8	1,7
		Maximalwert				2,4	2,3
		Minimalwert				1	1,05

Tabelle 10: Patientenaufstellung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte der Pfannentiefe (t-Strecke) auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Pfannenlänge (e-Strecke)

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	e path.	e ges.
1	S.F.		4,3	m	re	5,1	5,2
2	St.S.		4,8	m	re	4,6	4,7
3	R.K.		5,3	w	re	5,6	5,5
4	A.Y.		5,4	w	li	4,9	5,1
5	I.A.		6,1	w	re	4,7	4,9
6	S.A.		6	m	li	5,1	4,9
7	K.V.		6,2	w	re	5,3	5,3
8	S.S.		7,1	w	li	5,5	5,5
9	B.B.		8,4	m	li	5,9	5,9
10	B.X.		8,6	m	re	5,9	5,6
11	S.R.		9,1	w	li	6,2	6
12	T.F.		11,1	m	re	6,3	6,4
13	M.C.		11,3	w	re	6,3	6,3
14	G.M.		11,7	m	re	6,3	6,5
15	P.H.		13	m	li	7,1	7,5
16	B.A.		14	m	li	5,7	6,4
17	D.M		14	w	li	6,2	6,5
18	K.F.		14,5	m	re	7,3	7,1
19	W.R.		20,3	m	re	7	7,2
		Median				5,9	5,9
		Maximalwert				7,3	7,5
		Minimalwert				4,6	4,7

Tabelle 11: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte der Pfannenlänge (e-Strecke) auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Pfannenindex (t/e)

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	t/e path	t/e ges
1	S.F.		4,3	m	re	0,2	0,2
2	St.S.		4,8	m	re	0,28	0,3
3	R.K.		5,3	w	re	0,27	0,25
4	A.Y.		5,4	w	li	0,27	0,29
5	I.A.		6,1	w	re	0,28	0,29
6	S.A.		6	m	li	0,24	0,24
7	K.V.		6,2	w	re	0,26	0,26
8	S.S.		7,1	w	li	0,29	0,29
9	B.B.		8,4	m	li	0,32	0,31
10	B.X.		8,6	m	re	0,32	0,34
11	S.R.		9,1	w	li	0,26	0,28
12	T.F.		11,1	m	re	0,29	0,34
13	M.C.		11,3	w	re	0,33	0,3
14	G.M.		11,7	m	re	0,29	0,25
15	P.H.		13	m	li	0,34	0,25
16	B.A.		14	m	li	0,37	0,34
17	D.M		14	w	li	0,29	0,26
18	K.F.		14,5	m	re	0,33	0,31
19	W.R.		20,3	m	re	0,29	0,32
		Median				0,29	0,29
		Maximalwert				0,37	0,34
		Minimalwert				0,2	0,2

Tabelle 12: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des Pfannenindex (t/e) auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

EY-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	EY-path.	EY-gesund
1	S.F.		4,3	m	re	11,5	16
2	St.S.		4,8	m	re	12	20,5
3	R.K.		5,3	w	re	7,5	7
4	A.Y.		5,4	w	li	-2	6,5
5	I.A.		6,1	w	re	7	15
6	S.A.		6	m	li	1	5,5
7	K.V.		6,2	w	re	2,5	11
8	S.S.		7,1	w	li	6	14
9	B.B.		8,4	m	li	14,5	22
10	B.X.		8,6	m	re	8	8
11	S.R.		9,1	w	li	5,5	22
12	T.F.		11,1	m	re	8	20,5
13	M.C.		11,3	w	re	3	17
14	G.M.		11,7	m	re	8	16,5
15	P.H.		13	m	li	21	26,5
16	B.A.		14	m	li	6	36,5
17	D.M		14	W	li	10,5	17
18	K.F.		14,5	M	re	14	23
19	W.R.		20,3	M	re	6,5	27,5
		Median				7,5	17
		Maximalwert				21	36,5
		Minimalwert				-2	5,5

Tabelle 13: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des EY-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

KE-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	KE-path.	KE-gesund
1	S.F.		4,3	M	re	27	19
2	St.S.		4,8	M	re	11	23,5
3	R.K.		5,3	W	re	27	25,5
4	A.Y.		5,4	W	li	11,5	21,5
5	I.A.		6,1	W	re	17	27
6	S.A.		6	M	li	11	21,5
7	K.V.		6,2	W	re	11	21
8	S.S.		7,1	W	li	9	26
9	B.B.		8,4	M	li	17,5	22
10	B.X.		8,6	M	re	14	27
11	S.R.		9,1	W	li	15	14
12	T.F.		11,1	M	re	8	16,5
13	M.C.		11,3	W	re	21	18
14	G.M.		11,7	M	re	20	18
15	P.H.		13	M	li	19	24
16	B.A.		14	M	li	15	9
17	D.M		14	W	li	17	15
18	K.F.		14,5	M	re	18	13
19	W.R.		20,3	M	re	21,5	15,5
		Median				17	21
		Maximalwert				27	27
		Minimalwert				8	9

Tabelle 14: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des KE-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

KF-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	KF-path.	KF-gesund
1	S.F.		4,3	m	re	66	63,5
2	St.S.		4,8	m	re	75	66
3	R.K.		5,3	w	re	77	78
4	A.Y.		5,4	w	li	75,5	68
5	I.A.		6,1	w	re	72	63,5
6	S.A.		6	m	li	86	78
7	K.V.		6,2	w	re	82	73
8	S.S.		7,1	w	li	70,5	72
9	B.B.		8,4	m	li	72,5	65
10	B.X.		8,6	m	re	75,5	76
11	S.R.		9,1	w	li	76,5	60
12	T.F.		11,1	m	re	73,5	61,5
13	M.C.		11,3	w	re	74,5	60
14	G.M.		11,7	m	re	72,5	63
15	P.H.		13	m	li	62	57
16	B.A.		14	m	li	66	58
17	D.M		14	w	li	68	60,5
18	K.F.		14,5	m	re	63	52
19	W.R.		20,3	m	re	76	55
		Median				73,5	63,5
		Maximalwert				86	78
		Minimalwert				62	52

Tabelle 15: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des KF-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

TA-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	TA-path.	TA-gesund
1	S.F.		4,3	m	re	13	6
2	St.S.		4,8	m	re	3	-3,5
3	R.K.		5,3	w	re	4	3
4	A.Y.		5,4	w	li	14,5	6,5
5	I.A.		6,1	w	re	10,5	2,5
6	S.A.		6	m	li	17	11
7	K.V.		6,2	w	re	23,5	8,5
8	S.S.		7,1	w	li	6,5	10
9	B.B.		8,4	m	li	12	8
10	B.X.		8,6	m	re	7,5	-1,5
11	S.R.		9,1	w	li	0	2,5
12	T.F.		11,1	m	re	0	0
13	M.C.		11,3	w	re	2,5	-5
14	G.M.		11,7	m	re	10,5	5,5
15	P.H.		13	m	li	-4,5	-2
16	B.A.		14	m	li	-4,5	0
17	D.M		14	w	li	6,5	5
18	K.F.		14,5	m	re	-0,5	-4
19	W.R.		20,3	m	re	-4	-5
		Median				6,5	2,5
		Maximalwert				23,5	11
		Minimalwert				-4,5	-5

Tabelle 16: Patientenaufstellung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des TA-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

TF-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	TF-path.	TF-gesund
1	S.F.		4,3	m	re	54	45
2	St.S.		4,8	m	re	28,5	44
3	R.K.		5,3	w	re	43	40
4	A.Y.		5,4	w	li	41	49
5	I.A.		6,1	w	re	47	51
6	S.A.		6	m	li	38	45
7	K.V.		6,2	w	re	42	46
8	S.S.		7,1	w	li	35,5	54
9	B.B.		8,4	m	li	46,5	54
10	B.X.		8,6	m	re	35,5	40
11	S.R.		9,1	w	li	28	47
12	T.F.		11,1	m	re	24,5	45
13	M.C.		11,3	w	re	38	43
14	G.M.		11,7	m	re	47	51
15	P.H.		13	m	li	47	55
16	B.A.		14	m	li	35	42
17	D.M		14	w	li	45,5	49
18	K.F.		14,5	m	re	45	48
19	W.R.		20,3	m	re	32	47
		Median				41	47
		Maximalwert				54	55
		Minimalwert				24,5	40

Tabelle 17: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des TF-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

AY-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	AY-path.	AY-gesund
1	S.F.		4,3	m	re	54	49
2	St.S.		4,8	m	re	56,5	50
3	R.K.		5,3	w	re	50	55
4	A.Y.		5,4	w	li	47	56
5	I.A.		6,1	w	re	52	51
6	S.A.		6	m	li	53,5	51
7	K.V.		6,2	w	re	48	49
8	S.S.		7,1	w	li	49	46
9	B.B.		8,4	m	li	43	39
10	B.X.		8,6	m	re	61	56
11	S.R.		9,1	w	li	60	51
12	T.F.		11,1	m	re	67,5	52,5
13	M.C.		11,3	w	re	37	59
14	G.M.		11,7	m	re	39	50
15	P.H.		13	m	li	49	41,5
16	B.A.		14	m	li	61,5	44
17	D.M		14	w	li	45	53
18	K.F.		14,5	m	re	44	57
19	W.R.		20,3	m	re	53	51
		Median				50	51
		Maximalwert				67,5	59
		Minimalwert				37	39

Tabelle 18: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des AY-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

CCD-Winkel

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	CCD-path.	CCD-gesund	CCD-Norm
1	S.F.		4,3	m	re	138,5	135	145
2	St.S.		4,8	m	re	154	132,5	146
3	R.K.		5,3	w	re	141	142	144,3
4	A.Y.		5,4	w	li	153,5	137,5	144,3
5	I.A.		6,1	w	re	143,5	127	144,7
6	S.A.		6	m	li	160,5	146	145,7
7	K.V.		6,2	w	re	163	142	142,3
8	S.S.		7,1	w	li	151	136	138,9
9	B.B.		8,4	m	li	144,5	139	140,7
10	B.X.		8,6	m	re	151,5	139,5	137,6
11	S.R.		9,1	w	li	152	136	138,2
12	T.F.		11,1	m	re	156	135,5	137
13	M.C.		11,3	w	re	143,5	132	135,6
14	G.M.		11,7	m	re	142,5	135	135,8
15	P.H.		13	m	li	133	123	133,9
16	B.A.		14	m	li	140	138,5	135,2
17	D.M		14	w	li	140,5	135	136,7
18	K.F.		14,5	m	re	135	129,5	135,8
19	W.R.		20,3	m	re	144	129	136
		Median				144	135,5	138,2
		Maximalwert				163	146	146
		Minimalwert				133	123	133,9

Tabelle 19: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte des CCD-Winkels auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

ATD major

Rang			Alter	Geschl	Seite	ATD-maj-pat.	ATD-maj-ges
1	S.F.		4,3	m	re	19	17
2	St.S.		4,8	m	re	32	19
3	R.K.		5,3	w	re	25	23
4	A.Y.		5,4	w	li	29	20
5	I.A.		6,1	w	re	23	15
6	S.A.		6	m	li	32	27
7	K.V.		6,2	w	re	27	18,5
8	S.S.		7,1	w	li	25	18,5
9	B.B.		8,4	m	li	23	17
10	B.X.		8,6	m	re	31	29
11	S.R.		9,1	w	li	27	18,5
12	T.F.		11,1	m	re	46	32
13	M.C.		11,3	w	re	28	15,5
14	G.M.		11,7	m	re	27	23
15	P.H.		13	m	li	21,5	7
16	B.A.		14	m	li	27	24
17	D.M		14	w	li	24	18,5
18	K.F.		14,5	m	re	24	18
19	W.R.		20,3	m	re	30	14,5
		Median				27	18,5
		Maximalwert				46	32
		Minimalwert				27	7

Tabelle 20: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte der Articulo-trochanteric-Distance des Trochanter major auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

ATD minor

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	ATD.min. pat.	ATD:min. ges
1	S.F.		4,3	m	re	53,5	
2	St.S.		4,8	m	re	56,5	34
3	R.K.		5,3	w	re	65	60
4	A.Y.		5,4	w	li	62,5	
5	I.A.		6,1	w	re	53	
6	S.A.		6	m	li	62,5	52,5
7	K.V.		6,2	w	re	55,5	55
8	S.S.		7,1	w	li	62	65,5
9	B.B.		8,4	m	li	66	61,5
10	B.X.		8,6	m	re	75	70,5
11	S.R.		9,1	w	li	79	73,5
12	T.F.		11,1	m	re	102	89
13	M.C.		11,3	w	re	79	72,5
14	G.M.		11,7	m	re	75	73
15	P.H.		13	m	li	102	86
16	B.A.		14	m	li	84,5	72
17	D.M		14	w	li	87	84
18	K.F.		14,5	m	re	98	89
19	W.R.		20,3	m	re	103	97,5
		Median				75	72,25
		Maximalwert				103	97,5
		Minimalwert				53	34

Tabelle 21: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte der Articulo-trochanteric Distance des Trochanter minor auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

ATD minor-major

Rang	Name		Alter	Geschl	Seite	min-maj-path	min-maj-ges.
1	S.F.		4,3	m	re	34,5	
2	St.S.		4,8	m	re	24,5	15
3	R.K.		5,3	w	re	40	37
4	A.Y.		5,4	w	li	33,5	
5	I.A.		6,1	w	re	30	
6	S.A.		6	m	li	30,5	25,2
7	K.V.		6,2	w	re	28,5	36,5
8	S.S.		7,1	w	li	37	47
9	B.B.		8,4	m	li	43	44,5
10	B.X.		8,6	m	re	44	41,5
11	S.R.		9,1	w	li	52	55
12	T.F.		11,1	m	re	56	57
13	M.C.		11,3	w	re	51	57
14	G.M.		11,7	m	re	48	50
15	P.H.		13	m	li	80,5	79
16	B.A.		14	m	li	57,5	48
17	D.M		14	w	li	63	65,5
18	K.F.		14,5	m	re	74	71
19	W.R.		20,3	m	re	73	83
		Median				44	49
		Maximalwert				80,5	83
		Minimalwert				24,5	15

Tabelle 22: Patientenauflistung mit Angabe des Alters, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, sowie der Werte der Articulo-trochanteric-Distance (ATD minor-major) auf der erkrankten (path.) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin ist der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

7 Literaturverzeichnis

- 1 Ackermann H., Parcyk M.: Untersuchungen zur Frage einer generalisierten Gelenkshypermobilität bei der Luxationshüfte. Beitr. Orthop. u. Traumatol.. 1978, 25, S.194-199
- 2 Agre J., Findley T., McNally M.: Physical activity capacity in children with myelomeningocele. Arch Phys med Rehabil. Band 6. 1987, 68, S.372-377
- 3 Amtmann E., Kummer B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks, II. Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene. Z Anat Entwickl Gesch. 1968, 127, S.286-314
- 4 Amtmann E., Kummer B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks, II. Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene. Z Anat Entwickl Gesch. 1968
- 5 Baumann F.: Statistisch-dynamische Muskelfunktion und muskuläre Gelenkbeanspruchung der gesunden Hüfte auf Grund elektromyographischer Untersuchungen. Orthop Prax. 1974, 10, S.150-153
- 6 Baumann J. , Schär A., Meier G.: Kräfte und Drehmomente an Hüft- und Kniegelenken beim Gehen. Orthopade. 1992, 21, S.29-34
- 7 Beckers D., Deckers J.: Ganganalyse und Gangschule, Therapeutische Strategien für die Praxis. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1997
- 8 Bemmerl J.: Wachstum des coxalen Femurendes bei Myelomeningocele in Abhängigkeit von der Lähmungslokalisation. Dissertation. München, 1993
- 9 Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.: Messung der Hüftgelenkbelastung bei zwei Patienten. Biomed Tech, Ergänzungsband. 1991, 36
- 10 Bergmann G., Kölbl R., Rauschenbach N., Rohlmann A.: Das Gehen mit Stockstützen. Z Orthop . 1977, 115, S.174-182
- 11 Bergmann G., Rohlmann A., Graichen F.: In vivo Messung der Hüftgelenkbelastung, 1. Teil: Krankengymnastik. Z Orthop. 1989, 127, S.672-679
- 12 Bergmann G., Rohlmann A., Graichen F.: Clinical implant materials: In Vivo Hip Joint Force Measurements in one Patient. Hrsg.: Heimke G., Soltesz U., Lee A.: Advances in Biomaterials. 1990, 9, Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, S.639-644
- 13 Bjerkreim I.: Secondary dysplasia and osteoarthritis of the hip in funktional and in fixed obliquity of the pelvis. Acta orthop scand. 1974, 45, S.873-882

- 14 Bowen T., Miller F., Machenzie W.: Comparison of oxygen consumption measurements in children with cerebral palsy to children with muscular dystrophy.. J Pediatr Orthop. 1999, 19(1), S.133-136
- 15 Brien E., Lane J., Healey J.: Progressive coxa valga after childhood excision of the hip abductor muscles. J Pediatr Orthop. 1995, 15(1), S.95-97
- 16 Brinkmann P., Hoefert H., Jongen H., Polster J.: Die Biomechanik des Hüftgelenks. Orthopade. 1974, 3, S.104-118
- 17 Brückl R., Hepp W., Tönnis D. : Eine Abgrenzung normaler und dysplastischer jugendlicher Hüftgelenke durch den Hüftwert. Arch Orthop Unfallchir. 1972, 74, S.13-32
- 18 Caffey J., Ames R., Silverman W., Ryder C., 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. J Pediatr. 1956, 17, S.632-340
- 19 Carls J., Wirth C., Börner C., Pape A.: Änderung der Biomechanik dysplastischer Hüftgelenke durch Implantation einer Hüfttotalendoprothese. Z. Orthop. 2002, S.527-532
- 20 Carter C., Wilkinson J.: Genetic and environmental factors in the etiology of congenital dislocation of the hip. Clin Orthop. 1964, 33, S.119-128
- 21 Cotta H., Puhl W.: Orthopädie. Stuttgart, Thieme-Verlag, 1993
- 22 Cupp T., Oeffinger D., Tylkowski C., Augsburg S.: Age-related kinetic changes in normal pediatrics. J Pediatr Orthop. 1999, 19, S.475-478
- 23 Debrunner A.: Orthopädie, orthopädische Chirurgie: Die Störungen des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis. Bern, Göttingen, Toronto, Seattle, Verlag Hans Huber, 1995
- 24 Debrunner H. , Hepp W.: Orthopädisches Diagnostikum. 6. Auflage Thieme-Verlag, 1994
- 25 Dihlmann W.: Gelenke-Wirbelverbindungen; klinische Radiologie einschließlich CT. 3. Auflage, Thieme Stuttgart, 1987
- 26 Duffy C., Hill A., Cosgrave A., Corry I., Graham H.: Energy consumption in children with spina bifida and cerebral palsy: a comparative study. Dev Med Child Neurol. 1996, 38, S.238-243
- 27 Edgren W.: Coxa plana. A clinical and radiological investigation with particular reference to the importance of the metaphyseal changes for the final shape of the proximal part of the femur. Acta Orthop. Scand. 1965, Supplementum 84, S.94-101
- 28 Eklof O.: The percentage of migration as indicator of femoral head position. Acta Radiol. 1988, 29(3), S.363-366

- 29 Engelhardt P.: Die Bedeutung des Zentrumeckenwinkels zur Prognose der Dysplasiehüfte 50Jahre nach Erstbeschreibung durch G. Wiberg. Orthopade. 1988, 17, S.463-467
- 30 Exner G., Kern S.: Spontanverlauf milder Hüft dysplasien vom Kleinkindes- bis zum Erwachsenenalter. Orthopade. 1994, 23, S.181-184
- 31 Eyring E., Bjornson D., Peterson C.: Early diagnostic and prognostic signs in legg-calvé-perthes disease. Am J Roentolog Ther Nucl Med. 1965, 93, S.382-387
- 32 Forssmann W.: Allgemeine Muskellehre. Benninghoff Anatomie. Urban & Schwarzenberg, 1985 S.236-251
- 33 Friedebold G.: Die Bedeutung der Inaktivität nach Verletzungen. Z Orthop. 1984, 122, S.487-494
- 34 Friedrich M.: Ganganalytische Bewertung der Eigenschaften von Orthesen für Kinder mit Spina bifida. 2001, Dissertation, TU Berlin, Maschinenbau und Produktionstechnik
- 35 Frost G., Dowling J., Bar-Or O., Dyson K.: Ability of mechanical power estimations to explain differences in metabolic cost of walking and running among children. Gait and Posture. 1997, 5, S.120-127
- 36 Gage J., Cary J.: The effects of trochanteric epiphyseodesis on growth of the proximal end of the femur following necrosis of the capital femoral epiphysis. J Bone Joint Surg. 1980, 62(5), S.785-794
- 37 Glogowski G.: Die Pathophysiologie des oberen Femurendes. Z. Orthop. 162, Beilagenheft, 95, S.1-61
- 38 Grunert S., Brückl R., Rosemeyer B.: Die röntgenologische Bestimmung des reellen CCD- und AT-Winkels nach Rippstein und Müller. Radiologe. 1986, 26, S.293-304
- 39 Haag M., Reichelt A.: Widening of the teardrop distance in early stages of legg-calvé-perthes disease compared with the late fate. Arch Orthop Traumat Surg. 1982, 100, S.163-166
- 40 Haefner R.: Morbus Bechterew schon bei Kindern?. Bechterew Brief. 2002, 89
- 41 Haefner R.: Influence of inflammation and muscular imbalance on growth and form of the hip in juvenile chronic arthritis. Rev Rhum. 1997, 64 (10, Supp), S.169-172
- 42 Haefner R.: Rehabilitation in children with juvenile chronic arthritis. Baillieres Clin Rheumatol. 1998, 12/2, S.329-261
- 43 Haike H.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage der Entstehung der Osteochondrose des Schenkelhalses, der Coxa vara und valga, sowie der pathologischen Antetorsion des koxalen Femurendes. Z Orthop. 1965, 100, S.416-439
- 44 Haike H., Breuckmann G., Schulze H.: Ein Beitrag zur operativen Behandlung der

- sogenannten kongenitalen Hüftluxation. Arch Orthop Unfallchir. 1969, 66, S.277-285
- 45 Hamacher P., Roesler H.: Die Berechnung von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall. Arch Orthop Unfallchir. 1971, 70, S.26-35
- 46 Harris N., Lloyd-Roberts G., Gallien R.: Acetabular development in congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg. 1975, 57, S.46-52
- 47 Hefti F.: Achsenfehler an den unteren Extremitäten. Orthopade. 2000, 29(9), S.814-820
- 48 Hegewald G.: Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuss und von Gelenkwinkelverläufen. Band Dissertation. Humboldt Universität Berlin, Institut für Rehabilitationswissenschaften, 2000
- 49 Heimkes B.: Beitrag zum Wachstum des koxalen Femurendes. Band Habilitationsschrift. LMU München, orthopädische Poliklinik Innenstadt, 1992
- 50 Heimkes B.: form follows function - physiologic and pathologic development of the hip joint. Rev Thum (Engl. Ed.). 1997, 64 (10, Suppl.), S.167-168
- 51 Heimkes B., Posel P. Plitz W.: Studien zur Biomechanik des kindlichen Hüftgelenkes. Z Orthop. 1995, 133, S.357-363
- 52 Heimkes B., Posel P., Plitz W., Jansson V.: Forces acting on the juvenile hip joint in the one-legged stance. J Pediatr Orthop. 1993, 13(4), S.431-436
- 53 Heimkes B., Stotz S., Heid T.: Pathogenese und Praevention der spastischen Hüftluxation. Z Orthop. 1992, 130(5), S.413-418
- 54 Hilgenreiner H.: Zur Frühdiagnose und Frühbehandlung der angeborenen Hüftgelenksverrenkung. Med Klin. 1925, 21, S.30-53
- 55 Hilgenreiner H.: Zur angeborenen Dysplasie der Hüfte. Z Orthop. 1939, 69, S.30-51
- 56 Hollmann W., Hettinger T.: Sportmedizin-Arbeits- und Trainingsgrundlagen. Stuttgart-New-York, Schattauer, 1990
- 57 Hughes R., Frownfelter D., Piergies M.: Effects of limping on normal exercise response. J Appl Physiol. 1976, 41(1), S. 89-92
- 58 Idelberger K., Frank A.: Über eine neue Methode zur Bestimmung des Pfannendachwinkels beim Jugendlichen und Erwachsenen. Z. Orthop. 1952, 82, S.571-577
- 59 Immenkamp M.: Die operative Behandlung der sogenannten angeborenen Hüftluxation. Habilitationsschrift. Universität Münster, 1979
- 60 Inman V.: Functional aspects of the abductor muscles of the hip. J Bone Joint Surg. 1947, 29, S.607-619

- 61 Inman V.T., Ralston H.J.: Human walking. Baltimore, London, Williams & Williams, 1981
- 62 Jäger M., Refior H.: Der Kopfepiphysenwinkel. Orthop Prax. 1974, 10, S.32-36
- 63 Jani L.: Die Entwicklung des Schenkelhalses nach der Trochanterversetzung. Arch Orthop Unfallchir. 1969, 66, S.127-132
- 64 John R.: Röntgenmorphometrische Untersuchungen am Hüftgelenk und Becken im Kindes- und Jugendlichenalter. Dissertation, Ruprecht-Karl-Universität Heidelberg, orthop. Klinik und Poliklinik, 1997
- 65 Jones D.: Subcapital coxa-valga after varus osteotomy for congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg. 1977, 59, S.152-158
- 66 Jorysz G.: Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks - eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität-München, Orthop. Poliklinik, 1990
- 67 Karol L., Haideri N., Halliday S., Smitherman T., Johnston C.: Gait analysis and muscle strength in children with congenital pseudarthrosis of the tibia: the effect of treatment. J Ped Orthop. 1998, 18(3), S.381-386
- 68 Keen M.: Early development and attainment of normal mature gait. J Prosth Orthot. 1993, 5(2), S.35-38
- 69 Kleinberg S., Lieberman H.: Acetabular index in infants in relation to congenital dislocation of the hip. Arch Surg. 1936, 32, S.1049-1054
- 70 Knopp W., Kugler J., Reckert P., Russ F., Kock H., Lowatscheff T., Hepperet V., Deiler S., Klewer J., Knoth E., Weise K.: The determinants of the quality of life after a type-III open tibial fracture. The results of a multicenter study. Chirurg. 1997, 68(11), S.1156-1161
- 71 König G.: Röntgenologische Darstellung des koxalen Femurendes für Winkelmessungen. Z Orthop. 1977, 115, S.310-320
- 72 Koopman H.F.: The three-dimensional analysis and prediction of human walking. Band Proefschrift. Univeristeit Twente, 1989
- 73 Kumagai M., Shiba N., Higuchi F., Nishimura H., Inoue A.: Functional evaluation of hip abductor muscles with use of magnetic resonance imaging. J Orthop Res. 1997, 15 (6), S.888-893
- 74 Kummer B.: Bauprinzipien des Säugerskelettes. Stuttgart, Thieme, 1959
- 75 Kummer B.: Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenkes. Springer Verlag Berlin, 1985
- 76 Kummer B.: Die Torsion der unteren Extremität, ihre Entstehung und funktionelle Bedeutung. Verh Dtsch Orthop Ges, Zürich 1961. Z Orthop . 1962, 96 (Suppl), S.115-135
- 77 Kummer B.: Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. Anat Anz. 1962,

110, S.261-293

- 78 Kummer B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks, I. Allgemeine Problematik. Z Anat Entwicklungsgesch. 1968, 127, S.277-285
- 79 Kummer B.: Biomechnische Grundlagen der Statik des Hüftgelenks. Z Orthop. 1986, 124, S.179-187
- 80 Langenskiöld A., Salenius P.: Epiphyseodesis of the greater trochanter. Acta Orthop Scandinav. 1967, 38, S.199-219
- 81 Lanz T. v., Wachsmuth W.: Praktische Anatomie. Springer , Berlin, 1938
- 82 Lanz T. v.: Die angeborene Hüftluxation I. Anatomie und Entwicklung des menschlichen Hüftgelenkes. Z Orthop. 1950, 79
- 83 Legal H.: Biomechanische Analyse des Hüftgelenks, ein Beitrag mit besonderer Berücksichtigung der Druckberechnung und der klinischen Anwendung. Habilitationsschrift, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Orthopädische Klinik und Poliklinik, 1977
- 84 Legal H., Reinecke M., Ruder H.: Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenkes. Z Orthop. 1977, 115, S.215-234
- 85 Legal H., Reinecke M., Ruder H.: Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenkes II. Z Orthop. 1978, 116, S.889-896
- 86 Legal H., Reinecke M., Ruder H.: Zur biostatistische Analyse des Hüftgelenkes III. Z Orthop. 1980, 118, S.804-815
- 87 Leitch J., Paterson D., Foster B.: Growth disturbance in legg-calve-perthes disease and the consequences of surgical treatment. Clin Orthop. 1991, 266, S.178-184
- 88 LeVeau B., Bernhardt D.: Developmental biomechanics. Effect of forces on growth, development, and maintenance of the human body. Phys Ther. 1984, 64(12), S.1874-1882
- 89 Lewallen R., Dyck G., Quanbury A., Ross K., Letts M.: Gaits kinematics in below-knee amputees:a force plate analysis. J. Pediatr Orthop. 1986, 6(3), S.291-8
- 90 Lindemann K.: Das Wachstum des Schenkelhalses bei der sogenannten Entlastungs-Coxa-valga.. Langenbecks Arch u Dtsch Z Chir. 1930, 228, S.249-260
- 91 Martin D., Carl K., Lehnertz K.: Handbuch Trainingslehre. Schorndorf, Hofmann Verlag, 1991
- 92 Massie W., Howorth M.: Congenital dislocation of the hip, part I., method of grading results. J Bone Joint Surg. 1950, 32-A, S.519-531
- 93 Mau H.: Formveränderungen des proximalen Femur bei kindlichen Beinverkürzungen. 1969 S.107-112

- 94 Mau H.: Wachstumsfaktoren und -reaktionen des gesunden und kranken kindlichen Hüftgelenkes. Arch Orthop Unfallchir. 1957, 49, S.427-452
- 95 Mau H.: Spezifizierung der korrespondierenden Wachstums-Gesetze von Hueter-Volkman und Pauwels (Wachstumsdeformitäten) und ihre Beziehung zu den Belastungsdeformitäten. Z Orthop. 1984, 122(3), S.293-298
- 96 Mau H.: Sekundäre Abflachungen der Hüftpfannen bei Kindern. Z Orthop. 1988, 126, S.377-386
- 97 Mikulicz J.: Über individuelle Formdifferenzen am Femur und an der Tibia des Menschen. Arch Anat Abt. 1878, 1, S.351-404
- 98 Miller F., Cardoso Dias R., Dabney K., Lipton G., Triana M.: Soft-tissue release for spastic hip subluxation in cerebral palsy. J Pediatr. Orthop. 1997, 17(5), S.571-84
- 99 Moll K.: Kurzlehrbuch Anatomie. München, Urban&Fischer, 2000
- 100 Morgan I. Somerville E.: Normal and abnormal growth of the upper end of the femur. J Bone Jt Surg. 1960, 42B, S.264-272
- 101 Mueller M.: Die hüftnahe Femurosteotomie. Thieme Verlag Stuttgart, 1957
- 102 Nackenhorst U.: Wie Endoprothesen besser halten. Unimagazin Hannover. 2001, 3/4
- 103 Niethard F., Pfeil J.: Duale Reihe Orthopädie. Hippokrates, 1997
- 104 Nieweg V.: Determinanten der Lebensqualität nach Polytrauma. Dissertation, Technische Hochschule Aachen, 2001
- 105 Norlin R., Odenrick P., Sandlund B.: Development of gait in the normal child. J Pediatr Orthop. 1981, 1(3), S.261-266
- 106 Onimus M., Allamel G., Mamzone P., Laurain J.: Prevention of hip dislocation in cerebral palsy by early psoas and adductors tenotomies. J Pediatr Orthop. 1991, 11(4), S.432-435
- 107 Ordeberg G., Hägglund G., Hansson L.I., Sandstroem S.: Articulo-trochanteric distance in slipped capital femoral epiphysis. Arch Orthop Traum Surg. 1990, 109, S.191-193
- 108 Pauwels F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1973
- 109 Pauwels F.: Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem. Grundlagen des Heilungsvorganges, Prognose und kausale Therapie. Z Orthop Chir (Suppl). 1935, 63, S.1-138
- 110 Pauwels F.: Funktionelle Anpassung des Knochens durch Längenwachstum. Z Orthop. 1958, 90, S.34-56
- 111 Pauwels F.: Eine klinische Beobachtung als Beispiel und Beweis für funktionelle

- Anpassung des Knochens durch Längenwachstum. Z Orthop. 1975, 118, S.1-5
- 112 Perkins G.: Signs by which to diagnose congenital dislocation of the hip. Lancet. 1928, 214, S.648-650
- 113 Portinaro N., Murray D., Bhullar T., Benson M.: Errors in measurement of acetabular index. J Pediatr Orthop. 1995, 15(6), S.780-784
- 114 Ralis Z., McKibbin B.: Changes in shape of the human hip joint during its development and their relation to its stability. J Bone Joint Surg Br. 1973, 55(4), S.780-785
- 115 Reimers J.: The stability of the hip in children, a rad. study of the results of muscle surgery in cerebral palsy. Acta Orthop Scan Suppl. 1980, 184, S.1-100
- 116 Reinker K., Larsen I.: Pattern of progression in Legg-Perthes-Disease. J Pediatr Orthop. 1983, 4(3), S.455-460
- 117 Rippstein J.: Zur Bestimmung der Antetorsion des Schenkelhalses mittels zweier Röntgenaufnahmen. Z Orthop. 1955, 86, S.345-360
- 118 Roesler H., Hamacher P.: Die biostatistische Analyse der Belastung des Hüftgelenkes, 1. Teil. Z Orthop. 1972, 110, S.67-75
- 119 Rohlmann A., Bergmann G., Wolff R.: Die sportliche Belastbarkeit bei angeborenen Fehlförmigkeiten im Bereich der Hüfte (Coxa-valga). Hefte zur Unfallheilkunde. 1989, 203, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, S.223-231
- 120 Rosen V.: Weitere Erfahrungen in der Behandlung der Hüftgelenksverrenkung bei Neugeborenen. Z Orthop. 1964, 99, S.18-25
- 121 Rosenbaum D.: Die Entwicklung des Kinderfußes im Lauffähigkeitsalter. Orthopädieschuhtechnik. 2003, 6, S.48-54
- 122 Roux W.: Beiträge zur Morphologie der funktionellen Anpassung. Arch Anat Physiol Anat Abt. 1885, 9, S.120-158
- 123 Sautier-Haack R.: Untersuchung zur radiologischen Beurteilung des coxalen Femurendes: Die Abhängigkeit der Winkel und Messstrecken von der Rotationsstellung des Femur bei der Röntgenuntersuchung. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität- München, Orthop. Poliklinik Innenstadt, 1993
- 124 Savastano A., Bliss T.: Contribution of epiphyses of the greater trochanter to the growth of the femur. Int Surg. 1975, 60(5), S.280-281
- 125 Savvidis E., Lör F.: Größe der am proximalen Femur einwirkenden Kräfte bei unterschiedlichen entlastenden Gangarten mit reduzierten Bodenreaktionskräften. Z Orthop. 1989, 127, S.111-117
- 126 Schmidt H.: Sportliche Betätigung und degenerative Gelenkerkrankungen unter

- besonderer Berücksichtigung der Hüftgelenke. Wissenschaftliche Zeitschrift der deutschen Hochschule für Körperkultur Leipzig. 24. Jahrgang 1983, 3, S.91-107
- 127 Sharp I.: Acetabular dysplasia, the acetabular angle. J Bone Joint Surg. 1961, 43B, S.268
- 128 Shea K., Coleman S., Carroll K., Stevens P., Boerum D.: Pemperton pericapsular osteotomy to treat a dysplastic hip in cerebral palsy. J Bone Joint Surg Am. 1997, 79(9), S.1342-1351
- 129 Siffert R.: Patterns of deformity of the developing hip. Clin Orthop. 1981, 160(4), S.14-29
- 130 Stotz S.: Quantitative Elektromyographische Untersuchung zur Indikation und Beurteilung muskelentspannender Operationen bei infantiler Zerebralparese. Uelzen, Med.-literarische Verlagsgesellschaft mbH, 2000
- 131 Stulberg S., Harris W.: Acetabular dysplasia and development of osteoarthritis of hip. The Hip. Proceedings of the second open scientific meeting of the hip society St.Louis, C.V. Mosby. 1974 S.82
- 132 Sutherland D.: The development of mature gait. Gait Posture. 1997, 6, S.163-170
- 133 Sutherland D., Olsehn R., Cooper L.: The development of mature gait. J Bone Joint Surg. 1980, 62(3), S.336-353
- 134 Thiele U.: Untersuchungen über die Normalwerte der Hüftepiphysenwinkel und ihre Abhängigkeit von anderen Messwerten des Hüftgelenks. Münster, Inauguraldissertation, 1978
- 135 Tillmann B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks, III. Die Form der Facies lunata. Z Anat Entwicklungsgesch. 1969, 128, S.329-349
- 136 Tönnis D.: Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Berlin, Springer Verlag, 1984
- 137 Tönnis D.: Der AC-Winkel. Orthop Prax. 1974, 10(1), S.29-32
- 138 Tönnis D., Brunken D.: Eine Abgrenzung normaler und pathologischer Hüftpfannendachwinkel zur Diagnose der Hüftdysplasie. Arch Orthop Unfallchir.. 1968, 64, S.197-228
- 139 Truckenbrodt H. , Häfner R.: Allgemeine und lokale Wachstumsstörungen bei chronischer Arthritis im Kindesalter. Schweiz Med Wochenschr. 1991, 121(17), S.608-620
- 140 Tschauener C.: Hüftdysplasie. Orthopade. 1997, 26(1), S.89-108
- 141 Ullmann K.: Zur Frage der röntgenologischen Beurteilung des knöchernen Pfannendaches mit weiteren Ergebnissen der Röntgenstammbaum-Forschung. Verhandlungen der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft, 33. Kongress. Z Orthop. 1939, 69 (Beilageheft), S.268-271

- 142 Weber H.: Über das Vorkommen der coxa-valga bei der angeborenen Hüftverrenkung. Z Orthop Unfallchir.. 1910, 25, S.138-143
- 143 Weineck J.: Sportbiologie; Beiträge zur Sportmedizin. Band 27. Erlangen, Perimed Fachbuch-VerlagsgesellschaftmbH, 1986
- 144 Weineck J.: Sportanatomie. 9.Auflage Balingen, Perimed. Spitta, 1994 S.S. 135-143, 196-200
- 145 Wiberg G.: Mechanisch funktionelle Faktoren als Ursache der Arthritis deformans in Hüft- und Kniegelenk. 1943 S.260-285
- 146 Wiberg G.: Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint with special reverence to the complication of osteoarthritis. Acta Chir Scan . 1939, 83, *Suppl 58*
- 147 Wilson B.: Promoting Compliance, the patient -provider partnership. Adv Ren Replace Ther. 1995, 2(3), S.199-206
- 148 Wolff J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin, Hirschwald-Verlag, 1892
- 149 Zippel H.: Untersuchungen zur Normalentwicklung der Formelemente am Hüftgelenk im Wachstumsalter. Beitr Orthop Traumatol. 1971, 18 (5), S.255-269

Curriculum Vitae

Name: Claudia Schuhmann
Geburtstag und Ort: geboren am 08.08.1971 in Füssen
Eltern: Dr. Helmut Schuhmann und Jutta Schuhmann
Staatsangehörigkeit: Deutsch
Konfession: römisch-katholisch

Ausbildung

1988-1982 Volksschule in Weilheim
1982–1991 Gymnasium Weilheim i. Obb., mathematisch-naturwissenschaftlicher Zweig
07/1991 Allgemeine Hochschulreife
1991–1999 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München

Beruflicher Werdegang

07/99 – 12/00 Tätigkeit als Arzt im Praktikum an der Chirurgischen Klinik und Chirurgischen Poliklinik der LMU München, Klinikum Innenstadt
Seit 02/2001 Assistenzarzt in der Chirurgischen Klinik Seefeld

Danksagung

Herrn Prof. Dr. .B. Heimkes danke ich für die Vergabe dieses Themas und ganz besonders für die langjährige geduldige Betreuung.