

Aus der
Orthopädischen Klinik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. R. Krauspe

Ganganalyse bei Morbus Perthes

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Andrea Petermann

2009

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf
Dekan

Referent: PD Dr. med. Bettina Westhoff

Korreferent : Prof. Dr. med. rer. nat. Harald Hefter

1 Einleitung und Grundlagen	5
1.1 Morbus Perthes	5
1.1.1 Definition	5
1.1.2 Epidemiologie	5
1.1.3 Ätiologie	6
1.1.4 Pathogenese	9
1.1.5 Klinisches Erscheinungsbild	12
1.1.6 Diagnostik	13
1.1.7 Therapie	18
1.1.8 Prognose	18
1.2 Grundlagen des Gehens	21
1.2.1 Bedingungen für den physiologischen Gang	21
1.2.2 Der Ganganalyse	22
1.2.3 Historisches zur Ganganalyse	27
1.3 Ganganalyse	28
1.3.1 Weg-Zeit-Parameter	28
1.3.2 Kinematik	29
1.3.3 Kinetik	31
2 Fragestellung	34
3 Patienten, Material und Methoden	35
3.1 Untersuchungskollektiv	35
3.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien	35
3.2.1 Klinische Untersuchung	35
3.2.2 Radiologische Untersuchung	36
3.2.3 Instrumentelle Ganganalyse	38

3.2.4 Datenanalyse	42
4 Ergebnisse	47
4.1 Klinische Ergebnisse	47
4.2 Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse	49
4.2.1 Der physiologische Gang im Grundschulalter	49
4.2.2 Der Gang beim Morbus Perthes	57
4.2.2.1 Analyse der Weg-Zeit-Parameter	57
4.2.2.2 Analyse der Kinematik	59
4.2.2.3 Analyse der Kinetik	64
4.2.2.4 Korrelation der Kinematik und Kinetik in der Frontalebene	67
4.2.2.5 Hüftfunktion in der Sagittalebene	74
4.2.2.6 Korrelation der Ergebnisse aus der klinischen und ganganalytischen Untersuchungen	77
4.2.2.7 Korrelation der radiologischen und ganganalytischen Ergebnisse im Spätstadium	81
5 Diskussion	84
6 Abbildungen- und Tabellenverzeichnis	106
7 Literaturangaben	109
8 Lebenslauf	113
9 Danksagung	114

1 Einleitung und Grundlagen

1.1 Morbus Perthes

1.1.1 Definition

Beim Morbus Perthes handelt es sich um eine aseptische, ischämische Nekrose des Hüftkopfs, die die Epiphyse während des Wachstumsalters in unterschiedlicher Ausprägung betrifft. Der M. Perthes tritt im Wesentlichen bei Kindern im Alter von 3-12 Jahren auf, mit einem Häufigkeitsgipfel im 5. und 6. Lebensjahr (1).

Die selbstheilende Erkrankung wurde 1909/10 erstmals von Waldenström, Legg, Calvé und Perthes unabhängig voneinander beschrieben, weshalb die Namensgebung dieser Osteonekrose international nicht einheitlich ist. Heute wird für die Erkrankung im deutschsprachigen Raum der Name „Morbus Perthes“, im Französischen „Morbus Calvé“, im angloamerikanischen „Legg-Calvé-Perthes-Disease (LCPD)“ verwendet, während die Skandinavier von „Coxa plana“ sprechen. (2), (3)

1.1.2 Epidemiologie

Der M. Perthes betrifft Jungen mit einer Häufigkeit von 1:3000 und Mädchen 1:11000 (2), die Erkrankung tritt somit ca. 4 mal häufiger bei Jungen auf.

Der Altersgipfel für den Beginn der Erkrankung liegt zwischen dem 5. und 6. Lebensalter. (4). Beide Hüftgelenke sind gleich häufig betroffen, eine doppelseitige Erkrankung findet sich bei ca. 5-18% der Patienten (2).

Der Morbus Perthes tritt seltener bei Polynesiern, Indianern, Schwarzen und den Ureinwohnern Australiens auf (5), häufiger betrifft die Erkrankung Europäer, Kanadier, Amerikaner und Japaner.

1.1.3. Ätiologie

Die Ätiologie des M. Perthes konnte bis heute nicht eindeutig geklärt werden. Gegenwärtig wird die These vertreten, dass die Erkrankung auf eine Unterbrechung der Blutversorgung der Epiphyse des Femurkopfes zurückzuführen ist (6). Die genaue Ursache der Minderversorgung ist zur Zeit nicht geklärt, es gibt jedoch mehrere Theorien.

- Intraartikuläre Druckerhöhung

Möglich erscheint ein erhöhter intraartikulärer Druck bedingt durch eine initiale Synovialitis (2). Experimentelle Erhöhung des intraartikulären Drucks durch intraossäre Injektion von Flüssigkeit erzeugte im Tierexperiment eine Perthes-ähnliche Erkrankung. (7), (8)

- Beeinträchtigung der Gefäßversorgung

Eine andere Hypothese sieht die Ursache der Ischämie in einer vererbten Insuffizienz der Vaskularisierung des Hüftkopf (A. circumflexa femoris medialis), die bei starkem Knochenwachstum durch Kompression zum Gewebstod führt. (9)

Angiographisch konnte bei Patienten mit Morbus Perthes gezeigt werden, dass in vielen Fällen die A. circumflexa media und/oder die A. obturatoria fehlen oder obliteriert sind. (10)

Arthrographisch schlossen andere aufgrund eines verdickten Lig. teres capitis femoris auf eine vaskuläre Störung im Bereich der A. centralis (11).

- Gerinnungsstörung

Ein Zusammenhang zwischen Gerinnungsstörungen und der Entstehung des M. Perthes wird von verschiedenen Autoren abgelehnt, da die fibrinolytische Aktivität im

Kindesalter erhöht ist, und sie damit nicht zu Thrombosen neigen (3). Zudem belegten Studien (12), dass die häufigsten hereditären thrombophilen Risikofaktoren wie Faktor V- und Prothrombin-G20210A-Mutation als Ursache des Morbus Perthes ausgeschlossen werden können. Auch in den Studien von (13) und (14) wurden keine signifikanten Unterschiede bezüglich Gerinnungsstörungen zwischen der Perthes- und Kontrollgruppe gefunden.

Glück et al. (15) entdeckte aber bei einem Drittel eines Kollektivs aus 64 Perthes-Kindern eine Resistenz gegen aktiviertes Protein C (APC), von denen 12,5% eine FVL-Mutation aufwiesen.

Somit ist festzustellen, dass Gerinnungsstörungen als Ursache des Morbus Perthes eher fraglich sind und es würde die Frage bleiben, warum lediglich das Hüftgelenk von einer Thrombose betroffen sein sollte.

- Umwelteinflüsse

J.E. Gordon et al. zeigte 2004 (16), dass es einen signifikanten Zusammenhang zwischen Rauchexposition und der Entwicklung eines Morbus Perthes gibt. Je intensiver die Exposition, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit zu erkranken. Mata et al beschrieb 2000 ebenfalls, dass Kinder, die passiv Rauch ausgesetzt waren, ein 5 mal größeres Risiko besaßen, an Morbus Perthes zu erkranken (17).

- genetische Faktoren

Genetische Studien legen einen multifaktoriellen Vererbungsmodus nahe: Verwandte ersten Grades haben ein 35-faches und Verwandte 2. und 3. Grades ein 4-fach erhöhtes Erkrankungsrisiko. (18)

- endokrine Faktoren

Weiterhin wurde ein Zusammenhang zwischen erniedrigtem Insulin-like-Growth Factor I (IGF I) und M. Perthes diskutiert, der für ein retardiertes Wachstum verantwortlich sein könnte. Eine Beziehung zwischen Femurkopfnekrose und IGF I Plasmakonzentration wurde aber nicht gefunden. J. (19).

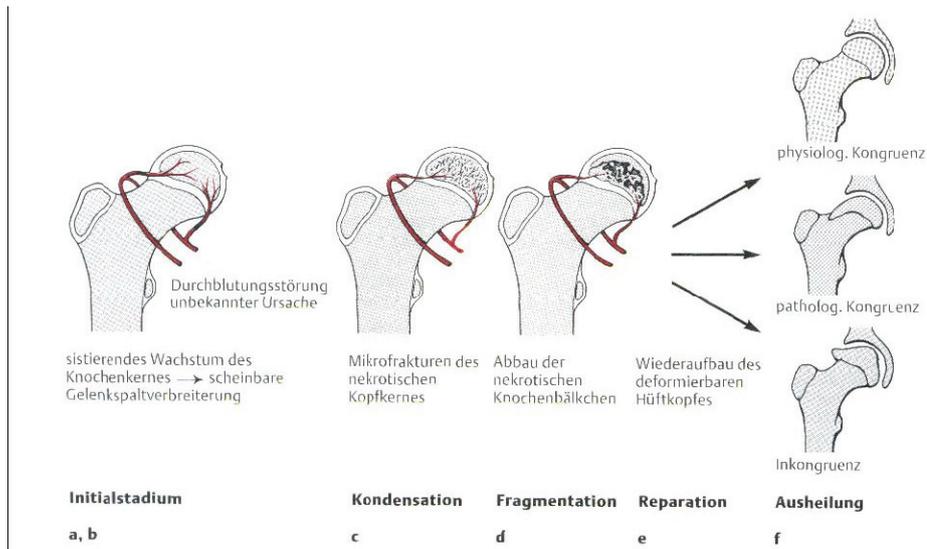
- Autoimmunerkrankung

Der Nachweis einer signifikanten Erhöhung für HLA-A- und HLA-B-Antigene konnte nicht erbracht werden (20) .

- Fettstoffwechselstörung

Da Hüftkopfnekrosen im Erwachsenenalter durch Fettstoffwechselstörungen ausgelöst werden können, könnten sie auch eine Ursache für die juvenile Nekrose sein. Zu dieser These fehlen jedoch bis heute valide Studien (3).

1.1.4 Pathogenese



Pathologisch-anatomischer Verlauf des Morbus Perthes (Abb.1) (21)

Die Erkrankung zeigt einen stadienhaften Verlauf, beginnend mit dem Initialstadium, gefolgt von dem Kondensations-, Fragmentations- und Reparationsstadium.

Initial existiert eine Ischämie, durch die Teile oder die komplette Femurepiphyse unterversorgt sind. Dauert die Ischämie nur kurz, entsteht ein Mikroinfarkt und die Ausheilung erfolgt ohne radiologische Veränderungen. Bei länger andauernder Mangelnutrition entwickelt sich eine ausgedehnte Nekrose und eine subchondrale Fraktur.

Die enchondrale Ossifikation des Epiphysenkerns kommt zum Stillstand, während der Gelenkknorpel, der durch die Synovialflüssigkeit per diffusionem ernährt wird, weiter wächst. Ein übermäßiges Knorpelwachstum kann zu einer lateralen Subluxation führen (2).

Das „Initialstadium“ (Abb.2), welches etwa 3-6 Wochen dauert, ist durch einen radiologisch erweiterten Gelenkspalt mit Vergrößerung des Abstands zwischen der

knöchernen Begrenzung der Epiphyse und des Pfannengrundes gekennzeichnet. Diese Verbreiterung wird durch zwei Thesen erklärt: durch eine Synovitis kommt es zu einer Gelenkflüssigkeitsvermehrung, was eine Verdrängung des Hüftkopfes zur Folge haben kann; alternativ kann eine Verdickung des Gelenkknorpels eine Vergrößerung des Spaltes vortäuschen (22). Mikroskopisch findet man Nekrosen und Sequester (23) .



Initialstadium (Abb.2)

Im Rahmen der Revitalisierung kommt es zur Bildung von Faserknochen, der sich auf den nekrotischen Knochenbälkchen ablagert. Der neugebildete Faserknochen erklärt die zunehmende Strahlendichte der Epiphyse im sog. „Kondensationsstadium“ (Abb.3) (24). Die Epiphyse verdichtet sich und ihre Höhe nimmt ab, der Femurkopf wird weich und verformbar. Die Revaskularisierung der Epiphyse erfolgt von peripher nach zentral. Im histologischen Bild erkennt man unreifen Knochen neben Nekrosen. Die Dauer dieses Stadiums beträgt ca. 6-12 Monate.



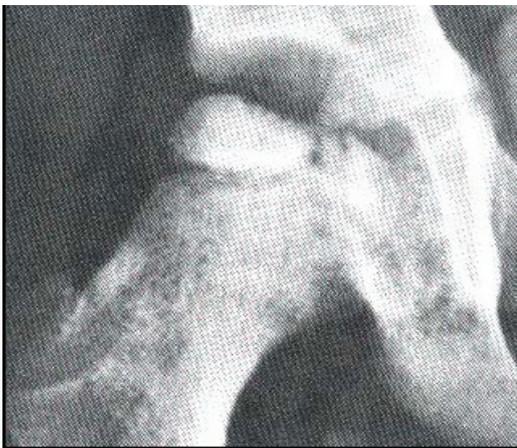
Kondensationstadium (Abb. 3)

Während des „Fragmentationsstadium“ (Abb.4), das ca. 12-24 Monate dauert, erscheint die Epiphyse im Röntgenbild aufgelockert und verkleinert, die Knochen trabekel brechen zusammen und werden resorbiert, der Epiphysenkern fragmentiert, es entsteht der wenig belastbare Geflechtknochen. Dieser ist mechanisch labil (2)/ (1). Es kann häufiger zu Mikrofrakturen kommen, wodurch die Kinder symptomatisch werden können. Das „Fragmentationsstadium“ ist gekennzeichnet durch gleichzeitig stattfindende Abbau- und Aufbauvorgänge, die den Prozess der Deformierung oder einer sphärisch kongruenten Ausheilung einleiten (biologische Plastizität).



Fragmentationsstadium (Abb. 49)

Das „Reparationsstadium“ (Abb.5) dauert ca. 6-12 Monate. Es kommt zur Normalisierung der Knochenstruktur durch langsamen Ersatz des Geflechtknochens, das proximale Femurende versucht sich den Beanspruchungen anzupassen. Bei eingeschränkter Wachstumspotenz der Femurepiphyse kommt es zu einer Deformierung des Hüftkopfes, einer Verplumpung des Schenkelhalses und zu einem relativen übermäßigen Wachstum des Trochanter majors mit dem Bild des Trochanterhochstands (3).



Reparationsstadium (Abb. 5)

Der M. Perthes heilt immer von selbst aus und durchläuft immer die vier beschriebenen Stadien. Ziel der Behandlung ist es, eine Deformierung des Hüftkopfes zu verhindern und damit das Risiko einer sekundären Coxarthrose zu vermindern (25).

1.1.5 Klinisches Erscheinungsbild

Die Erkrankung kann zu Beginn einige Monate subklinisch verlaufen.

Aufgrund von „Beinschmerzen“ zeigen die Kinder je nach Ausmaß und Fortschreiten der Nekrose ein Hinken und eine „Laufunlust“. Der Schmerz wird häufig in die Oberschenkel- oder Knieregion projiziert, bedingt durch die anatomische Lage des N.

obturatorius. Die Kinder sind oft in ihrer Hüftbeweglichkeit eingeschränkt, besonders in der Abduktion (Patrick- oder Viererzeichen), der Extension und der Innenrotation.
(26)

1.1.6 Diagnostik

Zunächst erfolgt die klinische Untersuchung mit Beurteilung des Gangbildes, des Muskelstatus sowie der Gelenkbeweglichkeit. Eine Labordiagnostik mit Bestimmung der Blutkörperchensenkungsgeschwindigkeit, des CRP-Wertes sowie des Blutbildes sollte zum Ausschluß anderer Erkrankungen durchgeführt werden. Bislang sind beim Morbus Perthes keine charakteristischen Veränderungen von Laborparametern festgestellt worden (27).

- bildgebende Diagnostik

Diagnostisches Mittel der Wahl ist eine Röntgenaufnahme des Beckens im ap-Strahlengang und eine Hüftaufnahme in Lauenstein-Projektion. Damit kann in den meisten Fällen die Diagnose gestellt werden. Sie dient der Klassifikation und der Verlaufsbeurteilung der Erkrankung.

Im klinischen Alltag haben sich mehrere Klassifikationssysteme etabliert, die im folgendem beschrieben werden.

Verlaufsbeurteilung nach Waldenström

Waldenström (1920) (28) beschreibt den bereits beschriebenen stadienhaften Verlauf des M. Perthes anhand röntgenologischer Charakteristika. Diese Klassifikation umfasst das

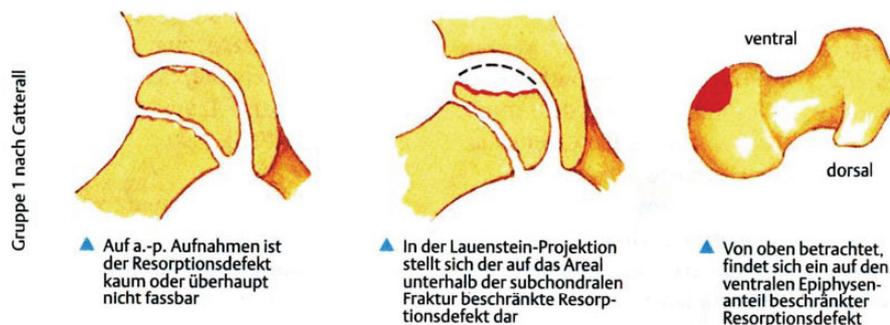
- Initialstadium: Phase der Ischämie, scheinbare Gelenkspaltverbreiterung
- Kondensationsstadium: Verdichtung der Femurepiphyse, pathologische

subchondrale Fraktur

- Fragmentationsstadium: Schollige Auflösung des Hüftkopfs in Form von Mikrofrakturen der nekrotischen Epiphyse mit Resorption des avaskulären Knochens
- Reparationsstadium: Zunehmende Ossifikation der Epiphyse und Remodelling des Hüftkopfes
- Endstadium: a.) physiologische Kongruenz
 - b.) pathologische Kongruenz
 - c.) asphärische Inkongruenz

Klassifikation des Nekroseausmaßes nach Catterall

In Abhängigkeit der Ausdehnung der Nekrose am Hüftkopf wird der Morbus Perthes nach Catterall (29) (1971) klassifiziert. Die Catterall-Klassifikation erlaubt auch eine Abschätzung der Prognose. (Abb. 6-9)

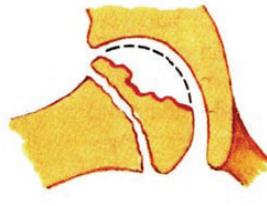


Catterall I (Abb. 6) (30)

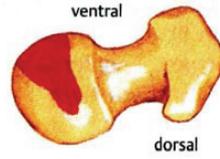
Gruppe 2 nach Catterall



▲ Auf a.-p. Aufnahmen ist eine Resorption des ventralen und teilweise auch des kranialen Epiphysenteils erkennbar



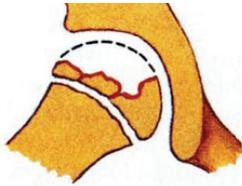
▲ In der Lauenstein-Projektion stellt sich der Befall der gesamten unter der subchondralen Fraktur liegenden Epiphyse dar



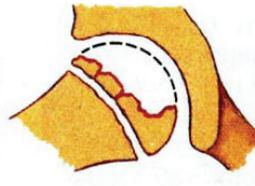
▲ Von oben betrachtet, ist das gesamte Ausmaß der Resorption erkennbar

Catterall II (Abb. 7) (30)

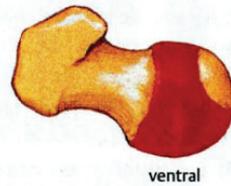
Gruppe 3 nach Catterall



▲ Auf a.-p. Aufnahmen zeigt sich eine Resorption des zentralen und lateralen Epiphysenteils



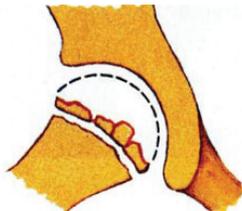
▲ In der Lauenstein-Projektion erfasst die Resorption das gesamte von der Fraktur eingegrenzte Areal. Lediglich dorsal ist eine kleine Stelle verschont geblieben



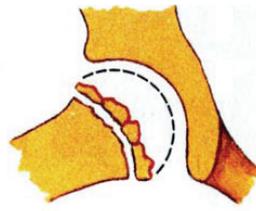
▲ Von oben betrachtet, ist das volle Ausmaß der Resorption zu erkennen

Catterall III (Abb. 8) (30)

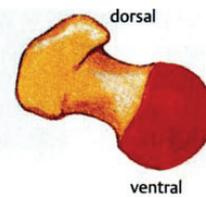
Gruppe 4 nach Catterall



▲ Auf a.-p. Aufnahmen erscheint die gesamte Femurkopfeiphyse resorbiert



▲ In der Lauenstein-Projektion findet sich dasselbe Bild



▲ Von oben betrachtet, zeigt sich eine Resorption der gesamten Epiphyse

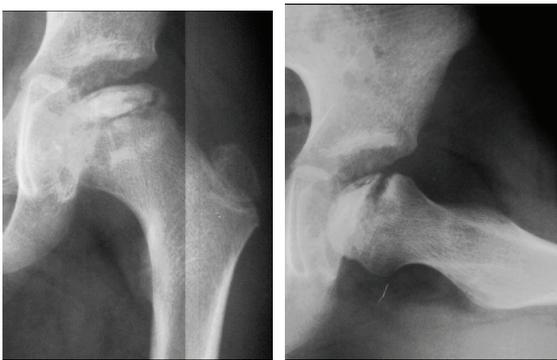
Catterall IV (Abb. 9) (30)

Klassifikation nach Salter-Thompson

Die Salter-Thompson-Klassifikation (31) basiert auf der Beurteilung der subchondralen Frakturlinie, die schon zu Beginn der Erkrankung vorhanden ist und im Vergleich zu den Catterall-Gruppen eine frühzeitige Abschätzung des Nekroseausmaßes erlaubt (Abb. 10).

Je nach Schweregrad der Erkrankung ist die subchondrale Frakturlinie etwa 3-9 Monate auf dem Röntgenbild nachweisbar. Man unterscheidet:

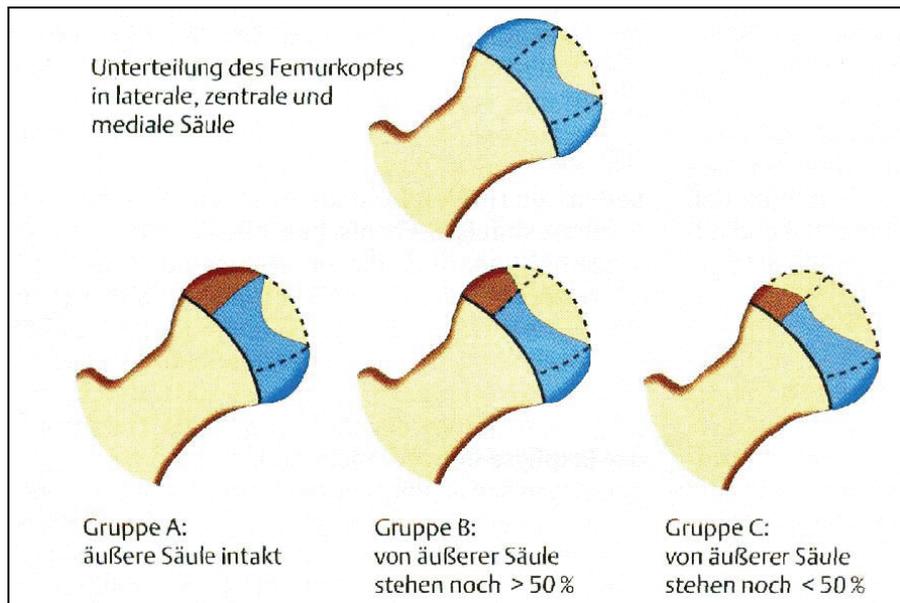
- Gruppe A: weniger als die Hälfte des Hüftkopfes ist betroffen
- Gruppe B: mehr als die Hälfte des Hüftkopfes ist betroffen.



Ausprägung der subchondralen Frakturlinie nach Salter und Thompson (Abb. 10)

Klassifikation nach Herring

Die Herring-Klassifikation (32) orientiert sich an der Höhe des lateralen Pfeilers der Epiphyse zum Zeitpunkt der Fragmentation („lateral pillar“) (Abb. 11).



Lateral Pillar-Zeichen nach Herring (Abb. 11) (21)

Invasive und aufwendige Untersuchungsmethoden wie die **Szintigraphie** oder **Arthrographie** werden heute durch die weniger belastende **Magnetresonanztomographie** verdrängt. Insbesondere im Frühstadium, wenn das Röntgenbild noch keine Veränderungen zeigt, sind in der MRT bereits Signalveränderungen zu erkennen, die typisch sind für ein ischämisches Geschehen. Nachteil der konventionellen, statischen MRT ist, dass es nicht möglich ist, den deformierten Femurkopf in verschiedenen Positionen in Bezug zum Azetabulum darzustellen (1).

Die **Sonographie** wird bei der Diagnostik des Morbus Perthes als ergänzendes Verfahren eingesetzt, um den in der Frühphase vorhandenen Begleiterguss zu erkennen. Sie dient als hilfreiches Verfahren zur Differentialdiagnose einer Coxitis fugax: beim M. Perthes persistiert die Gelenkkapseldistension über vier bis sechs Wochen, während sie sich bei der Coxitis fugax innerhalb von ein bis zwei Wochen deutlich zurückbildet.

1.1.6 Therapie

Da es beim M. Perthes durch den suffizienten Reparaturmechanismus des Femurkopfes immer zu einer Ausheilung kommt, ist neben einer symptomatischen Behandlung der Schmerzen und der Bewegungseinschränkung das übergeordnete Ziel der Therapie, die Verhinderung einer präarthrotischen Deformität durch konservative und/oder chirurgische Maßnahmen. Dies erfordert im Stadium der biologischen Plastizität mit erhöhten Umbauvorgängen (Fragmentations- und Reparatursstadium) eine gute Zentrierung des Femurkopfs im Azetabulum (Containment). Die Erhaltung des Containments kann entweder durch konservative Maßnahmen (Physiotherapie, Orthesenbehandlung) oder durch chirurgische Eingriffe (intertrochantäre Femur- und/oder Beckenosteotomien) erzielt werden (1).

1.1.7 Prognose

Von entscheidender prognostischer Bedeutung sind das Ausmaß und die Lokalisation der Kopfnekrose sowie das Alter des Patienten bei Erkrankungsbeginn anzusehen. Je älter der Patient ist (nach dem 6. Lebensjahr), desto schlechter ist die Prognose.

Zusätzlich weist eine eingeschränkte Hüftbeweglichkeit, insbesondere eine Adduktorenkontraktur auf eine ungünstige Prognose hin, ebenso wie Adipositas und weibliches Geschlecht (3).

Radiologisch wird dem Verlust des Containments durch eine Subluxation und eine laterale Kalzifizierung eine negative prognostische Bedeutung zugesprochen. Catterall stellte fest, dass neben dem Ausmaß der Epiphysennekrose weitere Faktoren (Head-at-risk-Zeichen) die Prognose bestimmen. Hierzu zählen:

- das Gage-Zeichen (v-förmig, kleines osteoporotisches Segment am lateralen proximalen Schenkelhals),
- die laterale Verkalkung der Epiphysen,
- eine diffuse metaphysäre Reaktion,
- eine laterale Subluxation und
- eine horizontal-gestellte Epiphysenfuge. (24)

Nach neueren Untersuchungen ist jedoch das Gage-Zeichen prognostisch wenig relevant, die entscheidende Bedeutung kommt der **Dezentrierung des Hüftkopfes** zu (33).

Als entscheidender Risikofaktor für die Entwicklung einer sekundären Koxarthrose ist das Ausmaß der Deformierung des Femurkopfs nach Ausheilung anzusehen. Aufgrund einer veränderten mechanischen Belastung, wie bei einer ausgeprägten Gelenkinkongruenz, wird der Knorpel derart fehlbelastet, dass es zu einer oberflächigen Zerstörung mit einer Aufrauung und Aufriffelung der Knorpeloberfläche (Fibrillationen) kommt, was den Degenerationsprozeß des Knorpels und somit des Gelenkes einleitet und dadurch einen wesentlichen Beitrag zum Entstehen einer sekundären Koxarthrose leistet (34).

Zur Beurteilung der Langzeitprognose ist das Ausmaß der Deformität des Hüftkopfes nach Wachstumsabschluß/Ausheilung entscheidend. Die Beurteilung des Ausheilungsergebnisses erfolgt nach den von Stulberg (35) aufgestellten Kriterien. Im Röntgenbild kann an Hand der Sphärizität des Hüftkopfes mit zunehmendem Risiko der Arthroseentstehung eine

- sphärische Kongruenz (kein erhöhtes Arthoserisiko)

- asphärische Kongruenz (erhöhtes Arthroserisiko) und

- asphärische Inkongruenz (meist ist frühzeitig eine schwere Coxarthrose zu erwarten)

unterschieden werden.

1.2 Grundlagen des Gehens

1.2.1 Bedingungen für den physiologischen Gang

Der menschliche Gang stellt einen komplexen, zyklischen Ablauf einer Vorwärtsbewegung dar. Es handelt sich dabei um eine Kette von einzelnen, ineinander fließenden, mechanischen Bewegungsabläufen. Diese dienen dazu, den Schwerpunkt des menschlichen Körpers gleichmäßig unter Erhalt des Gleichgewichts und bei möglichst geringem Energieaufwand vorwärts zu bewegen (36).

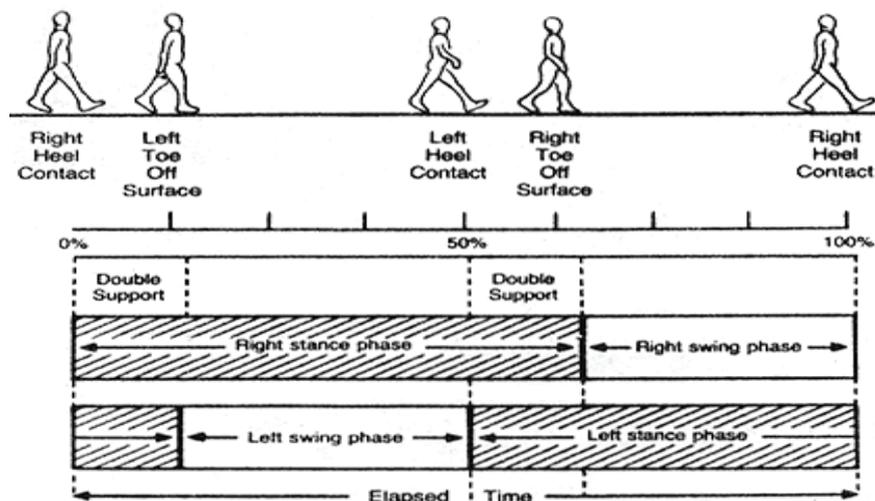
Leonardo da Vinci (1452-1519) und Borelli (1679) sprachen bereits von einem System, das aus mehreren Hebeln besteht, die durch unterschiedliche Muskelgruppen aktiviert werden. Die einzelnen Muskelkräfte müssen dabei so zusammenwirken, dass die notwendige Kraft für das Vorankommen sowie gleichzeitig die notwendige Gangstabilität gewährleistet wird. Diese Stabilität wird nicht nur durch die Muskelaktivität der unteren Extremität sondern auch durch die Pendelbewegung der Arme und die Aktivität der Rumpfmuskulatur bestimmt.

Großen Einfluss auf die Bewegungsabläufe nehmen die individuelle Körperproportionen und eventuell bestehenden Deformitäten (37).

Bei Veränderungen des Bewegungsapparates, bedingt beispielsweise durch degenerative Gelenkveränderungen der unteren Extremität, kann das Gangbild verändert sein. Dies kann auch beim M. Perthes beobachtet werden, bei dem Schmerzen zu einer Einschränkung der Gehfähigkeit mit Hinken führen können.

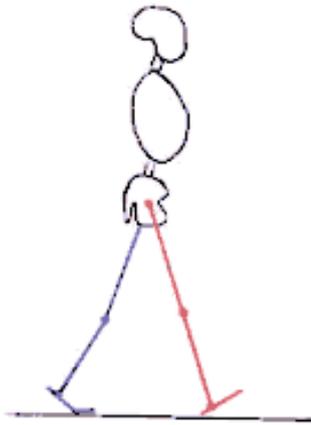
1.2.2 Der Gangzyklus

Der physiologische Gang des Menschen stellt eine sich wiederholende Abfolge von Bewegungen dar, welche den Körper sicher und mit minimalem Energieaufwand von einem Ort zum anderen bewegen (38). Ein Gangzyklus beschreibt die Vorgänge, die während des Gehens zwischen zwei aufeinander folgenden, gleichen Bewegungsereignissen derselben Extremität liegen. Ein vollständiger Gangzyklus beginnt mit dem Bodenkontakt eines Fußes und endet mit dem erneuten Bodenkontakt des gleichen Fußes. Ein Zyklus ist unterteilt in Stand- und Schwungphase. Die Standphase beginnt mit dem initialen Kontakt des Fußes (normalerweise der Ferse) und endet mit dem Abheben der Zehen, darauf folgend beginnt die Schwungphase. Normalerweise entfallen im Gangzyklus 60% der Zeit auf die Standphase und 40% auf die Schwungphase.



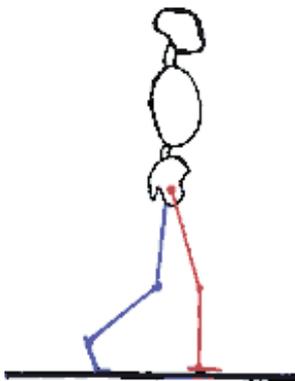
Gangzyklus (Abb. 12)

Die Standphase ist unterteilt in fünf Phasen: initialer Bodenkontakt, Stoßdämpfungsphase, mittlere Standphase, terminale Standphase und Vorschwungphase.



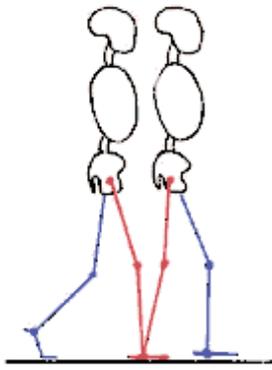
Initialer Bodenkontakt (Abb.13)

Der Gangzyklus beginnt mit dem initialen Bodenkontakt (Abb. 13) des Referenzbeines - in der Regel der Ferse („heelstrike“). Die Hüfte ist flektiert, das Knie gestreckt und der Fuß steht in Neutralstellung oder leicht dorsalextendiert.



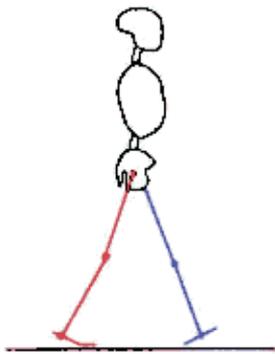
Stoßdämpfungsphase (Abb.14)

Die auf den Fußkontakt folgende Phase wird als Stoßdämpfungsphase (Abb.14) bezeichnet. Der Aufprall des Fußes wird durch den exzentrischen Einsatz der Extensoren im Sprunggelenk gedämpft. Das Bein übernimmt einen Teil des Körpergewichtes. In dieser Phase sind beide Füße auf dem Boden. Man spricht auch von der „Bipedalphase“. Diese Phase umfasst ca. 10% des Gangzyklus. Sie endet mit dem Abheben des kontralateralen Beins vom Boden.



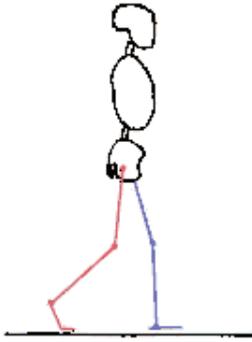
mittlere Standphase (Abb. 15)

Sobald das Körpergewicht vollständig vom Standbein übernommen worden ist, beginnt die mittleren Standphase (Abb.15). Hüfte und Knie des Standbeins bewegen sich in Richtung Extension, das Sprunggelenk steht in 0°-Stellung, der Fuß steht plan auf dem Boden. Die Hüftabduktoren sind auf der Standbeinseite aktiv, um ein Abkippen des Beckens zur Schwungbeinseite zu verhindern. Die Phase endet, wenn der Körperschwerpunkt über dem Vorfuß liegt, zu einem Zeitpunkt, wenn ca. 30% des Gangzyklus abgelaufen sind.



terminale Standphase (Abb. 16)

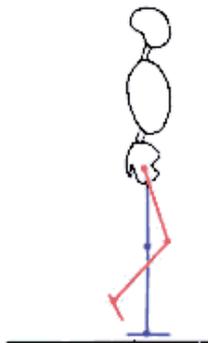
Am Ende der Standphase sind die Mm. gastrocnemii und des M. solei des Standbeins aktiv und kontrollieren die Vorwärtsbewegung des Unterschenkels über den feststehenden Fuß. Das kontralaterale Bein bereitet sich auf den initialen Bodenkontakt vor. Die Ferse wird angehoben. Die terminale Standphase (Abb.16) endet mit dem Bodenkontakt des kontralateralen Beins.



Vor-Schwungphase (Abb.17)

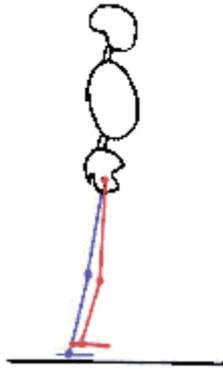
Weitere 10% des Gangzyklus entfallen auf die Vor-Schwungphase (Abb. 17) (50-60% der Zykluszeit). Diese Phase entspricht der 2. Bipedalphase und endet mit dem Abheben des ipsilateralen Fußes. Während dieser Phase kommt es zu einer konzentrischen Kontraktion der Mm. gastrocnemii und soleus (zur Vorwärts- und Aufwärtsbewegung) sowie der Hüftbeuger und führen zur Vorwärtsbewegung des Standbeins.

Die Schwungphase wird in drei Phasen unterteilt:



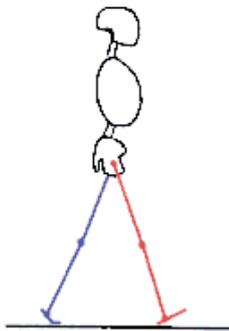
initiale Schwungphase (Abb. 18)

Die initiale Schwungphase (Abb.18) beginnt mit dem ipsilateralen Abheben des Fußes. Das Bein wird durch Flexion im Hüftgelenk und vermehrte Flexion des Knies nach vorne geführt. Dieser Teil des Zyklus endet, wenn sich das Schwungbein auf Höhe des Standbeins befindet.



mittlere Schwungphase (Abb. 19)

Während der mittleren Schwungphase (Abb.19) kommt es durch Trägheitsmomente zur Vorwärtsbewegung. Diese Phase endet, wenn der Unterschenkel vertikal zum Boden steht (70-87% des Zyklus).



Terminale Schwungphase (Abb. 20)

Die terminale Schwungphase (Abb.20) - die letzten 13% des Zyklus - dienen dem vollständigen Vorschwingen des Beines und der Vorbereitung des Beines auf den initialen Bodenkontakt: die Hüfte wird flektiert, das Knie extendiert und das obere Sprunggelenk in Neutralstellung gebracht (39)/ (40).

1.2.3 Historisches zur Ganganalyse

Die Entwicklung der Ganganalyse geht auf das Werk von Borrelli „de motu animalum“ (1682) zurück. Darin wird erstmalig die Bewegung des Körperschwerpunkts beschrieben. Erste wichtige Erkenntnisse über die Mechanik des menschlichen Ganges gewannen die Gebrüder Weber (1836, die Mechanik der Gehwerkzeuge). Die moderne wissenschaftliche Messung und Analyse des Ganges geht auf ihre Werke zurück. Sie konnten eine Korrelation zwischen Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge zeigen.

Große Fortschritte in der Ganganalyse wurden Mitte des 19. Jahrhunderts durch die Arbeiten des französischen Wissenschaftlers Marey (1875) erzielt. Er entwickelte spezielle Druckluftsensoren, die in die Schuhsohlen der Testpersonen eingebracht wurden. Dadurch konnte er die Stand- und Schwungphasen eines Gangzyklus bestimmen.

Durch die Fotografie eröffneten sich neue Möglichkeiten für die Ganganalyse. Muybridge nutzte sie zur Darstellung der Bewegungsphasen eines Pferdes (1882). Fischer und Braune (1889) entwickelten eine Methode zur Bestimmung der 3-dimensionalen Ganganalysedaten aus photographischem Material.

1980 erfolgte der entscheidende Durchbruch durch die Zusammenführung von moderner Computertechnologie mit den Analysemethoden der photographischen Technik. Durch diese Entwicklung wurde der Einsatz der Ganganalyse zur klinischen (Routine-) Diagnostik und Therapieplanung sowie anschließender Erfolgskontrolle ermöglicht.

1.3 Ganganalyse

Das Gehen kann entweder qualitativ-beobachtend oder quantitativ-instrumentell analysiert werden.

Die beobachtende Analyse erfolgt durch die unmittelbare Beobachtung des Untersuchers, ggf. unterstützt durch Videoaufzeichnungen. Sie ermöglicht lediglich relative Aussagen mit dem Nachteil einer geringen Objektivität.

Die instrumentelle Analyse ermöglicht die Beschreibung des Gehens in Zahlen. Dies erfolgt durch die Erfassung der sog. Weg-Zeit-Parameter, die Darstellung der Gelenkstellung in allen 3 Ebenen des Raumes zu jedem Zeitpunkt des Gangzyklus (*Kinematik*), die Analyse der Drehmomente, die an den Gelenken auftreten, sowie die physikalische Leistung, die an den Gelenken aufgebracht wird (*Kinetik*). Zusätzlich ermöglicht die *dynamische Elektromyographie* die Erfassung der Aktivität der am Gehen beteiligten Muskeln. Die Effizienz des Gangs kann durch eine *Energieverbrauchsmessung* analysiert werden.

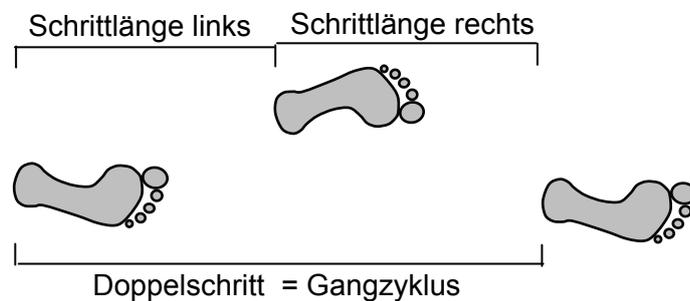
Diese insgesamt sehr komplexen Untersuchungen werden in sog. Ganglaboratorien durchgeführt.

1.3.1 Weg-Zeit-Parameter

Die einfachsten objektiven Messungen in der Ganganalyse sind die sog. Weg-Zeit-Parameter. Zu diesen zählen u.a. die Kadenz, die Schrittlänge, die Doppelschrittlänge, die Zyklusdauer sowie die Gehgeschwindigkeit.

Die Kadenz/Schrittfrequenz beschreibt die Anzahl der Schritte pro Minute. Die Doppelschrittlänge („stride length“) ist definiert als der Abstand von dem initialen Bodenkontakt der einen Extremität bis zum nächsten Kontakt der gleichen Seite. Der Abstand zwischen Bodenkontakt des einen und Bodenkontakt des anderen Fußes wird als Schrittlänge („step length“) bezeichnet. Doppelschrittlänge und Kadenz bestimmen

die Gehgeschwindigkeit. Unter Gehgeschwindigkeit (m/s) versteht man die zurückgelegte Distanz pro Zeiteinheit.



Schritt- und Doppelschrittlänge (Abb. 21)

Der Vergleich des Verhältnisses der Stand- und Schwungphasendauer beider Beine dient der Beurteilung der Symmetrie des Gangbildes. Betrachtet man die Kadenz im Verhältnis zur Geschwindigkeit, so erhält man einen Eindruck von der Stabilität des Ganges.

1.3.2 Kinematik

Unter Kinematik versteht man die Darstellung des zeitlichen Ablaufs einer Bewegung im Raum. Dabei werden die Bewegungen benachbarter Körpersegmente zueinander quantitativ in allen drei Ebenen des Raumes zu jeder Phase des Gangzyklus in Winkelgraden beschrieben. Voraussetzung für die Erfassung ist ein Modell der Bewegung des menschlichen Körpers. Das heute am häufigsten angewandte mathematische Modell geht von 7 Segmenten aus, mit denen die Bewegungen der unteren Extremität beschrieben werden. Es wurde von Kadaba et al (41) und (42) entwickelt. Ein Segment definiert das Becken und jeweils 2 Segmente beschreiben den Ober- und Unterschenkel, der Fuß wird als eine Linie modelliert. Die Position des Beckensegmentes wird in Bezug zu einem Raumkoordinatensystem festgelegt. Mit Hilfe von Markern, die auf definierte Stellen der Haut geklebt werden, können die

Segmente berechnet und so von den Bewegungen der Marker auf die Bewegungen der entsprechenden Segmente geschlossen werden.

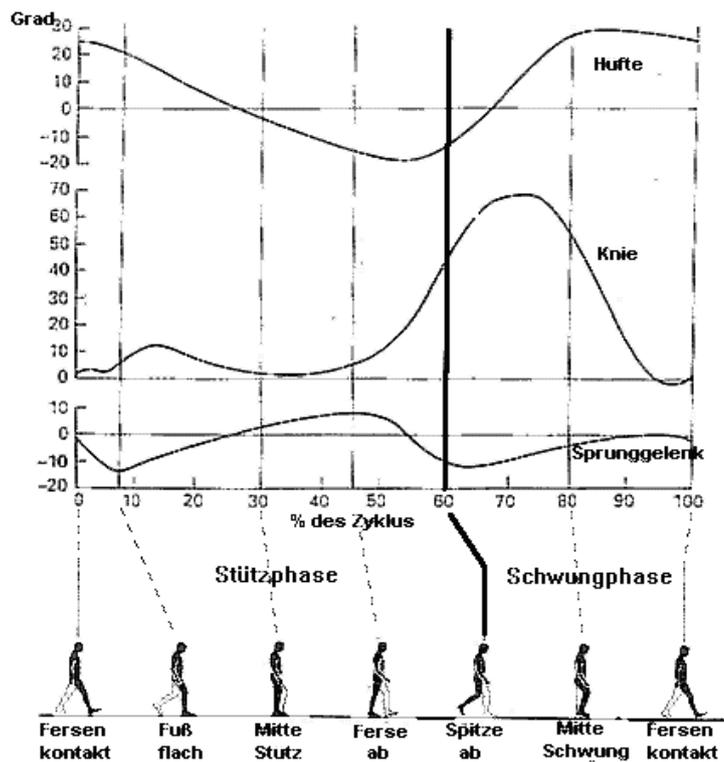
Definition der Segmente:

Becken: Verbindungslinie zwischen den Spinae iliacae anteriores superiores und dem Mittelpunkt zwischen den Spinae iliacae posteriores superiores.

Oberschenkel: Hüftkopfbereich und Linie durch die Kniegelenkachse (als Vereinfachung wird davon ausgegangen, dass die Achse zum Femur fixiert ist).

Unterschenkel: Kniegelenkzentrum (als Vereinfachung wird davon ausgegangen, dass der Punkt in Relation zum Femur fixiert ist) und Linie durch die Achse des oberen Sprunggelenks (es wird davon ausgegangen, dass der Punkt und die Achse in Relation zum Femur fixiert sind).

Fuß: Die Linie entsprechend der Fußlängsachse vom Tuber calcanei zum 2. Strahl.



Gelenkwinkelverlauf des Hüft-, Knie- und Sprunggelenks während eines Gangzyklus in der Sagittalebene (Abb. 22)

Die Messung der Gelenkwinkel kann mittels direkter und indirekter Messverfahren erfolgen. Die indirekten nutzen optische Mittel oder den Ultraschall. Die optischen Verfahren beruhen hauptsächlich auf der Anwendung von Videotechnik. Es werden am Patienten aktive oder passive Marker an bestimmten Körperpunkten befestigt. Die Bewegung der Marker während des Gehens wird von mehreren Kameras erfasst. Diese Informationen werden in einer Datenstation zusammengeführt und mit einer speziellen Software verarbeitet, bis anschauliche Graphen und Tabellen zur Darstellung kommen.

1.3.3 Kinetik

Kinetik ist die Lehre der Kräfte und der resultierenden Energien. Sie umfasst Parameter wie Bodenreaktionskraft, Gelenkmoment und Leistung und beschreibt die biomechanischen Faktoren, die Fortbewegung verursachen.

Drehmoment: Die physikalische Größe, die eine Rotationsbewegung hervorruft, nennt man Drehmoment. Ein Drehmoment ist eine Kraft, die in einem gewissen Abstand von einer Rotationsachse ansetzt und eine Winkelbeschleunigung um diese Achse verursacht. Das Drehmoment ist definiert als das Produkt aus Kraft und Weg, die Einheit ist Newtonmeter (Nm). Zur Vergleichbarkeit der Gelenkmomente zwischen verschiedenen Personen ist es notwendig, diese in Bezug auf das Körpergewicht zu standardisieren (Nm/kg). In der Sagittalebene treten flektierenden und extendierenden Momente auf, in der Frontalebene ab- und adduzierende und in der Transversalebene innen- und außenrotierende Momente.

Der Körper produziert interne Momente als Antwort auf externe Gelenkmomente, die durch von außen einwirkenden Kräften z.B. der Bodenreaktionskraft verursacht werden. Die Bodenreaktionskräfte sind während des Gehens mittels sog. Mehrkomponentenkraftmessplatten messbar. Als Sensoren nutzt man entweder piezoelektrische Sensoren oder Dehnmessstreifen.

Da es bislang nicht möglich ist, den Anteil an Kraft, den einzelne Muskeln aufbringen, um ein Moment zu produzieren, separat zu erfassen, wird allgemein von „Netto-Momenten“, die an einem Gelenk produziert werden, gesprochen.

Berechnungen der Netto-Gelenkmomente geben Auskunft über die Dominanz sich antagonistischer Momente (Flexoren/Extensoren, Ab-/Adduktoren, Innen-/Außenrotatoren)

Die Gelenkleistung ist definiert als das Produkt aus Nettomoment und Winkelgeschwindigkeit. In der Ganganalyse wird zur Vergleichbarkeit zwischen einzelnen Individuen die Leistung in Relation zum Körpergewicht angegeben (Einheit: Watt/kg). Positive Werte bedeuten, dass die Leistung durch konzentrische

Muskelaktionen generiert wird. Negative Werte entsprechen exzentrischen Muskelaktionen. Der größte Anteil der Leistung wird während des Gehens in der Sagittalebene zur Vorwärtsbewegung des Körpers erbracht. In der Frontal- und Transversalebene ist diese minimal.

2 Fragestellung

Der Morbus Perthes stellt immer noch ein in Fachkreisen viel diskutiertes Krankheitsbild dar. Neben der ungeklärten Ätiologie sind die Behandlung des floriden Stadiums und auch die Handhabung der Patienten im Endstadium nicht einheitlich. Die Therapieentscheidungen werden durch die jeweilige Erfahrung des behandelnden Orthopäden/Kinderorthopäden geprägt und beruhen im Wesentlichen auf klinischen und radiologischen Befunde.

Ziel der Behandlung ist die Wiederherstellung eines physiologischen kongruenten Gelenkes und die Vermeidung einer frühzeitigen Sekundärarthrose. Die zugrunde liegenden pathophysiologischen Mechanismen der Erkrankung, die zu einer Deformierung des Hüftkopfs und damit zu einer Veränderung der biomechanischen Verhältnisse am Hüftgelenk führen, sind bisher nur unvollständig geklärt. Die Beurteilung eines dreidimensionalen Problems erfolgt derzeit neben der klinischen Untersuchung im Wesentlichen anhand von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen. Dynamisch-funktionelle Aspekte finden bislang keine Berücksichtigung.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, die Auswirkungen des M. Perthes auf das Gangbild zu untersuchen. Es wird erwartet, dass Kinder mit M. Perthes ein im Vergleich zum Normalkollektiv verändertes, asymmetrisches Gangbild zeigen, sowohl im Hinblick auf die Weg-Zeit-Parameter als auch die kinematischen und kinetischen Charakteristika. Dies soll mittels der 3-dimensionalen Ganganalyse untersucht werden. Die Ergebnisse könnten zu einem besseren biomechanischen Verständnis und einer Optimierung der Therapiekonzepte führen.

3 Patienten, Material und Methoden

3.1 Untersuchungskollektiv

3.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Prospektiv wurden 49 Patienten mit unilateralem Morbus Perthes im Zeitraum von Oktober 2001-2004 in die Studie aufgenommen. Eingeschlossen wurden Patienten mit einem einseitigen Morbus Perthes und einem Mindestalter von 5 Jahren.

Ausgeschlossen wurden alle Patienten mit beidseits betroffenen Hüftgelenken, sowie alle Kinder, die bereits operativ behandelt worden waren, oder an anderen Erkrankungen litten, die das Gehen beeinflussen. Das Durchschnittsalter der 11 weiblichen und 38 männlichen Patienten betrug 7,8 Jahre \pm 2,3 (Spannweite 5-17 Jahre).

Zum Vergleich wurde eine Kontrollgruppe von 30 gesunden Kindern (16 Mädchen und 14 Jungen) rekrutiert, die keine Erkrankungen aufwiesen, die das Gangbild beeinträchtigen und ein Mindestalter von 6 Jahren und maximal 10 Jahren besaßen. Das Durchschnittsalter betrug 8,1 Jahre \pm 1,2 Jahre.

3.2.1 Klinische Untersuchung

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

- Größe, Gewicht, Beinlänge
- Goniometrische Beweglichkeitsmessung im Hüftgelenk, (Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion, Innen- und Außenrotation in Hüftflexion nach der Neutral-Null-Methode), Prüfung der Hüftbeweglichkeit nach Tönnis (43)
- Schmerzempfinden nach der visuellen Analogskala (VAS)

Zur Beurteilung der Einschränkung der Beweglichkeit des Hüftgelenks definierte Tönnis (43) 5 unterschiedliche Schweregrade:

- Grad 0: keine Bewegungseinschränkung, Flexion $>120^\circ$, Abduktion/Adduktion und Innen-/Außenrotation 40° und mehr, Extension mindestens 0° .
- Grad 1: Flexion 110° , Extension 0° , Ab-/Adduktion und Innen-/ Außenrotation $20-30^\circ$.
- Grad 2: Flexion bis 100° , Extensionsdefizit $10-15^\circ$, Innenrotation $0 - 20^\circ$, Abduktion $0-10^\circ$.
- Grad 3: Flexion $< 100^\circ$, Außenrotationskontraktur $10-20^\circ$, Adduktions- oder Abduktionskontraktur $10-20^\circ$.
- Grad 4: Kontraktur ausgeprägter als Grad 3

In Zweifelsfällen wird das Ausmaß der Flexions-Extensions-Bewegung vorrangig bewertet.

3.2.2 Radiologische Untersuchung

Im Rahmen der klinischen Vorstellung der Perthes-Patienten wurden Röntgenaufnahmen des Beckens im Stand im ap-Strahlengang sowie eine Lauensteinaufnahme des betroffenen Hüftgelenks durchgeführt. Das Perthes-Stadium wurde nach den Kriterien von Waldenström klassifiziert. Zur Beurteilung des Hüftgelenks im Reparations- und Endstadium wurde der Index nach Heyman und Herndon 1950 (44) bestimmt.

Dieser Quotient setzt sich zusammen aus:

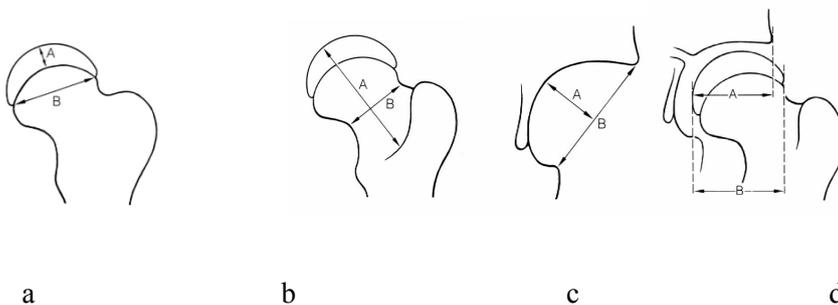
Epiphysenquotient (EQ): Epiphysenindex_kranke Seite dividiert durch Epiphysenindex_gesunde Seite. Der Epiphysenindex ist ein Maß für die Abflachung der Epiphyse und wird bestimmt: Epiphysenhöhe/Epiphysenbreite*100

Kopfhalsquotient (KHQ): ist definiert als Kopf-Hals-Index_ kranke Seite dividiert durch Kopf-Hals-Index_ gesunde Seite. Der Kopf-Hals-Index ist ein Maß für die Verplumpung des Schenkelhalses und wird bestimmt: Länge des Schenkelhalses/Schenkelhalsbreite*100

Die Schenkelhalslänge entspricht der Distanz zwischen dem Rand der Epiphyse und der Linea intertrochanterica, gemessen in der Längsachse der Schenkelhals. Die Schenkelhalsbreite wird an der schmalsten Stelle gemessen.

Pfannenquotient (PQ): ist definiert als Pfannenindex_ kranke Seite dividiert durch Pfannenindex_ gesunde Seite. Der Pfannenindex wird bestimmt: Pfannentiefe/Pfannenbreite*100

Pfannen-Kopf-Quotient (PKQ): ist definiert als Pfannen-Kopf-Index_ kranke Seite dividiert durch Pfannen-Kopf-Index_ gesunde Seite. Der Pfannen-Kopf-Index ist ein Maß für die Überdachung des Hüftkopfes und wird bestimmt: überdachter Kopfanteil/Epiphysenbreite*100.



Indices zur Bestimmung des Heyman-Herndon-Quotienten (Abb. 23)

- a Epiphysenindex: Epiphysenhöhe A / Epiphysenbreite B * 100
- b Kopf-Hals-Index: Schenkelhalslänge A / Schenkelhalsbreite B * 100
- c Pfannenindex: Pfannentiefe A / Pfannenbreite B * 100
- d Pfannen-Kopf-Index: überdachtem Kopfanteil A / Epiphysenbreite B * 100

Der Gesamtquotient lässt sich anhand folgender Formel berechnen.

Gesamtquotient: $\frac{EQ + KHQ + PQ + PKQ}{4}$

4

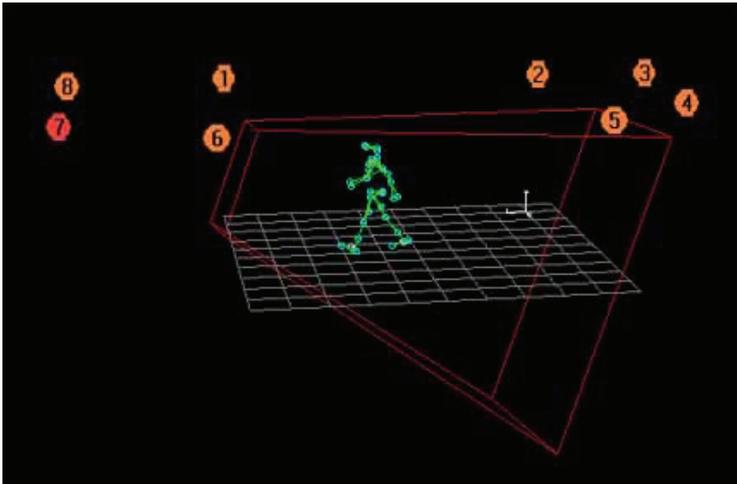
Das Ergebnis des Index nach Heyman und Herndon wird wie folgt beurteilt:

90-100 %	sehr gut
80-89 %	gut
70-79 %	befriedigend
60-69 %	schlecht
< 60 %	sehr schlecht

3.2.3 Instrumentelle Ganganalyse

Für die Untersuchung der Auswirkung des Morbus Perthes auf das Gangbild wurde eine instrumentelle Ganganalyse durchgeführt.

Die kinematische und kinetische Daten in allen 3 Ebenen des Raumes sowie die Weg-Zeit-Parameter wurden mit einem VICON 512 System mit acht 50 Hz Infrarot-Kameras und 2 AMTI-Kraftmessplatten erfasst.



Schematische Darstellung der Anordnung der Kameras im Ganglabor (Abb. 24)



Arbeitsplatz im Ganglabor (Abb. 25)



Infrarotkamera (Abb. 26)

Zur Erfassung der Daten wurden nach dem erweiterten Helen Hayes-Modell von Kadaba et al. (41) Marker mit einem Durchmesser von 25 mm an 22 definierten Lokalisationen angebracht.

Definierte Lokalisationen nach Kadaba et al. sind:

1 Marker über der Spina iliaca anterior superior beidseits

1 Marker auf einer Linie zwischen Trochanter major und Kniegelenksachse beidseits

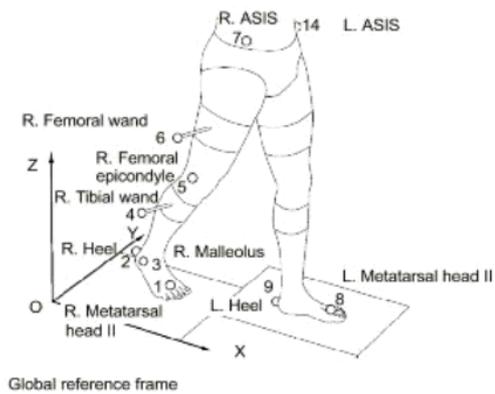
1 Marker am lateralen Femurkondylus in Höhe der Kniegelenksachse beidseits

1 Marker auf einer Linie zwischen Kniegelenksachse und lateralen Malleolus beidseits

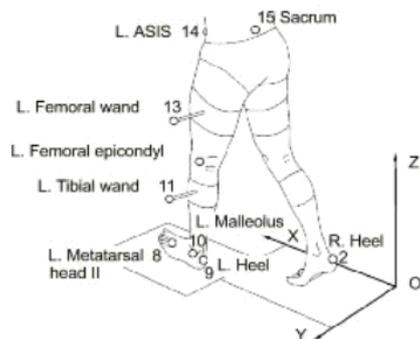
1 Marker über der Spitze des lateralen Malleolus beidseits

1 Marker am Tuber calcanei beidseits

1 Marker über den 2. Metatarsalköpfchen beidseits



Global reference frame



Helen Hayes-Marker-Platzierung (Abb. 27)

Für die Analyse des Gangbildes wurde zusätzlich ein von Richard Barker für Vicon konzipiertes, erweitertes Markerset zur Erfassung der Rumpfbewegung verwendet.

Hierfür wurden folgende Marker zusätzlich platziert:

1 Marker über dem Acromioclaviculargelenk beidseits

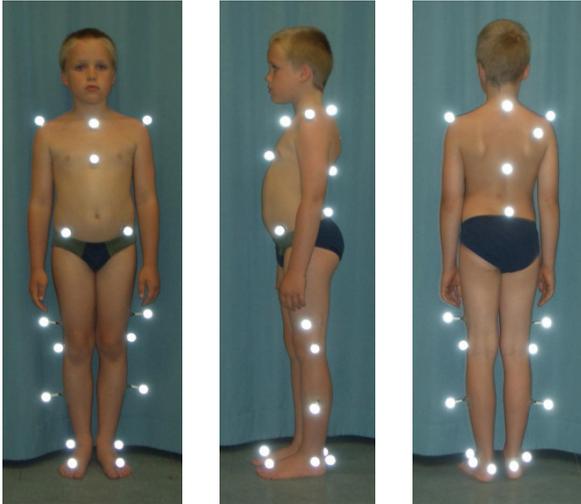
1 Marker über dem Processus spinosus C7

1 Marker über dem Processus spinosus Th 10

1 Marker über dem Sternoclaviculargelenk

1 Marker über dem rechten Schulterblatt

1 Marker über dem Processus xyphoideus des Sternum.



Proband nach Platzierung der Marker (Abb. 28)

Nach der Platzierung der Marker gingen die Kinder wiederholt barfuß mit einer selbstgewählten Ganggeschwindigkeit eine ca. 10 m lange Strecke auf und ab. Die Messungen erfolgten, sobald die Kinder ein freies, flüssiges Gangbild zeigten. Es wurden so viele Gangzyklen aufgezeichnet, bis die Kraftmessplatte von jedem Fuß mindestens fünf Mal exakt getroffen wurde. Die Kinder wurden nicht über das Vorhandensein der Kraftmessplatten informiert.

3.2.4 Datenanalyse

Für die Datenauswertung wurde entsprechend dem internationalen Standard ein Gangzyklus auf 100% normalisiert. Sämtliche gewonnenen Kurven wurden durch 51 Datenpunkte charakterisiert – entsprechend jeweils 2% des Gangzyklus. Die Werte der einzelnen Datenpunkte von 5 auswertbaren Gangzyklen wurden gemittelt. Die gemittelten Daten wurden für die weitere Auswertung in das Computerprogramm Excel exportiert. Rechte und linke Gangzyklen wurden für das Patientenkollektiv

separat ausgewertet, für das Normalkollektiv erfolgte die Datenanalyse seitenunabhängig, es wurden pro Proband 5 auswertbare Gangzyklen gemittelt.

Die kinematischen und kinetischen Daten wurden in allen 3 Raumebenen (Sagittal-, Frontal- und Transversalebene) ausgewertet. Es erfolgten jeweils ein Vergleich der Daten der „erkrankten Seite“ mit denen der „gesunden Seite“ und der Vergleich „erkrankte Seite“ mit dem „Normalkollektiv“.

Die Angabe der kinematischen Daten erfolgte in Winkelgraden.

In Anlehnung an Hof (45) wurden die Drehmomente und die Leistung auf das Körpergewicht (Nm/kg bzw. Watt/kg), die Schrittlänge und Ganggeschwindigkeit auf die Körpergröße normalisiert.

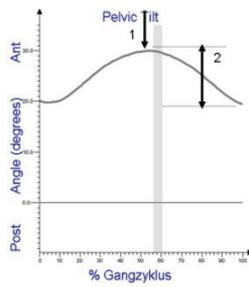
Für die Analyse der Leistungsdaten wurden sowohl die positive wie auch die negative Fläche unter der Kurve ermittelt. Die Fläche entspricht der Arbeit, die an dem genannten Gelenk geleistet wird. Die Berechnung erfolgte nach der Trapezformel:

Fläche = ((Summe innen) + Summe außen/2) * Abstand zwischen 2 Zeitpunkten

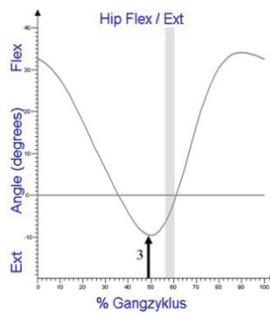
Die Hüftflexor-Funktion in der Sagittalebene wurde anhand eines modifizierten „Hip flexor index“ (HFI) nach Schwartz et al. (46) beurteilt. Dieser Index wurde mittels einer Hauptkomponentenanalyse mathematisch-statistisch entwickelt. In den HFI gehen 4 Variablen zur Beschreibung der Funktion der Hüfte in der Sagittalebene ein (Abb. 29-31):

Maximale Anteversion („maximum pelvic tilt“), Bewegungsausmaß Becken in der Sagittalebene („pelvic tilt range“), maximale Hüftextension in der Standphase („maximum hip extension in stance“), maximale Hüft-Flexor-Power in der späten

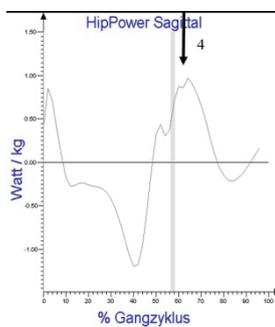
Standphase („Late stance power burst H3“). Eine 5. Variable „Zeitpunkt, an dem Hüftextensionsmoment in Hüftflexionsmoment übergeht“ erwies sich als irrelevant.



1: Maximum pelvic tilt, 2: pelvic tilt range (Abb. 29)



3: Maximum hip extension (Abb. 30)



4: late stance power burst H3 (Abb. 31)

Der HFI nach Schwartz berechnet sich nach der folgenden Formel:

$$\mathbf{HFI-Schwartz} = 0,61 * Z_{\text{subj MPT}} + 0,42 * Z_{\text{subj PTR}} + 0,59 * Z_{\text{subj HEST}} - 0,32 * Z_{\text{subj H3}}$$

Z_{subj MPT}: normalisierter Wert „maximum pelvic tilt“ für die Testperson

Z_{subj PTR}: normalisierter Wert „pelvic tilt range“ für die Testperson

Z_{subj HEST}: normalisierter Wert „maximum hip extension“ für die Testperson

Z_{subj H3}: normalisierter Wert „late stance power burst H3“ für die Testperson

Als durchschnittlicher HFI für das Normalkollektiv wird „null“ erwartet. Mit den Daten des Düsseldorfer Normalkollektivs wurde ebenfalls in Anlehnung an Schwartz et al. eine Hauptkomponentenanalyse durchgeführt und ein HFI-Düsseldorf errechnet. Die Berechnung erfolgte mit dem Computerprogramm SAS und ergab folgende Formel:

$$\mathbf{HFI-D'dorf} = 0,50 * Z_{\text{subj MPT}} + 0,48 * Z_{\text{subj PTR}} + 0,54 * Z_{\text{subj HEST}} - 0,45 * Z_{\text{subj H3}}$$

Zur Beurteilung der Hüftfunktion in der Sagittalebene wurden der HFI der Perthes-Kinder nach beiden Formeln berechnet.

Für die Beurteilung von Be- bzw. Entlastungsmechanismen des Hüftgelenks wurde in der Frontalebene die Bewegung des

- Rumpfes in Relation zum Raum
- Rumpfes in Relation zum Becken
- Beckens und

- Hüftgelenks

während der Einbeinstandphase bestimmt. Dazu wurde zunächst für jede Testperson die jeweilige Einbeinstandphase ermittelt und anschließend der Mittelwert aus den einzelnen Datenpunkten in diesem Zeitraum errechnet. Als Maß für die Be- bzw. Entlastung des Hüftgelenks wurde das interne Abduktionsmoment während der Einbeinstandphase bestimmt.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Wilcoxon-Test mit Hilfe des Computerprogramms SPSS 11. Ein p-Wert $<0,05$ wurde als signifikant angesehen.

Die Eltern haben die Zustimmung für die Untersuchung und die wissenschaftliche Verwendung der Daten erteilt. Die Studie wurde durch die Ethikkommission genehmigt.

4. Ergebnisse

Für die Auswertung wurde das Patientenkollektiv anhand der Waldenström-Stadien in 2 Gruppen aufgeteilt:

Gruppe 1: Floride Stadien (Kondensation- und Fragmentationsstadium); diese Gruppe umfaßt 36 Kinder (7 Mädchen, 29 Jungen). Das Durchschnittsalter betrug 7,0 +/- 1,5 Jahre, Spannweite 5-10 Jahre.

Gruppe 2: Spätstadium (Reparations- und Endstadium); diese Gruppe umfasst 13 Patienten (4 Mädchen, 9 Jungen). Das Durchschnittsalter betrug 9,5 +/- 3,5 Jahre, Spannweite 6-17 Jahre.

4.1 Klinische Ergebnisse

Das **subjektive Schmerzempfinden** der erkrankten Kinder wurde anhand der visuellen Analogskala (VAS) erfasst. Dabei zeigte sich, dass die Patienten in einem früheren Stadium des M. Perthes subjektiv mehr Schmerzen empfanden als die Kinder im Reparations- und Endstadium:

In der Gruppe 1 gaben die Kinder anhand der visuellen Analogskala einen durchschnittlichen Wert von 3,97 +/- 1,18 (Spannweite 2-6,5), während der durchschnittliche Wert in der Gruppe 2 0,7 +/- 1,6 (Spannweite 0-6) betrug.

Beinlängendifferenzen bis 1 cm liegen bei der klinischen Bestimmung im Meßfehlerbereich und können als physiologisch gewertet werden.

In der Kontrollgruppe fand sich bei keinem Kind ein Beinlängenunterschied von mehr als 1 cm. In der Gruppe 1, dem floriden Stadium, wurde ebenfalls bei keinem Kind eine signifikante Beinlängendifferenz von mehr 1cm gemessen. In der Gruppe 2, dem

Spätstadium, fand sich lediglich ein Kind mit einer Beinlängendifferenz von über 1 cm (4 cm Verkürzung auf der betroffenen Seite), die übrigen Kinder zeigten keine pathologische Differenz.

Im Rahmen der klinischen Untersuchung wurde die **Beweglichkeit der Hüftgelenke nach der Neutral-Null-Methode** bestimmt und anhand der Klassifikation von Tönnis (43) bewertet (s.S. 34). Tab. 1 zeigt das Ergebnis in Abhängigkeit vom radiologischen Stadium.

Es zeigte sich, dass die Beweglichkeit des erkrankten Hüftgelenks in den floriden Stadien der Erkrankung (Gruppe 1) bei der überwiegenden Mehrzahl der Patienten (86,1%) herabgesetzt war, vor allem bedingt durch eine eingeschränkte Innenrotation, ein Streckdefizit und eine reduzierte Abduktion. Lediglich 5 von 36 der Kindern aus Gruppe 1 (13,9%) besaßen eine freie Hüftbeweglichkeit, die übrigen 31 wurden nach Tönnis Grad 1 oder Grad 2 zugeordnet.

Die Kinder im Spätstadium (Gruppe 2) wiesen mehrheitlich (69,2%) keine Bewegungseinschränkung auf. Jedoch konnten 4 von 13 Kindern (30,7%) dem Grad 1 und 2 nach Tönnis zugeordnet werden und verfügten damit über eine leicht herabgesetzte Hüftbeweglichkeit.

Die Kinder des Normalkollektivs besaßen alle eine physiologische Hüftbeweglichkeit, sie wiesen keine Bewegungseinschränkung auf und wurden nach Tönnis als Grad 0 klassifiziert.

Tab. 1: Beweglichkeit des Hüftgelenks klassifiziert nach Tönnis

Hüftbeweglichkeit	Grad 0	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4
Gruppe 1 n=36 (florides Stadium)	5 (13,9%)	21 (58,3%)	10 (27,8%)	0	0
Gruppe 2 n=13 (Spätstadium)	9 (69,2%)	3 (23,1%)	1 (7,7%)	0	0
Normalkollektiv n=30	30 (100%)	0	0	0	0

Klassifikation nach Tönnis:

Grad 0: Flexion $\geq 120^\circ$, Extension $\geq 0^\circ$, Ab-/Adduktion $\geq 40^\circ$, Innen-/Außen-Rotation $\geq 40^\circ$

Grad 1: Flexion 110° , Extension 0° , Ab-/Adduktion $20-30^\circ$, Innen-/Außen-Rotation $20-30^\circ$

Grad 2: Flexion bis 100° , Extensionsdefizit, $10 - 15^\circ$, Abduktion $0-10^\circ$, Innenrotation $0-20^\circ$

Grad 3: Flexion $< 100^\circ$, Adduktions- oder Abduktionskontraktur $10 - 20^\circ$, Außenrotationskontraktur $10 - 20^\circ$

Grad 4: Kontraktur ausgeprägter als Grad 3

4.2 Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse

Ausgewertet wurden die Weg-Zeit-Parameter, sowie die bewegungsanalytischen Daten in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene.

4.2.1 Der physiologische Gang im Grundschulalter

Für die **Weg-Zeit-Parameter** konnten bei 30 Kindern im Grundschulalter folgende Normalwerte ermittelt werden. (Tab. 2)

Tab. 2: Weg-Zeit-Parameter des Normalkollektivs

Parameter	Mittelwert	Standardabweichung
Geschwindigkeit (m/s)	0,9	0,1
Relative Schrittlänge (Schrittlänge/Körpergröße)	0,4	0,04
Relative Doppelschrittlänge (Doppelschrittlänge/Körpergröße)	0,8	0,1
Standphase (% Gangzyklus)	58,3	1,2
Einbeinstandphase (% Gangzyklus)	41,5	1,5
Doppelunterstützungsphase (% Gangzyklus)	8,6	1,4

Kinematische Meßparameter des Normalkollektivs:

Die folgenden Graphen zeigen die Bewegungskurven des Rumpfes, des Beckens, der Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenke in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene normalisiert auf einen Gangzyklus (Abb. 4 .1). Die Graphen stellen die gemittelte Kurve aller 30 gesunden Kinder dar. Die grau schraffierte Verbreiterung der Kurve beschreibt die einfache Standardabweichung. Der erste kurze vertikale Balken markiert das Ende der ersten Doppelunterstützungsphase (Abheben des kontralateralen Fußes), der zweite Balken kennzeichnet das Ende der Einbeinstandphase (initialer Bodenkontakt des kontralateralen Beins). Die

durchgezogene Vertikale zeigt das Ende der Standphase bzw. den Beginn der Schwungphase.

Man erkennt, dass während des Gehens die Bewegungsauslässe am Rumpf und am Becken in allen 3 Raumebenen gering sind und 15° nicht überschreiten. Die größten Bewegungsauslässe zeigen sich am Hüft- und Kniegelenk in der Sagittalebene.

Zu Beginn der Standphase steht das Hüftgelenk in Flexionsstellung ($32,7 \pm 6,8^\circ$).

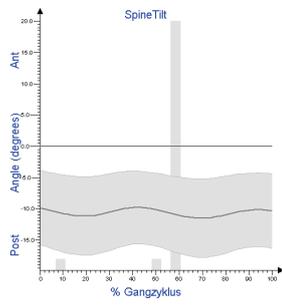
Mit zunehmender Verlagerung des Körperschwerpunkts nach vorne kommt es zu einer zunehmenden Extensionsbewegung des Hüftgelenks. Zum Ende der Standphase wird die maximale Hüftextension mit $9,7 \pm 5,7^\circ$ erreicht. In der Schwungphase kommt es zu einer erneuten Flexion im Hüftgelenk. In dieser Phase wird auch die maximale Knieflexion ($59,1 \pm 6,4^\circ$) beobachtet.

Am oberen Sprunggelenk zeigt sich während der Standphase eine zunehmende Dorsalextension, die zum Ende der Standphase das Maximum mit $15,6 \pm 4,2^\circ$ erreicht. Die anschließende rasche Plantarflexionsbewegung erreicht in der initialen Schwungphase innerhalb kurzer Zeit ihr Maximum, um dann wieder in eine Dorsalextensionsbewegung zum Erreichen einer ausreichenden Bodenfreiheit überzugehen.

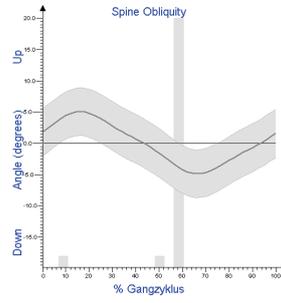
Abb. 4.1 Kinematik des physiologischen Gangs im Kindesalter

Siehe nächste Seite

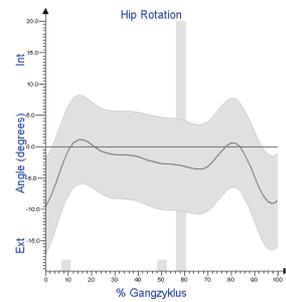
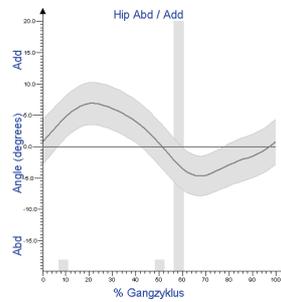
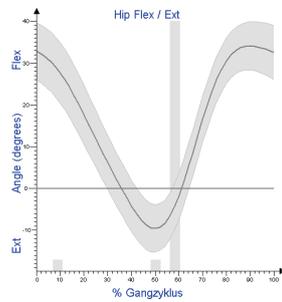
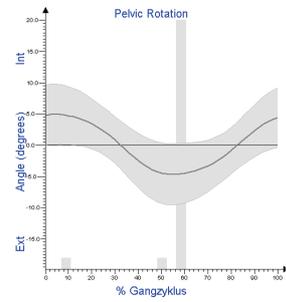
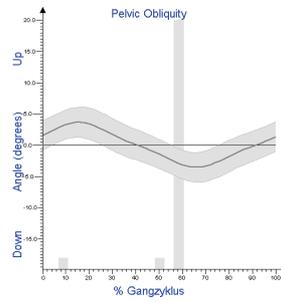
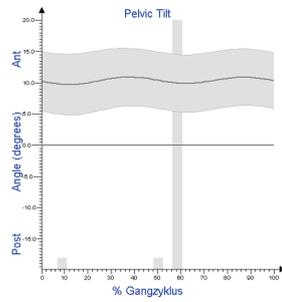
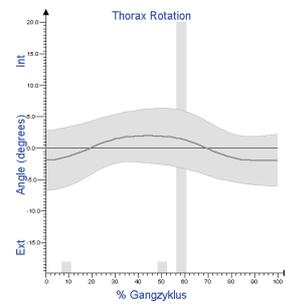
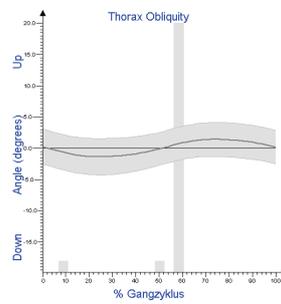
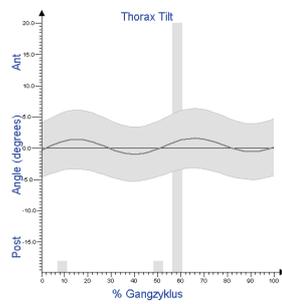
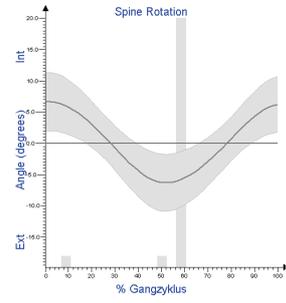
Sagittalebene



Frontalebene



Transversalebene



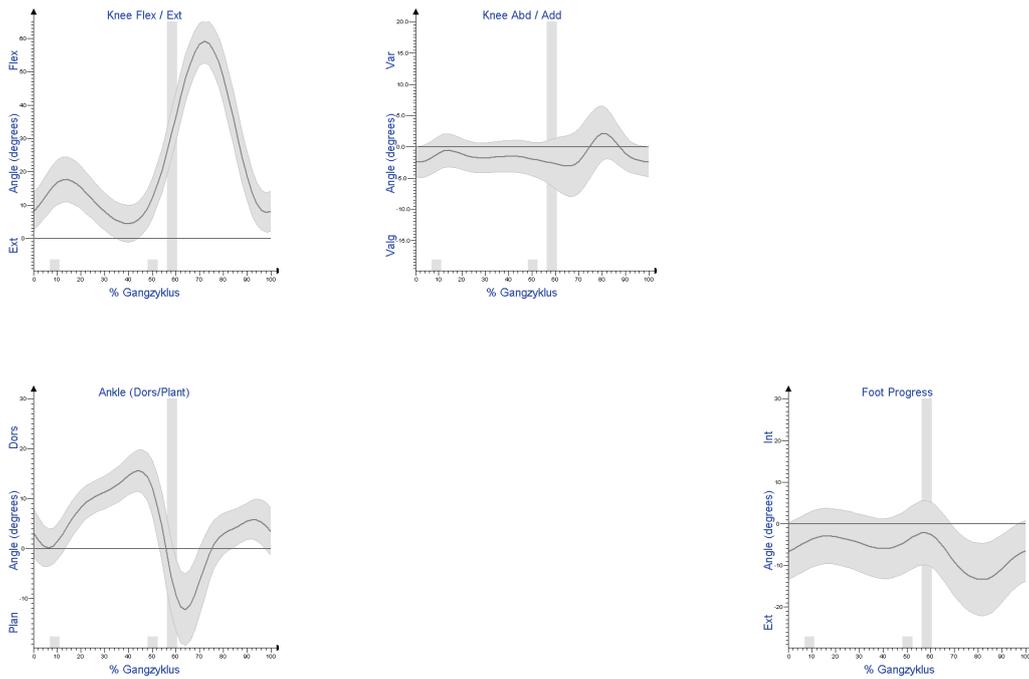


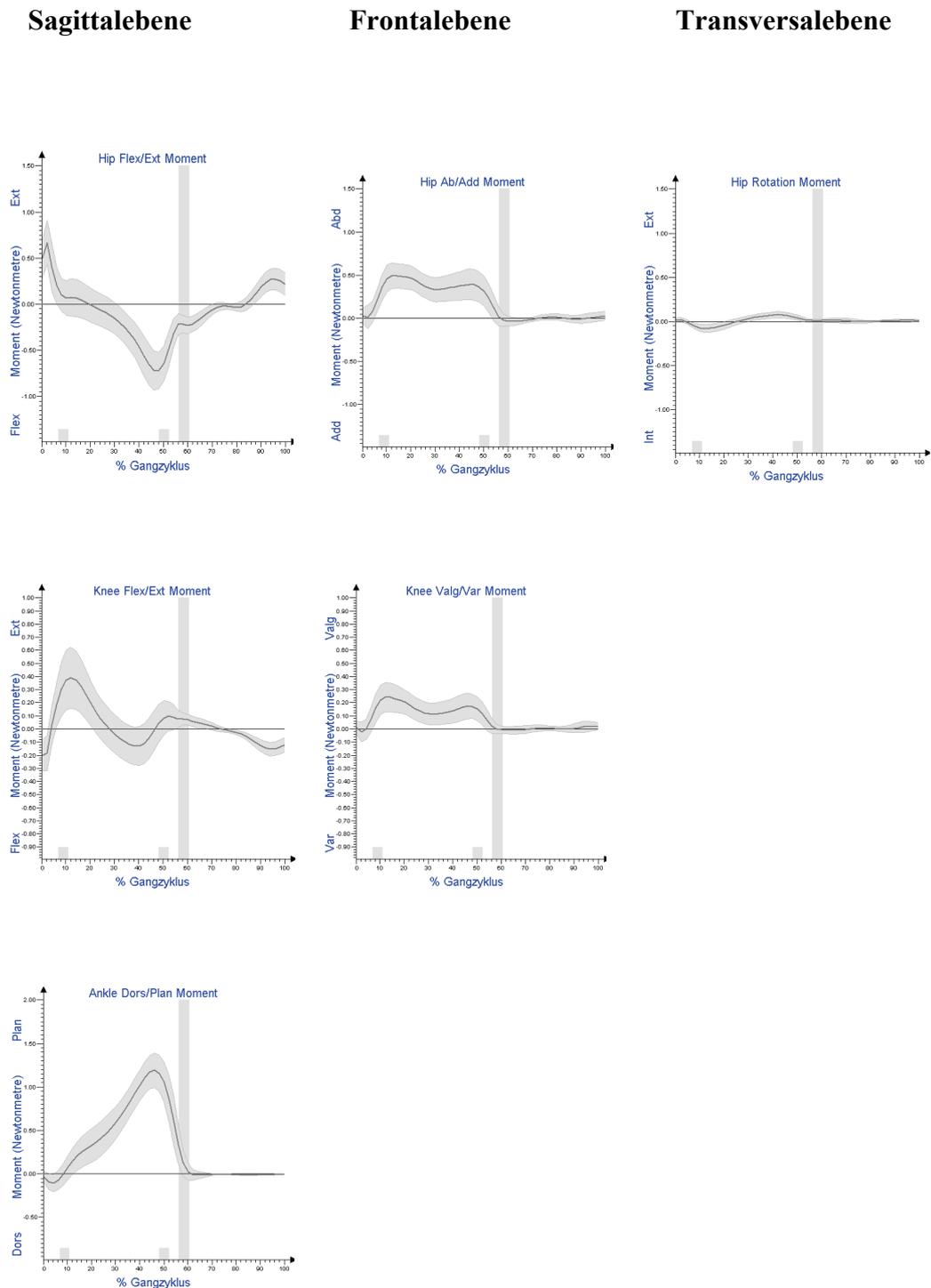
Abbildung 4.2 zeigt die internen Drehmomente in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene, die während des Gangzyklus an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk auftreten. Zur Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Personen wurden die Werte auf das Körpergewicht normalisiert.

Der Bodenreaktionsvektor verläuft beim initialen Bodenkontakt vor dem Hüftgelenkszentrum, es besteht ein internes Extensionsmoment am Hüftgelenk. Mit zunehmender Vorwärtsbewegung des Körperschwerpunktes und Extension der Hüfte geht das Extensionsmoment in ein Flexionsmoment über, welches zum Ende der terminalen Standphase sein Maximum erreicht (0,72 +/- 0,21 Nm/kg). In der Frontalebene verläuft der Bodenreaktionsvektor in der Einbeinstandphase medial des Hüftgelenkszentrums, es besteht ein internes Abduktionsmoment, das einem Absinken des Beckens zur Schwungbeinseite entgegenwirkt.

Am Kniegelenk kommt es beim initialen Bodenkontakt zu einem kurzen Flexionsmoment. Ab der Gewichtsübernahme stellt sich mit der geringen Knieflexionsbewegung ein kurzzeitiges Extensionsmoment ein. Am Ende der Standphase geht das Extensionsmoment in ein geringes Flexionsmoment über (Maximum $0,13 \pm 0,15$ Nm/kg). In der Frontalebene besteht während der Einbeinstandphase ein Valgusmoment.

Am Sprunggelenk findet sich während der Stoßdämpfungsphase ein kurzzeitiges Dorsalextensionsmoment, das in ein kontinuierlich wachsendes Plantarflexionsmoment übergeht. Das Maximum mit $1,19 \pm 0,20$ Nm/kg ist das größte Moment, das an den Gelenken der unteren Extremität während des Gehens auftritt.

Abb 4.2: Drehmomente des physiologischen Gangs im Kindesalter



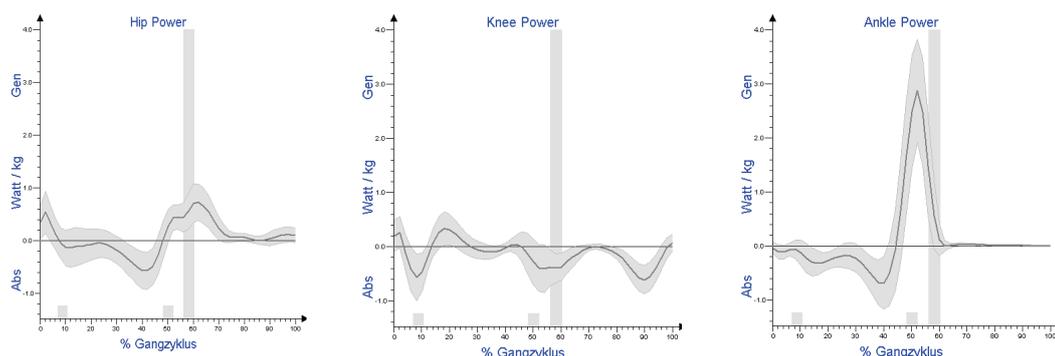
Die Leistung, die am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während eines Gangzyklus erbracht wird, zeigt Abb. 4.3. Positive Werte bedeuten, dass Leistung durch konzentrische Muskelkontraktion generiert wird. Negative

Werte entsprechen exzentrischen Muskelaktionen, die als „shock absorber“ und damit als „Bremsen“ wirken. Da der größte Teil der Vorwärtsbewegung in der Sagittalebene erbracht wird, sind die Leistungen in der Frontal- und Transversalebene zu vernachlässigen und die Gelenkleistung wird daher als Summe aus allen 3 Raumebenen dargestellt. Auch hier wurden zur Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Personen die Werte bzgl. des Körpergewichts normalisiert.

Die Abb. 4.3 zeigt, dass positive Leistungswerte mit konzentrischer Muskelkontraktion am Hüftgelenk während der Stoßdämpfungsphase sowie in der Vorschwung- und initialen Schwungphase erbracht werden. Am Kniegelenk ist die Leistungsgenerierung während des Gangzyklus gering.

Die maximale Leistungsgenerierung erfolgt am oberen Sprunggelenk in der Endphase der terminalen Standphase sowie in der Vorschwungphase.

Abb 4.3: Leistung des physiologischen Gangs im Kindesalter:



Zusätzlich wurde für die Analyse der Leistungsdaten in der Sagittalebene an den Hüft-, Knie- und Sprunggelenken die positive und negative Fläche unter der Kurve nach der Trapezformel berechnet. Demnach wird der größte Anteil

an positiver Arbeit, entsprechend einer Leistungsgenerierung, am oberen Sprunggelenk mit 57,2 % erbracht und damit der wesentliche Impuls für die Vorwärtsbewegung am Sprunggelenk generiert. Die negative Leistung und damit die Brems-Leistung verteilen sich an allen Gelenken annähernd gleich (Tab. 3).

Tab. 3: Netto-Arbeit in der Sagittalebene des physiologischen Gangs im Kindesalter

	Hüfte	Knie	Oberes Sprunggelenk	Gesamt
Positive Arbeit in J/kg	14,8 (7)	6,1 (7)	27,9 (5,5)	48,8
% Anteil	30,3 %	12,5 %	57,2 %	100 %
Negative Arbeit in J/kg	14,5 (6,6)	17,6 (6,3)	12,6 (3)	44,7
% Anteil	32,4 %	39,4 %	28,2 %	100 %

Die Arbeit/Leistung wurde nach der Trapezformel als Fläche unter der Kurve berechnet. Angegeben ist der Mittelwert in Joule pro Kilogramm (einfache Standardabweichung).

4.2.2 Der Gang beim Morbus Perthes

Die Kinder der Gruppe 1 (florides Stadium) wiesen ausgeprägte Gangbildveränderungen im Vergleich zum Normalkollektiv auf. Die Kinder der Gruppe 2 (Spätstadium) zeigten ein größtenteils dem Normalkollektiv entsprechendes Bewegungsmuster.

4.2.2.1 Analyse der Weg-Zeit-Parameter:

Die Kinder im floriden Stadium der Perthes-Erkrankung (Gruppe 1) zeigten im Vergleich zum Normalkollektiv signifikante Veränderungen (Tab. 4): Die Standphase ist auf der gesunden Seite (60,2 +/- 3,01%) im Vergleich zum

Normalkollektiv (58,3 +/- 1,23%) verlängert, während die Einbeinstandphase der erkrankten Seite (40,0 +/- 2,8%) im Vergleich zum Normalkollektiv (41,5 +/- 1,46%) verkürzt ist. Die Stoßdämpfungsphase ist auf der erkrankten Seite (9,4 +/- 1,77%) im Vergleich zu dem Normalkollektiv (8,6 +/- 1,39%) verlängert.

Die relative Schrittlänge und die relative Ganggeschwindigkeit waren im Vergleich zum Normalkollektiv (0,88 +/- 0,13 m/s) in der Gruppe 1 (0,85 +/- 0,13 m/s) nicht signifikant verändert.

Tab. 4: Weg-Zeit-Parameter der Gruppe 1 (florides Stadium)

	Kranke Seite n = 36	Gesunde Seite n = 36	Normalkollektiv n = 30	P1	P2
Standphase in % Gangzyklus	58,4 (2,09)	60,2 (3,01)	58,3 (1,23)	0,845	0,002
Einbeinstandphase in % Gangzyklus	40,0 (2,8)	41,5 (2,89)	41,5 (1,46)	0,005	0,558
Stoßdämpfungsphase in % Gangzyklus	9,4 (1,77)	9,5 (2,54)	8,6 (1,39)	0,042	0,106
Relative Schrittlänge (Schrittlänge/Körpergröße)	0,38 (0,04)	0,37 (0,05)	0,4 (0,04)	0,16	0,084

P1: P-Wert für den Test Perthes kranke Seite im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes gesunde Seite im Vergleich zum Normalkollektiv

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Klammer

In der Gruppe 2 (Reparation-Endstadium, n=13) konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Weg-Zeit-Parameter festgestellt werden.

4.2.2.2 Analyse der Kinematik-Parameter

Die Analyse der Kinematik-Daten zeigte die auffälligsten Veränderungen auf Becken- und Hüftgelenksniveau und dort vor allem in der Sagittalebene.

Diese Abweichungen zum Normalkollektiv waren in der Gruppe 1 (florides Stadium) größer als in der Gruppe 2 (Spätstadium) (Tab. 5).

In der Gruppe 1 fiel am *Becken* in der Sagittalebene eine signifikant vermehrte Anteversion von 8° im Vergleich zum Normalkollektiv auf ($p < 0,001$). Das Bewegungsausmaß des Beckens war um 4° größer im Vergleich zum Normalkollektiv ($p < 0,001$). In der Gruppe 2 zeigte sich im Vergleich zum Normalkollektiv eine vermehrte Anteversion von 4° ($p = 0,028$).

In der Frontalebene fanden sich keine statistisch signifikanten Veränderungen.

In der Transversalebene zeigten die Kinder der Gruppe 1 eine vermehrte Rotation des Beckens sowohl nach vorne als auch nach hinten (Retraktion) und damit auch ein um 5° vermehrtes Bewegungsausmaß im Vergleich zum Normalkollektiv ($p = 0,002$).

Tab. 5: Kinematik Becken

	Gruppe 1 n = 36	Gruppe 2 n = 13	Normal- kollektiv n = 30	P1	P2
<i>Sagittalebene</i>					
Maximale Anteversion	19 (5)	17 (5)	11 (4)	<0,001	0,028
Minimale Anteversion	13 (4)	13 (6)	9 (4)	0,003	0,051
Bewegungsausmaß	6 (3)	3 (2)	2 (1)	<0,001	0,441
<i>Frontalebene</i>					
Maximal „hoch“	3 (3)	4 (2)	4 (1)	0,453	0,374
Maximal „tief“	-3 (3)	-3 (3)	-4 (1)	0,658	0,515
Bewegungsausmaß	7 (3)	7 (2)	8 (2)	0,289	0,678
<i>Transversalebene</i>					
Maximal „vor“	9 (6)	6 (4)	6 (3)	0,012	0,767
Maximal „zurück“	-8 (6)	-6 (4)	-5 (3)	0,035	0,953
Bewegungsausmaß	6 (6)	11 (6)	11 (6)	0,002	0,678

P1: P-Wert für den Test Perthes-Kinder der Gruppe 1 im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes-Kinder der Gruppe 2 im Vergleich zum Normalkollektiv

Angegeben ist der Mittelwert (einfache Standardabweichung) in Winkelgraden, in der Frontalebene Maximal „hoch“ und Maximal „tief“ bezieht sich jeweils auf die erkrankte Seite; in der Transversalebene bezieht sich Maximal „vor“ und Maximal „zurück“ ebenfalls auf die erkrankte Seite.

Am *Hüftgelenk* zeigten sich die deutlichsten Veränderungen in der Gruppe 1, (floriden Stadium). Signifikante Veränderungen fanden sich sowohl auf der erkrankten als auch auf der gesunden Seite (Tab. 6).

In der Sagittalebene war der Bewegungsumfang des Hüftgelenks der Gruppe 1 auf der erkrankten Seite um 10° im Vergleich zum Normalkollektiv vermindert, bei reduzierter maximaler Extension (entspricht der minimalen Flexion) und physiologischer maximaler Flexion. Auf der gesunden Seite war das Bewegungsausmaß um 5° vermehrt, bei erhöhter maximaler Flexion und physiologischer maximaler Extension.

In der Frontalebene war die maximale Hüftadduktion sowohl auf der erkrankten, als auch auf der gesunden Seite um 4° bzw. 3° im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant reduziert, bei physiologischer Hüftabduktion.

In der Transversalebene war die maximale Außenrotation auf der erkrankten und gesunden Seite um 7° bzw. 5° erhöht.

In der Gruppe 2 fanden sich keine signifikanten Veränderungen der Kinematik am Hüftgelenk.

Tab. 6: Kinematik Hüftgelenk der Gruppe 1

	Kranke Seite n = 36	Gesunde Seite n = 36	Normal-kollektiv n = 30	P1	P2
<i>Sagittalebene</i>					
Maximale Flexion	33 (6)	40 (6)	35 (6)	0,586	0,003
Minimale Flexion	0 (8)	-9 (6)	-10 (5)	<0,001	0,586
Bewegungsausmaß	34 (9)	49 (7)	44 (4)	<0,001	<0,001
<i>Frontalebene</i>					
Maximale Adduktion	3 (5)	4 (4)	7 (2)	0,001	0,007
Maximale Abduktion	5 (5)	5 (5)	5 (2)	0,349	0,478
Bewegungsausmaß	9 (3)	10 (3)	12 (3)	0,002	0,049
<i>Transversalebene</i>					
Maximale Innenrotation	0,4 (12)	-0,34 (10)	3 (5)	0,057	0,072
Maximale Außenrotation	17 (12)	15 (10)	10 (6)	0,003	0,024
Bewegungsausmaß	17 (4)	16 (4)	14 (4)	0,019	0,06

P1: P-Wert für den Test Perthes_kranke Seite im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes_gesunde Seite im Vergleich zum Normalkollektiv.

Angegeben ist der Mittelwert (einfache Standardabweichung) in Winkelgraden sowohl für die kranke Seite der Gruppe 1 als auch die gesunde Seite der Gruppe 1.

Am *Kniegelenk* fanden sich lediglich in Gruppe 1 Veränderungen (Tab. 7): auf der erkrankten Seite zeigte sich ein im Vergleich zum Normalkollektiv um 5° signifikant (p=0,001) vermindertes Bewegungsausmaß in der Sagittalebene

und eine verminderte Flexion in der Schwungphase von 6° (p = 0,007). Auf der gesunden Seite war die minimale Flexion um 3° vermindert (p = 0,043).

Tab. 7: Kinematik des Kniegelenks in der Gruppe 1

Sagittalebene	Kranke Seite n = 36	Gesunde Seite n = 36	Normalkollektiv n = 30	P1	P2
Maximale Flexion in der Standphase	15 (9)	19 (6)	18 (6)	0,360	0,393
Maximale Flexion in der Schwungphase	33 (9)	57 (7)	59 (5)	0,007	0,417
Minimum Flexion	3 (6)	1 (6)	4 (4)	0,504	0,043
Bewegungsausmaß	51 (7)	57 (5)	56 (5)	0,001	0,329

P1: P-Wert für den Test Perthes_kranke Seite im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes_gesunde Seite im Vergleich zum Normalkollektiv.

Angegeben ist der Mittelwert (einfache Standardabweichung) in Winkelgraden sowohl für die kranke Seite der Gruppe 1 als auch die gesunde Seite der Gruppe 1.

Die Gruppe 2 zeigte im Vergleich zum Normalkollektiv keine Veränderungen der Beweglichkeit des Kniegelenks.

Am oberen Sprunggelenk fanden sich in beiden Gruppen im Vergleich zum Normalkollektiv keine signifikanten Veränderungen in der sagittalen Ebene.

Der Fußöffnungswinkel (Winkel zwischen Fußlängsachse und

Fortbewegungsrichtung) beim initialen Bodenkontakt war in beiden Gruppen ebenfalls nicht signifikant verändert.

4.2.2.3 Analyse der Kinetik

Die Berechnung der **Fläche unter der Leistungskurve** an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk dient der Beurteilung der Nettorate von Leistungsgenerierung (positive Fläche) und Leistungsabsorption (negative Fläche) und ist ein Parameter zur Beurteilung, welche Arbeit netto geleistet wird. Sie lässt Rückschlüsse auf die Netto-Aktivität der das Gelenk umgebenden Muskulatur zu. Die Leistungsgenerierung wird mit konzentrischer Muskelarbeit assoziiert und die Leistungsabsorption mit exzentrischer Muskelarbeit.

In der Gruppe 1 wurde insgesamt auf der erkrankten Seite deutlich weniger positive Arbeit (35,9 J/kg) im Vergleich zur gesunden Seite (54 J/kg) und im Vergleich zum Normalkollektiv (48,9 J/kg) generiert (Tab. 8). Ursächlich hierfür war die reduzierte Arbeitsleistung am Hüftgelenk, die mit 6,41 J/kg im Vergleich zur gesunden Seite mit 19,87 J/kg und zum Normalkollektiv mit 14,87 J/kg deutlich reduziert war. Am Knie- und Sprunggelenk wurde auf der erkrankten Seite eine physiologische Arbeitsleistung erbracht, es kam also zu keiner Kompensation der geringeren Arbeitsleistung am Hüftgelenk durch eine erhöhte Arbeitsleistung an den weiter distal gelegenen Gelenken. An der gesamten Arbeitsleistung nahm allerdings der relative Anteil am Sprunggelenk auf der erkrankten Seite (67%) im Vergleich zur gesunden Seite (48%) und zum Normalkollektiv (57%) zu.

Desweiteren zeigte sich, dass auf der gesunden Seite die Arbeitsleistung am Hüftgelenk (19,87 J/kg) sowohl im Vergleich zur erkrankten Seite (6,41 J/kg) als auch zum Normalkollektiv (14,87 J/kg) erhöht war.

Tab. 8: Positive Arbeit in der Sagittalebene in der Gruppe 1

	Kranke Seite	Gesunde Seite	Normalkollektiv	P1	P2
Hüfte	6,41 (3,66) 17,9%	19,87 (8,77) 36,8%	14,87 (7,0) 30,5%	<0,001	<0,001
Knie	5,42 (4,88) 15,1%	8,22 (5,74) 15,2%	6,1 (7,1) 12,5%	0,636	0,004
OSG	24,05 (9,25) 67%	26,90 (8,71) 48%	27,9 (5,5) 57%	0,052	0,019
Summe	35,9 100%	54 100%	48,9 100%	—	—

P1: P-Wert für den Test Perthes_kranke Seite im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes_kranke Seite im Vergleich zu Perthes_gesunde Seite

Die positive Arbeit wurde nach der Trapezformel als Fläche unter der Kurve berechnet.

Angegeben sind der Mittelwert (einfache Standardabweichung) in J/kg, sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit von der erkrankten Seite sowie von der gesunden Seite.

Der Vergleich der gesunden Seite mit dem Normalkollektiv ergab für die positive Arbeit keine signifikanten Veränderungen.

Die negative Arbeitsleistung war in der Gruppe 1 auf der erkrankten Seite (36,1 J/kg) im Vergleich zu der gesunden Seite (47,7 J/kg) und im Vergleich zum Normalkollektiv (44,7 J/kg) geringer (Tab. 9). Diese reduzierte geleistete negative Arbeit begründet sich in einer geringeren Arbeitsleistung an Hüft- und Kniegelenk.

Auf der gesunden Seite zeigte sich eine erhöhte exzentrische Arbeitsleistung an Hüft- und Kniegelenk – im Vergleich mit der erkrankten Seite. Im

Vergleich zum Normalkollektiv ist die negative Arbeit der gesunden Seite am Hüft- und Kniegelenk tendenziell erhöht, jedoch nicht signifikant verändert.

Tab. 9: Negative Arbeit in der Sagittalebene in der Gruppe 1

	Kranke Seite	Gesunde Seite	Normal-kollektiv	P1	P2
Hüfte	10,11 (5,84) 28%	17,86 (9,79) 37,5%	14,5 (6,6) 32,4%	0,030	<0,001
Knie	12,54 (6,99) 34,7%	18,11 (10,36) 38%	17,6 (6,3) 39,4%	0,014	<0,001
OSG	13,66 (5,15) 37,8%	11,69 (4,15) 24,5%	12,6 (3,0) 28,2%	0,558	0,023
Summe	36,1 100%	47,7 100%	44,7 100%	—	—

P1: P-Wert für den Test Perthes_kranke Seite im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes_kranke Seite im Vergleich zu Perthes_gesunde Seite

Die negative Arbeit wurde mit Hilfe der Trapezformel als Fläche unter der Kurve berechnet. Angegeben sind der Mittelwert (einfache Standardabweichung) in J/kg, sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit von der erkrankten Seite sowie der gesunden Seite.

In der Gruppe 2 fiel ebenfalls eine signifikant ($p = 0,019$) reduzierte positive Arbeitsleistung am Hüftgelenk der erkrankten Seite (11,21 J/kg) im Vergleich zu dem Normalkollektiv (14,87 J/kg) auf. Die übrige geleistete Arbeit entsprach dem Normalkollektiv, siehe Tab. 10.

Tab. 10: Positive Arbeit in der Sagittalebene in der Gruppe 2

	Kranke Seite	Gesunde Seite	Normal-kollektiv	P1	P2
Hüfte	11,21 (4,03) 29%	12,63 (3,36) 30,6%	14,87 (7,0) 30,5%	0,019	0,05
Knie	5,10 (5,43) 13,2%	7,10 (8,33) 17,2%	6,1 (7,1) 12,5%	0,753	0,05
OSG	22,26 (6,11) 57,8%	21,53 (2,71) 52,2%	27,9 (5,5) 57%	0,064	0,972
Summe	38,57 100%	41,26 100%	48,9 100%	—	—

P1: P-Wert für den Test Perthes_kranke Seite im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes_kranke Seite im Vergleich zu Perthes_gesunde Seite

Die positive Arbeit wurde nach der Trapezformel als Fläche unter der Kurve berechnet.

Angegeben sind der Mittelwert (einfache Standardabweichung) in J/kg, sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit von der erkrankten Seite sowie von der gesunden Seite.

4.2.2.4 Korrelation der Kinematik und Kinetik in der Frontalebene

Zur Beurteilung der Be- und Entlastung der erkrankten Hüfte wurden in der Frontalebene folgende Parameter in der Einbeinstandphase ermittelt:

- Neigung des Rumpfes relativ zum Becken
- Neigung des Rumpfes relativ zum Raum
- Beckenneigung
- Hüftab/adduktion

- Hüftabduktions-Moment

Dazu wurde zunächst der Zeitraum der Einbeinstandphase während des Gangzyklus jedes einzelnen Kindes ermittelt und anschließend der Mittelwert der einzelnen Datenpunkte in diesem Zeitraum berechnet.

In der Gruppe 1 wurde eine signifikante Neigung des Rumpfes zur erkrankten Seite in Relation zum Becken im Vergleich zum Normalkollektiv beobachtet (Tab. 11). Zusätzlich fiel eine reduzierte Hüftadduktion um 4° ($p = 0,003$) auf.

Das Hüftabduktionsmoment war in der Gruppe 1 verringert im Vergleich zum Normalkollektiv ($p = 0,002$).

In der Gruppe 2 fand sich als einzige signifikante Veränderung im Vergleich zum Normalkollektiv eine vermehrte Neigung des Rumpfes in Relation zum Becken zur erkrankten Seite.

Tab. 11: Kinematik von Rumpf, Becken und Hüftgelenk in der Frontalebene sowie Abduktionsmoment während der Einbeinstandphase auf der erkrankten Seite

	Gruppe 1 n = 36	Gruppe 2 n = 13	Normal- kollektiv n = 30	P1	P2
Thorax_Raum	-3 (3)	-2 (2)	-1 (1)	0,001	0,117
Thorax_Becken	-3 (4)	-4 (3)	-2 (1)	0,064	0,006
Becken- Neigung	0,5 (3)	2 (2)	1 (1)	0,198	0,695
Hüft- Adduktion	1 (5)	6 (4)	5 (2)	0,003	0,239
Hüft-Abd-Mo	0,3 (0,1)	0,4 (0,1)	0,4 (0,08)	0,002	0,433

P1: P-Wert für den Test Perthes_Gruppe 1 im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes_Gruppe 2 im Vergleich zum Normalkollektiv

Angegeben ist für „Thorax-Raum“, „Thorax-Becken“, „Becken-Neigung“, „Hüft-Adduktion“

der Mittelwert (einfache Standardabweichung) in Winkelgraden während der

Einbeinstandphase, für das Hüftabduktionsmoment „Hüft-Abd-Mo“ ist der Mittelwert

(einfache Standardabweichung) während der Einbeinstandphase in Nm/kg angegeben;

Thorax_Raum: Neigung des Rumpfes in Relation zum Raum zur Schwungbeinseite in der Einbeinstandphase;

Thorax_Becken: Neigung des Rumpfes in Relation zum Becken zur Schwungbeinseite in der Einbeinstandphase;

Beckenneigung: Maximales Absinken des Beckens zur Schwungbeinseite (Maximalwert) in der Einbeinstandphase.

Abweichend von diesem Normbereich konnten 2 verschiedene Bewegungsmuster bei den Perthes-Kindern während der Standphase der erkrankten Seite erkannt werden:

Bewegungsmuster Typ 1:

- Thorax_Becken in der Einbeinstandphase (Neigung des Rumpfes in Relation zum Becken zur erkrankten Seite) < 2s (< -5°)
- Beckenneigung in der Einbeinstandphase (Absinken des Beckens zur gesunden Schwungbeinseite) > 2s (> 4°)

und/oder

maximale Beckenneigung in der Standphase (Maximales Absinken des Beckens zur gesunden Schwungphase) > 2s (> 8°)

- Hüftadduktion in der Einbeinstandphase > 2s (> 9°)

und/oder

maximale Hüftadduktion in der Standphase > 2s (> 11°)

Typ 2 wurde charakterisiert durch:

- Thorax_Becken in der Einbeinstandphase (Neigung des Rumpfes in Relation zum Becken zur erkrankten Seite) < 2s (> -5°)

und/oder

Thorax_Raum in der Einbeinstandphase (Neigung des Rumpfes in Relation zum Raum zur erkrankten Seite) < 2s (< -3°)

- Beckenneigung in der Einbeinstandphase (Anheben des Beckens auf die gesunde Schwungbeinseite) < 1s (< 0°)

und/oder

maximale Beckenneigung in der Standphase (maximale Anhebung des Beckens auf die gesunde Schwungbeinseite) < 1s (< 2°)

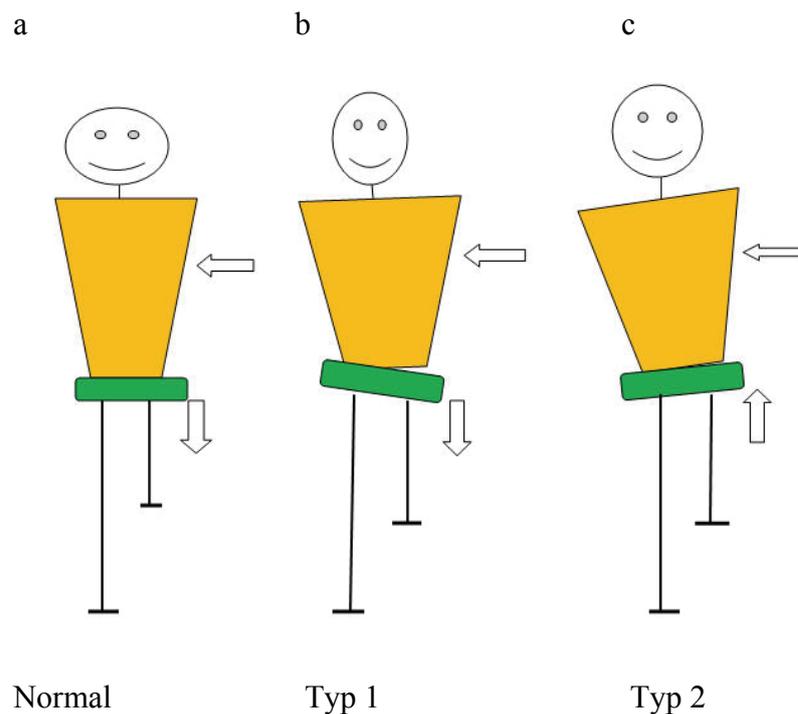
- Hüftadduktion in der Einbeinstandphase < 1s (< 3°)

und/oder

maximale Hüftadduktion in der Standphase < 1s (< 5°)

- Mindestens 2 Kriterien müssen erfüllt sein

Abb. 4.4 Graphische Darstellung der Bewegungstypen in der Frontalebene



- a.) Normal: im Einbeinstand bleibt das Becken horizontal oder zeigt eine diskrete Absenkung zur Schwungbeinseite mit einer damit verbundenen diskreten Adduktion des Hüftgelenks der Standbeinseite

und einer kompensatorischen diskreten Neigung des Rumpfes zur Standbeinseite.

- b.) Typ 1: Absinken des Beckens auf die Schwungbeinseite, kompensatorisch vermehrte Adduktion des Hüftgelenks der Standbeinseite und Neigung des Rumpfes zur Standbeinseite in Relation zum Becken
- c.) Typ 2: Neigung des Rumpfes zur Standbeinseite bei stabilisierten, leicht angehobenem Becken und dabei reduzierter Adduktion bzw. leichter Abduktion im Hüftgelenk.

Von den 49 Perthes Kindern konnten 4 Kinder dem Typ 1 (8,2%) und 25 Kinder dem Typ 2 (51%) zugeordnet, 16 Kinder (32,6%) lagen mit sämtlichen Werten innerhalb des 2s-Bereiches und wurden deshalb als unauffällig gewertet (Typ Perthes-Normal). Vier Kinder (8,2%) konnten keinem der 3 Typen zugeordnet werden.

Analysiert man die Bewegungstypen in Abhängigkeit vom Perthes-Stadium (Tab. 12), so fand sich ein physiologisches Bewegungsmuster in der Frontalebene in der Gruppe 1 (floridem Stadium) nur bei 9 Kindern (25%) und in der Gruppe 2 (Spätstadium) bei 7 Kindern (53,8%). Der Bewegungstyp 1 konnte bei 3 Kindern der Gruppe 1 (8,3%) und 1 Kind der Gruppe 2 (7,7%) erkannt werden. Der Bewegungstyp 2 fand sich am häufigsten bei den Kindern der Gruppe 1 (63,9%).

Tab. 12: Zuordnung der Bewegungsmuster in der Frontalebene

	Typ 1	Typ 2	Perthes- Normal	Keine Zuordnung
Gruppe 1 n = 36	3 (8,3%)	23 (63,9%)	9 (25%)	1 (2,8%)
Gruppe 2 n = 13	1 (7,7%)	2 (15,4%)	7 (53,8%)	3 (23,1%)

Analysiert man nun die Belastungsverhältnisse des Hüftgelenks anhand des Abduktionsmoments für die einzelnen Bewegungstypen in der Einbeinstandphase, so zeigt sich folgendes Ergebnis: Das Bewegungsmuster Typ 1 zeigte mit einem Abduktionsmoment von $0,40 \pm 0,08$ Nm/kg keine Reduktion des Abduktionsmoments im Vergleich zum Normalkollektiv und damit auch keine Entlastung des Hüftgelenks.

Beim Bewegungstyp 2 fand sich mit einem Abduktionsmoment von $0,24 \pm 0,14$ Nm/kg eine signifikante Reduktion der Hüftgelenksbelastung ($p= 0,004$).

Die Kinder, deren Bewegungsmuster in der Frontalebene dem des Normalkollektivs entsprach, besaßen ein normales Abduktionsmoment mit $0,39 \pm 0,1$ Nm/kg. Die Kinder, bei denen keine Zuordnung erfolgen konnte zeigten ein normales Abduktionsmoment mit $0,4 \pm 1,3$ Nm/kg.

4.2.2.5 Hüftfunktion in der Sagittalebene

In Anlehnung an Schwartz et al. (46) wurde für das Normalkollektiv zur Beurteilung der Hüftflexor-Funktion der Hip Flexor Index (HFI_Schwartz) ermittelt. Der Mittelwert betrug $0,55 \pm 1,36$ und entsprach nicht dem erwarteten „Null-Wert“.

Aufgrund dessen wurde für das Normalkollektiv die Hauptkomponentenanalyse wiederholt. Als Koeffizient für den 1. Eigenvektor konnten folgende Werte ermittelt werden:

Z_{subj MPT} = 0,50: normalisierter Wert max. Anteversion des Beckens in der Sagittalebene

Z_{subj PTR} = 0,48: normalisierter Wert Bewegungsausmaß Becken in der Sagittalebene

Z_{subj HEST} = 0,54: normalisierter Wert maximale Hüftextension in der Standphase

Z_{subj H3} = -0,45: normalisierter Wert maximale Hüft-Flexor-Power in der späten Standphase

Somit ergibt sich für die Bestimmung des HFI-Düsseldorf folgende Formel:

$$\mathbf{HFI\text{-}Düsseldorf} = 0,50 * Z_{\text{subj MPT}} + 0,48 * Z_{\text{subj PTR}} + 0,54 * Z_{\text{subj HEST}} - 0,45 * Z_{\text{subj H3}}$$

Die Beurteilung der Hüftfunktion in der Sagittalebene erfolgte an Hand des Hip-flexor-Index nach Schwartz sowie des modifizierten Hip-flexor-Index_Düsseldorf (Tab 13).

In der Gruppe 1 waren beide Indices (HFI_Schwartz: 5,5 +/- 2,68; HFI_Düsseldorf: 5,96 +/- 3,88) im Vergleich zum Normalkollektiv (HFI_Schwartz: 0,55 +/- 1,36; HFI_Düsseldorf: 0,00 +/- 1,7) signifikant erhöht als Ausdruck einer eingeschränkten Hüftfunktion in der Sagittalebene.

In der Gruppe 2 waren beide Indices (HFI_Schwartz: 2,45 +/- 1,7; HFI_Düsseldorf: 2,05 +/- 1,9) im Vergleich zum Normalkollektiv ebenfalls signifikant erhöht, wenn auch geringer als in Gruppe 1.

Tab. 13: Hip-Flexor-Index

	Gruppe 1 n = 36	Gruppe 2 n = 13	Normal- Kollektiv n = 30	P1	P2
HFI_Schwartz	5,5 (2,68)	2,45 (1,7)	0,55 (1,36)	<0,001	0,011
HFI_Düsseldorf	5,96 (3,88)	2,05 (1,9)	0,00 (1,17)	<0,001	0,01

P1: P-Wert für den Test Perthes_Gruppe 1 im Vergleich zum Normalkollektiv

P2: P-Wert für den Test Perthes_Gruppe 2 im Vergleich zum Normalkollektiv

Angegeben ist der Mittelwert (einfache Standardabweichung) für HFI_Schwartz und HFI_Düsseldorf.

Analysiert man den Anteil der Kinder, deren HFI_Düsseldorf außerhalb des 2s-Bereichs lag, so zeigte sich, dass die überwiegende Mehrzahl der Kinder aus der Gruppe 1 (31 von 36 Kindern entsprechend 86%) eine Beeinträchtigung der Hüftfunktion in der Sagittalebene aufwiesen.

In der Gruppe 2 (Spätstadium) zeigten 7 der 13 Kinder (53,8%) einen HFI_Düsseldorf außerhalb des Bereichs von 2-Standardabweichungen, obwohl subjektiv keinerlei Beschwerden angegeben wurden.

Fasst man die Ergebnisse aus der Frontalebene anhand der Bewegungsmuster während der Einbeinstandphase (Tab. 14) sowie die Analyse der Sagittalebene anhand des HFI_Düsseldorf zusammen, so zeigt sich, dass 32 (88,9%) der 36 Kinder der Gruppe 1 (florides Stadium) ein pathologisch-verändertes Gangbild

aufwiesen. In der Gruppe 2 besitzen 9 der 13 Kinder (69,2%) ein pathologisch-verändertes Bewegungsmuster (Tab. 14).

Tab. 14: Abweichungen in der Sagittal- und Frontalebene

	Gruppe 1 n = 36	Gruppe 2 n = 13
Sagittal und frontal auffällig	24 (67 %)	5 (38,5 %)
Nur sagittal auffällig	7 (19,5 %)	2 (15,4 %)
Nur frontal auffällig	3 (8 %)	2 (15,4 %)
Sagittal und frontal unauffällig	2 (5,5 %)	4 (30,7 %)

Als Normalbereich in der Sagittalebene wurde ein HFI_Düsseldorf < 2s festgelegt, in der Frontalebene ist ein Bewegungsmuster in der Einbeindstandphase innerhalb des 2s-Bereichs als unauffällig bewertet (siehe Tab. 11)

4.2.2.6 Korrelation der Ergebnisse aus der klinischen und ganganalytischen Untersuchung

Bei lediglich 5 von 36 Kindern (14%) der Gruppe 1 (florides Stadium) konnte eine klinisch uneingeschränkte Hüftbeweglichkeit nachgewiesen werden, keines dieser Kinder zeigte jedoch ein unauffälliges Gangbild: bei 4 von diesen 5 Kindern fand sich ein pathologisches Bewegungsmuster sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene; ein Kind besaß ein physiologisches Bewegungsmuster in der Frontalebene, lediglich die Sagittalebene war auffällig (Tab. 15).

Die überwiegende Mehrzahl der Kinder (31 von 36, entsprechend 86%) zeigten eine eingeschränkte Hüftbeweglichkeit nach Tönnis Grad 1 und 2. Lediglich 2 dieser 31 Kinder (6%) zeigten ein physiologisches Gangbild, bei

20 (64%) Kinder fand sich ein pathologisches Bewegungsmuster sowohl in der Sagittalebene als auch in der Frontalebene. Bei den verbleibenden 9 Kindern (19%) war entweder die Sagittal- oder die Frontalebene auffällig.

Tab.: 15: Korrelation Hüftbeweglichkeit und dynamisch-funktionelles Ergebnis in der Gruppe 1 (florides Stadium)

Gruppe 1 n = 36	Hüftbeweglichkeit nach Tönnis	HFI_Düsseldorf	Frontalebene
D.N.	Grad 0	3,5	Norm
L.B.	Grad 0	6,6	Typ 2
D.H.	Grad 0	6,6	Typ 2
J.M.	Grad 0	2,8	Typ 2
R.H.	Grad 0	6,37	Typ 2
S.K.	Grad 1	Norm	Norm
A.S.	Grad 1	Norm	Norm
J.S.	Grad 1	Norm	Typ 2
M.M.	Grad 1	Norm	Typ 2
T.K.	Grad 1	4,1	Norm
S.B.	Grad 1	5,51	Norm
N.M.	Grad 1	2,4	Norm
J.O.	Grad 1	5,59	Norm
A-K.R.	Grad 1	3,9	Norm
N.M.	Grad 1	3,0	Nicht klassifizierbar
A.M.	Grad 1	12,39	Typ 1
A.B.	Grad 1	3,84	Typ 1
L.F.	Grad 1	2,4	Typ 1

D.G.	Grad 1	5,2	Typ 2
N.H.	Grad 1	8,1	Typ 2
P.L.	Grad 1	7,81	Typ 2
S.X.	Grad 1	7,95	Typ 2
P.M.	Grad 1	6,79	Typ 2
A.O.	Grad 1	6,64	Typ 2
S.S.	Grad 1	5,9	Typ 2
J.S.	Grad 1	4,54	Typ 2
Y.K.	Grad 2	Norm	Typ 2
P.A.	Grad 2	4,5	Norm
M.S.	Grad 2	7,01	Typ 2
J.B.	Grad 2	20,0	Typ 2
L.A.	Grad 2	6,8	Typ 2
W.K.	Grad 2	13,11	Typ 2
A.K.	Grad 2	8,14	Typ 2
R.W.	Grad 2	4,99	Typ 2
O.Y.	Grad 2	8,07	Typ 2
M.W.	Grad 2	10,87	Typ 2

Kriterium für die Einstufung in der Sagittalebene als physiologisch ist ein HFI_Düsseldorf < 2s (< 2,34); Kriterium für die Einstufung in der Frontalebene als physiologisch ist ein Bewegungsmuster in der Einbeinstandphase innerhalb des 2s-Bereich.

Bei der klinischen Beurteilung der Hüftbeweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode besaßen 9 der 13 (69%) Kinder der Gruppe 2 (Spätstadium) eine physiologische Beweglichkeit (Tönnis Grad 0). Von diesen zeigte ein Drittel (33%) ein physiologisches Bewegungsmuster sowohl in der Sagittal- als auch der Frontalebene, ein weiteres Drittel (33%) war in beiden Ebenen auffällig.

Drei (23,1%) der 13 Kinder der Gruppe 2 besaßen eine diskret eingeschränkte Hüftfunktion nach Tönnis Grad 1, nur eines zeigte ein unauffälliges Gangmuster (Tab. 16).

Tab. 16: Korrelation Hüftbeweglichkeit und dynamisch-funktionelles Ergebnis in der Gruppe 2 (Spätstadium)

Gruppe 2 n = 13	Hüftbeweglichkeit nach Tönnis	HFI_Düsseldorf	Bewegungsmuster in Frontalebene
M.W.	Grad 0	Norm	Norm
S.B.	Grad 0	Norm	Norm
S.A.	Grad 0	Norm	Norm
K.W.	Grad 0	Norm	Typ 2
L.P.	Grad 0	Norm	Nicht klassifizierbar
S.E.	Grad 0	3,8	Norm
S.K.	Grad 0	5,1	Typ 2
F.S.	Grad 0	2,5	Nicht klassifizierbar
F.M.	Grad 0	2,7	Nicht klassifizierbar
F.W.	Grad 1	Norm	Norm
M.M.	Grad 1	2,99	Norm
N.X.	Grad 1	4,99	Typ 1
C.O.	Grad 2	2,6	Typ 2

Kriterium für die Einstufung in der Sagittalebene als physiologisch ist ein HFI_Düsseldorf <2s (<2,34). Kriterium für die Einstufung in der Frontalebene als physiologisch ist ein Bewegungsmuster in der Einbeinstandphase innerhalb des 2s-Bereich.

4.2.2.7 Korrelation der radiologischen und ganganalytischen Ergebnisse im Reparations-/Endstadium

Zur Beurteilung des radiologischen Ergebnisses der Gruppe 2 wurden zunächst die einzelnen Komponenten für die Berechnung des Index nach Heyman-Herndon bestimmt. Dabei zeigten sich folgende Ergebnisse (Tab 17-20):

Tab. 17: Epiphysenquotient (Maß für die Abflachung der Epiphysenfuge - Norm > 85%)

Epiphysenquotient	<85 %	>85 %
Gruppe 2	10	3

Tab. 18: Kopfhals-Quotient (Maß für die Verplumpung des Schenkelhalses - Norm 100%)

Kopfhals-Quotient	<80 %	80-90 %	90-100 %
Gruppe 2	4	4	5

Tab. 19: Pfannenquotient (Maß für die Überdachung des Hüftkopfes - Norm 100%).

Pfannenquotient	70-80 %	80-90 %	90-100 %
Gruppe 2	1	5	7

Tab. 20: Pfannenkopfquotient (Maß für die Überdachung des Hüftkopfes - Norm 90-100%).

Pfannenkopfquotient	60-70%	70-80%	80-90%	90-100%
Gruppe 2	3	1	2	7

Die Berechnung des Gesamtquotienten nach Heyman und Herndon ergab einen durchschnittlichen Wert von 80,8% +/- 11,16%. (Spannweite 61,85-103,06 %).

Die Auswertung des Gesamtquotienten ergab:

Sehr gut (90 – 100%)	3 Kinder
Gut (80-89%)	3 Kinder
Befriedigend (70-79%)	6 Kinder
Schlecht (60-69%)	1 Kind

Korreliert man das radiologische Endergebnis nach Heyman und Herndon mit den Ergebnissen aus der Ganganalyse, so zeigt sich, dass die Kinder, die einen pathologischen Hip-flexor-Index (n=7) aufwiesen, lediglich ein befriedigendes oder schlechtes radiologisches Endergebnis erzielten. Dieses wurde vor allem durch ein schlechtes oder befriedigendes Ergebnis des Epiphysen- und Kopfhals-Quotienten verursacht.

Die 7 Kinder mit einem befriedigenden/schlechten radiologischen Ergebnis zeigten alle ein auffälliges Gangbild: 4 der 7 Kinder besaßen ein auffälliges

Gangbild sowohl in der Sagittal- als auch in der Frontalebene. Ein Kind zeigte lediglich Abweichungen des Gangbildes in der Sagittalebene und 2 Kinder nur in der Frontalebene.

Ein gutes/sehr gutes radiologisches Endergebnis besaßen 6 Kinder, 4 dieser Kinder besaßen ein normales Gangbild in der Sagittal- und Frontalebene, 2 Kinder wiesen ein leicht verändertes Gangbild auf.

Tab.21 Korrelation radiologisches Ergebnis nach Heyman-Herndon und dynamisch-funktionelles Ergebnis der Gruppe 2

Gruppe 2	Röntgen	HFI_Düsseldorf	Frontalebene
M.W.	Sehr gut	Norm	Norm
S.B.	Sehr gut	Norm	Norm
F.S.	Sehr gut	2,5	Nicht klassifizierbar
F.W.	gut	Norm	Norm
S.A.	gut	Norm	Norm
L.P.	gut	Norm	Nicht-klassifizierbar
S.E	befriedigend	3,8	Norm
K.W.	befriedigend	Norm	Typ 2
C.O.	befriedigend	2,6	Typ 2
S.K.	befriedigend	5,1	Typ 2
F.M.	befriedigend	2,7	Nicht klassifizierbar
N.	befriedigend	4,99	Typ 1
M.M.	schlecht	2,9	Norm

Kriterium für die Einstufung in der Sagittalebene als physiologisch ist ein HFI_Düsseldorf <2s (< 2,34). Kriterium für die Einstufung in der Frontalebene als physiologisch ist ein Bewegungsmuster in der Einbeinstandphase innerhalb des 2s-Bereich. Röntgen: Ergebnis nach Heyman-Herndon

4 Diskussion

Der Morbus Perthes stellt nach wie vor eine Herausforderung für den Kinderorthopäden dar. Bislang werden die Diagnose, der Schweregrad, der Verlauf der Erkrankung ebenso wie die Abschätzung der Prognose lediglich anhand von klinischen und radiologischen Befunden beurteilt. Auch die Therapieentscheidungen basieren im Wesentlichen auf diesen Ergebnissen. Hefti (47) zeigte in einer Studie über das Behandlungsmanagement des Morbus Perthes 2007, dass die Therapieindikation im Wesentlichen durch die Erfahrung des jeweiligen Orthopäden geprägt ist und es kein einheitliches Vorgehen basierend auf wissenschaftlichen Daten gibt. Funktionell-dynamische Aspekte blieben bislang in der Einschätzung des Krankheitsbildes und hinsichtlich der therapeutischen Überlegungen unberücksichtigt.

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die funktionell-dynamischen Veränderungen beim M. Perthes mittels der 3-dimensionalen instrumentellen Ganganalyse zu untersuchen und die Ergebnisse mit denen der klinischen und radiologischen Befunde zu korrelieren.

Zuverlässigkeit der Methoden:

- Goniometrische klinische Untersuchung der Gelenkbeweglichkeit

Zur Beurteilung des Morbus Perthes erfolgt im klinischen Alltag die Bestimmung der Gelenkbeweglichkeiten nach der Neutral-Null-Methode. Gemessen wird die Beweglichkeit goniometrisch mit Winkelmessern. Die Schwierigkeit der Methode besteht in dem exakten Abschätzen des

Drehzentrums des zu untersuchenden Gelenks wie auch der anatomischen Achsen. Dies erklärt, warum in verschiedenen klinischen Studien die inter- und intraindividuelle Reliabilität der goniometrischen Bewegungsmessung unterschiedlich bewertet wird. In Publikationen finden sich wechselnd hohe bzw. geringe Reliabilitätswerte:

Die intraindividuelle Zuverlässigkeit der Kniebeweglichkeit wurde durch die Arbeitsgruppe von Brosseau 1997 (48) und durch die Studie von Käfer 2005 (49) als hoch angesehen. Es zeigte sich aber, dass die Bestimmung der einzelnen Bewegungen in dem Kniegelenk unterschiedlich zuverlässig gelingt. Die Knieflexion ließ sich durch unterschiedliche Untersucher gut reproduzieren (Spearman Korrelationskoeffizient $r > 0,6$), während die Messungen der Knieextension sowohl intra- als auch interindividuell nicht gut reproduzierbar sind ($r < 0,6$).

Käfer zeigte, dass der Ausbildungsstand des Untersuchers dabei keinen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit der Messung hat.

Auch Thieme und Patzer zeigten 2008, dass die Intertest-Reliabilität der Gelenkbeweglichkeitsbestimmung mittels Goniometer deutlich zwischen Gelenk und Bewegungsrichtung variiert. Die Intertest-Reliabilität der goniometrischen Messungen der unteren Extremität ergab einen hohen Korrelationskoeffizienten für Flexion und Innenrotation am Hüftgelenk und Flexion im Kniegelenk (50).

Die Bestimmung der Gelenkbeweglichkeit mittels elektronischer Goniometrie besitzt wahrscheinlich eine größere Reliabilität als die goniometrische Messung mit einem Winkelmesser. Da diese Methode der elektronischen

Bestimmung nicht zur Verfügung stand, wurde zur Verbesserung der Reliabilität in der vorliegenden Studie die klinische Untersuchung der Gelenkbeweglichkeit durch 2 Personen gleichzeitig durchgeführt.

Zum Vergleich der Hüftbeweglichkeit wurde die passive Beweglichkeit in einem Bewertungsschema nach Tönnis in 5 Grade eingeteilt (43). Die Schwierigkeit bestand gelegentlich in der Zuteilung der Patienten zu den einzelnen Schweregraden, da die Grenzen teilweise nicht exakt definiert sind. Im Zweifelsfall entschied das Ausmaß der Flexion im Hüftgelenk.

Ein weiterer Nachteil dieses Bewertungsschemas ist die Tatsache, dass dieses für die Beurteilung der Hüftgelenksbeweglichkeit beim Erwachsenen konzipiert wurde. Die physiologische Beweglichkeit des Hüftgelenks nimmt jedoch mit dem Alter ab und ist im Kleinkindalter am größten. Bei der Suche nach einem geeigneten Bewertungsschema konnte jedoch in der Literatur keine geeignete Klassifikation gefunden werden. Dabei zeigte sich auch, dass der Erfassung der Beweglichkeit des Hüftgelenks bei Kindern mit Morbus Perthes wenig Aufmerksamkeit geschenkt wird. Wang et al (51) berücksichtigt zwar die passive Beweglichkeit im Hüftgelenk, definiert sie aber unzureichend. Ein „gutes Resultat“ lag bei Wang et al vor, wenn die Hüftbeweglichkeit nicht eingeschränkt war und keine Schmerzen angegeben wurden. Als „mittleres Ergebnis“ wurde eine eingeschränkte Beweglichkeit im Hüftgelenk ohne Schmerzen definiert und als „schlechtes Resultat“ wurde eine eingeschränkte Beweglichkeit mit Schmerzen beschrieben.

Cordeiro ist sogar der Ansicht, dass eine Beurteilung des Hüftgelenks anhand des Bewegungsausmaßes zu ungenau sei und empfahl die Verwendung von

radiologischen Methoden zur Beurteilung und Verlaufskontrolle des Morbus Perthes. (52)

- **Radiologische Klassifikation**

Der radiologische Befund bildet aktuell neben der klinischen Untersuchung die entscheidende Grundlage, anhand derer Therapieentscheidungen getroffen werden.

Waldenström beschrieb 1922 die erste radiologische Klassifikation des Morbus Perthes, die den Verlauf der Erkrankung beschreibt. Weitere radiologische Klassifikationssysteme beurteilen die Ausdehnung der Nekrose, den Schweregrad sowie das Ausheilungsergebnis (Catterall, Salter-Thompson, Herring, Stuhlberg). (29), (31), (32), (33).

In der vorliegenden Studie wurden die erkrankten Kinder anhand der Waldenström-Klassifikation in 2 Gruppen eingeteilt: Gruppe 1 umfaßt die Kinder im floriden Stadium des M. Perthes (Initial-, Kondensations- und Fragmentationsstadium) und Gruppe 2 diejenigen im Spätstadium (Reparations- und Endstadium). Alle Patienten durchlaufen die von Waldenström beschriebenen Stadien – chronologisch - vom Initialstadium bis zum Endstadium.

Zur Beurteilung des radiologischen Endergebnisses des M. Perthes wurde der Index nach Heyman und Herndon hinzugezogen.

J. Meyer (53), schätzt die Brauchbarkeit des Gesamtquotienten für die Beurteilung des Ausheilungsergebnisses nach Hüfterkrankungen als gering ein. Seiner Meinung nach sei die alleinige Beurteilung des

Epiphysenquotienten zuverlässiger. Nicht immer seien alle Einzelquotienten pathologisch, so dass einzelne physiologische oder wenig veränderte Quotienten den Gesamtquotienten relativieren und als zu gut erscheinen ließen.

So fiel auch bei der vorliegenden Studie auf, dass 10 der 13 Kinder im Endstadium einen Epiphysenindex $< 85\%$ besaßen, jedoch nur 6 Kinder ein befriedigendes und ein Kind ein schlechtes Endergebnis bei der Auswertung des Gesamtquotienten aufwiesen.

- **Instrumentelle 3-dimensionale Ganganalyse:**

Die instrumentelle Ganganalyse hat in den letzten Jahren für den klinischen Alltag erheblich an Bedeutung zugenommen – einerseits in der Diagnostik, andererseits in der Erfolgskontrolle therapeutischer Maßnahmen bei Erkrankungen des Stütz- und Bewegungsapparats. Sie ermöglicht eine quantitative Darstellung des Gehens und damit eine objektive Beurteilung des Gangbildes. Durch die technische Weiterentwicklung der Meßtechnologie und die Möglichkeiten der modernen Informationsverarbeitung wurden die Voraussetzungen für die klinische Anwendbarkeit der instrumentellen Ganganalyse geschaffen.

Zunächst erfolgte zur Überprüfung der Genauigkeit der Messmethode eine Studie an erwachsenen Probanden im Ganglabor der Universität Düsseldorf (54). Das Ergebnis der Test-Retest-Messungen anhand von zehn erwachsenen Testpersonen ergab einen hohen Reliabilitätslevel. Der Korrelationskoeffizient lag für die kinematischen Daten in der Sagittalebene bei $r > 0,90$. Etwas niedriger war die Reproduzierbarkeit der Daten in der Frontal- und

Transversalebene (Korrelationskoeffizient r 0,59 – 0,89). Die Reliabilität der Daten für die Kinetik als auch für die Weg-Zeit-Parameter zeigten ebenfalls hohe Korrelationskoeffizienten als Ausdruck einer hohen Reproduzierbarkeit der Messergebnisse.

Mit dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen und somit für die Diagnostik bzw. Analyse von Bewegungen geeignet sind. Dies wurde auch durch andere Studien bestätigt (55).

Zu den methodisch bedingten Fehlerquellen einer Ganganalyse zählt unter anderem die Markerplatzierung. Hier ist insbesondere die Markerfixierung auf der Haut mit einem hohen Artefaktrisiko behaftet, bedingt durch die unterschiedliche Masse an subkutanem Fettgewebe und der damit verbundenen Verschieblichkeit der Marker während des Gehens.

Weiterhin ist die korrekte Platzierung des Sakrummarkers sowie der Ober- und Unterschenkelmarker auch bei sorgfältigem Arbeiten fehleranfällig, wie bereits Steinwender et al 2000 (55) beschrieb.

In der Literatur wurden bereits die Auswirkungen einer fehlerhaften Markerplatzierung und der daraus folgenden nicht-exakten Achsbestimmung an den Gelenken und deren Auswirkungen beschrieben: Ramakrishnan und Kadaba fanden 1991 (56;57), dass ein Fehler bei der Festlegung der Extensions/Flexions-Achse von 15° an Hüft- und Kniegelenk zu einem Fehler von $8-12^\circ$ für die Ab/Adduktion und zu 10 bis 15° für die Rotationsbewegung

fürte. Dieser Fehler nahm mit zunehmender Flexion an Hüft-, Knie- und OSG-Gelenk zu.

Eine weitere Fehlerquelle stellt die Tatsache dar, dass die Analyse des Gangbildes unter Laborbedingungen erfolgt. Dabei stellen einerseits die auf der Haut platzierten Marker eine physische Störgröße dar, andererseits wirkt die Testsituation an sich als psychophysischer Störfaktor. Um die dadurch bedingte Beeinflussung des Gangbildes möglichst gering zu halten, liefen die Kinder die Gehstrecke viele Male mit den bereits platzierten Markern ab, um mit der Situation vertraut zu werden, bevor Daten aufgenommen wurden.

Die Bestimmung der Drehmomente und Leistung mittels in den Boden integrierter Kraftmessplatten stellt eine weitere mögliche Quelle für Messfehler dar. Die Kraftmessplatte muß exakt von einem Fuß getroffen werden. Bei Kenntnis der Meßplattenposition kann eine willkürliche Änderung des Gangbildes nicht ausgeschlossen werden. Um diesen möglichen Fehler zu reduzieren, wurden die Kinder nicht auf die Meßplatten bzw. die Notwendigkeit des exakten Fußauftritts hingewiesen.

Van der Linden et al. (58) beschrieb, dass die Ganggeschwindigkeit die meisten Weg-Zeit-Parameter, kinematischen und kinetischen Kurvenverläufe beeinflusst, so dass bei der Analyse von pathologischen Bewegungsmustern die Untersuchung idealerweise bei konstanter Geschwindigkeit erfolgen sollte.

Dieses fand in unserer Studie Berücksichtigung, indem sowohl die kranken als auch die gesunden Kinder mit nahezu gleicher Geschwindigkeit gingen. Die

erkrankten Kinder liefen mit einer Geschwindigkeit von $0,84 \pm 0,14$ m/sec, die gesunden Kinder besaßen eine Ganggeschwindigkeit von $0,88 \pm 0,15$ m/sec.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass trotz dieser methodisch bedingten Fehlermöglichkeiten insgesamt eine hohe Reliabilität und Reproduzierbarkeit für die Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse nachgewiesen werden konnte. Daher konnte diese Meßmethode für die objektive Analyse der funktionellen Defizite bei M. Perthes erkrankten Kindern in der vorliegenden Studie als geeignet betrachtet und herangezogen werden.

Der physiologische Gang im Kindesalter

Um die Veränderungen des Gangbildes beim Morbus Perthes zu analysieren, wurde zunächst das Gangbild eines altersentsprechenden gesunden Vergleichskollektivs zusammengestellt. Bislang sind in der Literatur kaum Daten zum Gang gesunder Kinder publiziert worden.

Zum Vergleich der von uns gewonnen Normaldaten wurden diejenigen von Ounpuu et al. (42) und Steinwender et al. (55) herangezogen und mit den in Düsseldorf gewonnen Normaldaten verglichen. Ounpuu et al. untersuchten 1991 den Gang von 31 gesunden Kindern (Durchschnittsalter $9,6 \pm 2,9$ J.) mit der 3-dimensionalen Ganganalyse. Es wurde jeweils das Helen-Hayes-Körpermodell zur Markerplatzierung verwendet, allerdings waren die apparativen Voraussetzungen der einzelnen Studien nicht exakt vergleichbar miteinander vergleichbar, aufgrund unterschiedlicher Ganganalysesysteme (Ounpuu et al.: System der Firma United Technologies, East Hartford, mit 3

Kameras à 30 Hz; Westhoff et al.: Vicon System der Fa. Oxford Metrics mit 8 Kameras à 50 Hz). Der Vergleich der Ergebnisse ergab für das Gangbild gesunder Kinder ähnliche Werte bzgl. der kinematischen Daten und der Weg-Zeit-Parameter (Tab. 22). Die Ergebnisse bzgl. der mechanischen Arbeit wichen deutlich voneinander ab: in Minnesota wurde die Leistung für die Vorwärtsbewegung hauptsächlich am Hüftgelenk (54 %) generiert, während in Düsseldorf der größte Anteil der Leistungsgenerierung am Sprunggelenk (57 %) erfolgte (Tab. 23). Dies entspricht auch den Erkenntnissen von Winter (59), der feststellte, dass 80-85% der Vorwärtsbeschleunigung vom Sprunggelenk resultieren. Ounpuu erklärten diese Differenz mit Unterschieden im zugrunde liegenden Hüftmodell. Die Normwerte für die Drehmomente und Leistungen wurden von Ounpuu et al. lediglich in Graphen dargestellt, es wurden keine Einzelwerte angegeben, so dass diese Daten nicht miteinander verglichen werden konnten.

Steinwender et al. 2000 (55) untersuchten den physiologischen Gang im Kindesalter (7-15 Jahre) mit einem Motion Analysis Corporation System, CA. Der Vergleich der kinematischen Daten und den Weg-Zeit-Parametern ergab eine Übereinstimmung mit denjenigen aus Düsseldorf (Tab. 22)

Tab. 22: Vergleich charakteristischer Gang-Parameter von 3

Ganglaboratorien

Parameter	Düsseldorf	Ounpuu (42)	Steinwender (55)
<i>Allgemeine Daten</i>			
Alter (Jahre)	8,1 (1,2)	9,6 (2,9)	7-15
Anzahl	30	31	20
Männlich	14	12	Keine Angaben
Hersteller	Vicon Oxford Metrics	United Technologies	Motion Analysis Corporation
Kameras	8 a 50 Hz	3 a 30 Hz	Keine Angabe
<i>Weg-Zeit-Parameter</i>			
Schrittfrequenz (Schritte/min)	132 (17)	127,8 (12,1)	131,8 (7,4)
Geschwindigkeit (m/s)	1,17 (0,19)	1,19 (0,14)	1,33 (0,104)
<i>Kinematik</i>			
Becken Sag ROM	11 (4)	13 (5)	13,7 (1,8)
Hüfte Sag ROM	45 (4)	45 (5)	48,8 (3)
Knie Sag ROM	56 (5)	61 (8)	59 (1,4)
Becken Fron Sag	8 (2)	9 (3)	8,8 (2,1)
Hüfte Fron ROM	12 (3)	13 (3)	13,7 (1,8)
Becken Trans ROM	11 (6)	9 (6)	11,6 (2,6)

Angaben entsprechen den Mittelwerten (einfache Standardabweichung) in Winkelgraden

Tab. 23: Vergleich der Kinetikdaten in der Sagittalebene gesunder Kinder aus Minnesota (42) und Düsseldorf

Variable	Minnesota	Düsseldorf
Positive Hüftleistung (%)	54	30,35
Negative Hüftleistung (%)	20	32,42
Positive Knieleistung (%)	10	12,48
Negative Knieleistung (%)	57	39,45
Positive Sprunggelenkleistung (%)	36	57,16
Negative Sprunggelenkleistung (%)	23	28,12

% der Leistung

Aus der vergleichenden Analyse des physiologischen Gangs im Kindesalter in den unterschiedlichen Ganglabore geht hervor, dass die von uns gewonnenen Daten als Vergleichsdaten zur Untersuchung des Gangbildes an M. Perthes erkrankten Kindern herangezogen werden können.

Für die Beurteilung der Hüftfunktion in der Sagittalebene wurde der von Schwartz et al. (46) entwickelten Hip-flexor-Index verwendet, in den 4 Variablen eingehen (maximale Anteversion des Beckens, Bewegungsausmaß des Beckens in der Sagittalebene, maximale Hüftextension in der Standphase, maximale Hüft-Flexor-Power in der späten Standphase). Der Vorteil solcher

Indizes liegt in der Zusammenfassung mehrerer Parameter in einer Zahl, die eine Funktion beschreibt und damit eine Datenreduktion ermöglicht. Als durchschnittlicher Wert für das Normalkollektiv wird „null“ erwartet. Die Anwendung des Hip-flexor-Index ergab für das Normalkollektiv aus Düsseldorf einen Mittelwert von 0,55 mit einer Standardabweichung von 1,36. Der Vergleich der einzelnen Parameter, die in den Index eingehen zeigt, dass der größte Unterschied in einer geringeren maximalen Hüftpower in der späten Standphase im Düsseldorfer Kollektiv liegt (Tab. 24).

Tab. 24: Hüft-Flexor-Index nach Düsseldorf und Schwartz

Vergleich Normalkollektiv	Düsseldorf	Schwartz
Anzahl (n)	30	23
Max Becken Sag	11,3 (4,4)	12,31 (3,97)
ROM Becken Sag	2,0 (0,8)	3,83 (1,39)
Max Hüftex.	9,7 (5,2)	9,17 (5,19)
Max Hüftpower	0,56 (0,27)	1,51 (0,29)

Aus diesem Grunde wurde die Hauptkomponentenanalyse mit den Düsseldorfern Normaldaten wiederholt und ein Düsseldorfer Hip Flexor Index (HFI_Düsseldorf) ermittelt.

Bislang wurde der Hip flexor Index von den Autoren nur bei Kindern mit infantiler Cerebralparese angewandt und zeigte da eine gute Übereinstimmung mit der subjektiv-klinischen Beurteilung (46). Erfahrungen mit der Wertigkeit

dieses Index bei anderen Krankheitsbildern, insbesondere kindlichen Hüfterkrankungen, liegen bislang nicht vor.

Das Gangbild bei Kindern mit Morbus Perthes

Um die Auswirkungen des Morbus Perthes auf das Gangbild zu analysieren, wurden nur Patienten in die Studie eingeschlossen, die keine Gangbild-beeinflussenden Voroperationen besaßen und an keiner weiteren, das Gangbild verändernden Erkrankung litten.

Zur Analyse der Ergebnisse wurden die Perthes-Kinder in 2 Gruppen unterteilt: in der Gruppe 1 wurden die Kinder zusammengefasst, bei denen sich der M. Perthes in einem floriden Stadium befand; Gruppe 2 beinhaltete die Kinder im Reparations- oder Endstadium.

Die auffälligsten Gangveränderungen fanden sich in der Gruppe 1, also bei Kindern in einem floriden Stadium des Morbus Perthes.

Die Untersuchung der Weg-Zeit-Parameter ergab eine Verlängerung der Standphase der gesunden Seite und damit einhergehend eine Verkürzung des Schwungphaseanteils des gesunden Beines. Dies entspricht einer Verkürzung der Einbeinstandphase der erkrankten Seite, der Phase der höchsten Belastung eines Gelenkes, und damit einer Entlastung der erkrankten Seite.

Die Dauer der Stoßdämpfungsphase war auf der erkrankten Seite verlängert. Dies entspricht der Phase, bei der beide Beine Bodenkontakt haben. Die Verlängerung dieser Phase ist ebenfalls Ausdruck einer Entlastung der erkrankten Seite und dokumentiert ebenso die Beeinträchtigung der erkrankten Kinder durch die Hüftkopfnekrose.

Die Zeit der Doppelstandphase hängt von der Ganggeschwindigkeit ab - je langsamer der Gang desto länger die Doppelstandphase. Die Geschwindigkeit war jedoch bei beiden Gruppen, erkrankte Kinder und Normalkollektiv, ähnlich, so dass dieser Einflussfaktor vernachlässigt werden kann.

Bei der Auswertung der Kinematikdaten wurde auf der erkrankten Seite der Gruppe 1 ein reduzierter Bewegungsschlag der Hüfte in der Sagittalebene – wesentlich bedingt durch eine reduzierte Hüftextension – beobachtet. Bei der Extensionsbewegung erhöht sich der intraartikuläre Druck; durch die Reduktion der Hüftextensionsbewegung auf der erkrankten Seite wird diese Druckerhöhung vermieden oder zumindest verringert. Zusätzlich findet sich häufig bei Kindern mit Morbus Perthes eine sonographisch darstellbare intraartikuläre Volumenzunahme, am ehesten im Rahmen einer Synovialitis und / oder eines Reizergusses (18 Kinder wurden sonographisch untersucht, bei 17 von diesen fand sich eine intraartikuläre Volumenzunahme). Mit einer Reduktion der Extensionsbewegung wird eine weitere Erhöhung des intraartikulären Drucks vermieden. Dies erklärt die beobachteten Ergebnisse.

Die verminderte Hüftextension wurde durch eine vermehrte Neigung des Beckens nach vorne kompensiert. Damit geht auch eine vermehrte Flexion der Hüfte der gesunden Seite einher, da diese Bewegungen per definitionem in Relation zum Becken gemessen werden.

Die Perthes-Kinder im Reparations- oder Endstadium zeigten eine signifikant erhöhte Beckenanteversion ($16,6^\circ \pm 4,9$) im Vergleich zum Normalkollektiv ($11,3^\circ \pm 4,4$). Alle übrigen kinematischen Parameter waren unauffällig.

Es fand sich eine signifikant vermehrte Außenrotation des Hüftgelenks, eine geringere Hüftadduktion und eine geringere Hüftextension auf der erkrankten Seite und gegensätzlich auf der gesunden Seite eine vermehrte Hüftflexion.

Murray et al. beschrieb bereits 1967 (60) bei erwachsenen hüftkranken Patienten folgende pathologisch veränderte Gangparameter:

- verringerte Geschwindigkeit,
- verlängerte Dauer der Doppelstandphase,
- vermehrte Bewegung des Rumpfes und des Kopfes,
- verminderte Schrittlänge, als Ausdruck einer Hüftextensionshemmung,
- vermehrte Beckenbewegung,
- verminderte Bewegungsauslässe der Hüft- und Kniegelenke,
- vermehrte Ellenbogenflexion und
- eine verminderte Schrittfrequenz.

Hulet et al. beschrieb 2000 (61) ein ähnliches Bewegungsmuster bei Patienten mit Hüftschmerzen und Koxarthrose bzw. Nekrose.

Die Bewegungsmuster bei den in dieser Studie untersuchten Morbus Perthes Patienten entsprechen also qualitativ denjenigen von Patienten mit Hüftbeschwerden anderer Genese.

Das Hüftabduktionsmoment in der Einbeinstandphase bestimmt wesentlich das Ausmaß der Belastung des Hüftgelenks. Bestimmt wird das Abduktionsmoment durch die Kraft der Abduktoren. Die Insuffizienz der

Abduktoren kann zum einen durch anatomische Veränderungen durch ein Annähern von Ansatz und Ursprung oder aus funktionellen Gründen durch reflektorische Hemmung entstehen.

Bereits 1865 beschrieb Duchenne (62) das typische Hüfthinken durch eine Schwäche der Abduktoren .

Trendelenburg benannte den M. gluteus medius als Schlüsselmuskel des Hüfthinkens (63).

1939 untersuchte Calvé die Rolle des Schmerzes und prägte den Begriff des „analgetic gait“ des Schmerzvermeidungshinkens.

Die Schwäche der Abduktoren kann auf zweierlei Weisen, den sog. Trendelenburg- oder den sog. Duchennegang, kompensiert werden.

Die erste Variante entspricht dem sogenannten Trendelenburghinken, bei diesem Gangbild kommt es zum Absinken des Beckens zur Schwungbeinseite und gleichzeitiger Neigung des Rumpfes zur Standbeinseite.

Die zweite Variante, das Duchennehinken, ist charakterisiert durch eine Neigung des Rumpfes zur Standbeinseite, während das Becken stabil, horizontal bleibt.

Bislang gibt es keine quantitative Definition dieser beiden Hinkmechanismen oder der physiologischen Bewegungsmuster in der Frontalebene.

Anhand unseres Normalkollektivs konnte ein physiologisches Bewegungsmuster in der Frontalebene während der Einbeinstandphase quantitativ definiert werden. Als normal/physiologisch galt: Neigung des

Rumpfes zur Standbeinseite zwischen -5° und 1° in Relation zum Becken bzw. zwischen -3° und 1° in Relation zum Raum, eine Beckenneigung zur Schwungbeinseite zwischen -1° und 4° sowie eine Adduktion des Hüftgelenks zwischen 1° und 9° ; die maximale Beckenneigung zur Schwungbeinseite in der Standphase liegt zwischen 0° und 8° und die maximale Hüftadduktion beträgt 3° bis 11° .

Bei den Perthes erkrankten Kindern zeigten 15 Kinder ein normales Gangbild, 29 der insgesamt 49 Perthes-Kinder (59,2%) zeigten ein pathologisches Bewegungsmuster in der Frontalebene.

Das in dieser Studie als Typ 1 definierte Bewegungsmuster ist vereinbar mit dem Trendelenburggang und lässt sich quantitativ wie folgt definieren:

- Absenken des Beckens zur Schwungbeinseite in der Einbeinstandphase $> 4^\circ$ und/oder maximales Absinken in der Standphase $> 8^\circ$
- Neigung des Rumpfes in Relation zum Becken zur Standbeinseite in der Einbeinstandphase $< -5^\circ$ mit/oder ohne veränderte Neigung in Relation zum Raum
- Vermehrte Adduktion im Hüftgelenk während der Einbeinstandphase $> 9^\circ$ und/oder maximale Adduktion in der Standphase $> 11^\circ$

Durch die vermehrte Hüftadduktion bzw. durch das Absinken des Beckens kommt es zu einer verminderten Hüftkopfüberdachung und zu keiner

Reduktion der mechanischen Belastung des Hüftgelenks. Dieses zeigte sich anhand des Abduktionsmoments.

Dieses Bewegungsmuster ist daher ungünstig, es fand sich bei 4 Kindern. Aufgrund der eher ungünstigen biomechanischen Situation sollten diese Kinder mit Physiotherapie behandelt werden und ein biomechanisch entlastendes Gangbild antrainiert werden.

Das als Typ 2 bezeichnete Bewegungsmuster ist durch eine Neigung des Rumpfes in Relation zum Raum zur Standbeinseite $> 3^\circ$, bei stabilem oder sogar zur Standbeinseite hin gesenkten Becken, definiert.

25 Kinder konnten diesem Typ zugeordnet werden, davon waren 23 Kinder im floriden Stadium. Durch dieses Bewegungsmuster kommt es zu einer Verlagerung des Körperschwerpunktes in Richtung Hüftgelenkszentrum. Dieses führt zu einer Verkürzung des Hebelarms und damit zu einer Reduktion des Abduktionsmoments mit einer daraus resultierenden Verminderung der Belastung des Hüftgelenks. Verdeutlicht wird dieses durch die Reduktion des Hüftabduktionsmoments in der Einbeinstandphase auf $0,24 \pm 0,1$ Nm/kg (Normalkollektiv $0,4 \pm 0,08$ Nm/kg).

Schröter et al. untersuchten 1999 (64) mittels instrumenteller Ganganalyse unterschiedliche Varianten eines „Entlastungsgangs“ als eine konservative Therapiemöglichkeit, die Hüfte bei Schmerzen zu entlasten.

Ein möglicher Mechanismus stellt das Duchenne-Bewegungsmuster mittels Neigung des Rumpfes zur Standseite und seitlicher Flexion der lumbalen Wirbelsäule, während das Becken horizontal bleibt, dar. Dieser Mechanismus

erlangt eine größere Effizienz, wenn der Rumpf mit gerader Wirbelsäule zur gesunden Seite geneigt wird. Der Drehpunkt ist nun das betroffene Hüftgelenk.

Den gleichen Schonmechanismus mit weniger Aufwand erhält man durch eine „Seitverschiebung“ des Beckens auf die Schwungbeinphase in Kombination mit einer Hüftabduktion der Standbeinseite.

Diese verschiedenen Bewegungsmuster führen alle zu einer Verlagerung des Körperschwerpunktes in Richtung des Hüftgelenkszentrums des Standbeins. Dies führt zu einer Verkürzung des Hebelarms und damit zu einer Reduktion des Abduktionsmoments und damit zu einer Entlastung des Hüftgelenks.

Die Kinder, die ein Duchenne-ähnliches Gangmuster (Typ 2) zeigten, fielen durch eine Rumpfneigung zur Standseite auf in Kombination mit einem stabilen oder gar leicht zur Standbeinseite hin abgesenktem Becken. Eine weitere Differenzierung dieses Bewegungsmusters nach Schröter et al. konnte jedoch nicht erfolgen, da keine Daten über die Haltung der Wirbelsäule und der Seitbewegung des Beckens gewonnen werden konnten. Dennoch legen die Ergebnisse nahe, dass bei dem Typ 2 am ehesten eine Kombination der durch Schröter et al. beschriebenen Entlastungsmechanismen vorliegt. Dieses Bewegungsmuster führt zu einem zweifach positiven Effekt: 1. eine Entlastung durch ein reduziertes Hüftabduktionsmoment und 2. eine bessere Hüftkopfüberdachung durch ein in der Horizontalen stabiles oder gar zur Standbeinseite abgesenktes Becken.

Die Ergebnisse der Bewegungsanalyse in der Frontalebene haben sich im Behandlungskonzept bereits ausgewirkt. Bei der krankengymnastischen

Behandlung wird mit den Kindern ein Entlastungsgang mit Anheben des Beckens auf der gesunden Schwungbeinseite, gerader Wirbelsäule und Translation des Beckens in Richtung der gesunden Schwungbeinseite in der Einbeinstandphase geübt.

Der Hip flexor Index zur Beurteilung der Hüftfunktion in der Sagittalebene, beinhaltet kinematische und kinetische Parameter.

Der Index wurde nach der Formel von Schwartz und Düsseldorf berechnet.

Der Hip flexor Index war nach beiden Formeln bei den Kindern aus der Gruppe 1 signifikant im Vergleich zum Normalkollektiv.

Überraschend war, dass ein Großteil (61,6 %) der Kinder der Gruppe 2 ein auffälliges Gangbild in der Sagittal- und/oder der Frontalebene – beurteilt anhand des Hip flexor Index und der oben beschriebenen Typisierung in der Frontalebene - zeigten, obwohl in der kinematischen Analyse lediglich eine vermehrte Anteversion des Beckens auffiel ohne weitere signifikante Veränderungen im Vergleich zum Normalkollektiv. Dies bedeutet, dass Kinder mit ausgeheiltem Morbus Perthes und subjektiver klinischer Beschwerdefreiheit in einem überwiegenden Anteil Veränderungen des Gangbilds aufweisen.

Dieses Ergebnis lässt sich am ehesten durch die veränderte Geometrie des Hüftgelenks erklären: diejenigen Kinder, die ein physiologisches Bewegungsmuster in der Sagittal- und Frontalebene zeigten, wiesen bei der radiologischen Beurteilung nach Heyman und Herndon ein sehr gutes oder gutes Ergebnis auf (n=4); sämtliche Kinder mit einem befriedigenden oder

schlechten radiologischen Ergebnis nach Heyman and Herndon zeigten pathologische Bewegungsmuster in der Sagittal- und / oder Frontalebene. Dabei war das ungünstige radiologische Ergebnis im wesentlichen bedingt durch einen pathologischen Epiphysen- und pathologischen Kopf-Hals-Quotienten. Unphysiologische Bewegungsmuster führen zu unphysiologischen Belastungen der Gelenke, was wiederum das frühzeitige Auftreten von degenerativen Gelenkschäden begünstigt. Diese Veränderungen des Bewegungsmusters betreffen nicht nur das Hüftgelenk, sondern auch das Becken und die Wirbelsäule, was ebenfalls zu unphysiologischen Belastungen führt. Weitere Studien werden zeigen, ob im Langzeitverlauf diejenigen Patienten mit einem pathologischen Bewegungsmuster tatsächlich frühzeitig Arthrosen entwickeln und ob durch therapeutische Maßnahmen – seien sie konservativ oder operativ – die Bewegungsmuster normalisiert und die Langzeitprognose verbessert werden können.

Die klinische Untersuchung des Hüftgelenks nach der Neutral-Null-Methode spiegelte teilweise die Veränderungen im Gangbild wieder. Die Kinder aus Gruppe 1 (9 von 36 Kindern) und aus Gruppe 2 (1 von 12 Kindern), die eine eingeschränkte Hüftgeweglichkeit nach Tönnis (Grad 2) besaßen, boten auch ein auffälliges Gangbild. Im Gegensatz dazu zeigte sich auch - vor allem im floriden Stadium -, dass einzelne Kinder (4 von 36) trotz uneingeschränkter klinischer Hüftbeweglichkeit dennoch ein verändertes Gangbild aufwiesen.

Auch in Gruppe 2 zeigte sich, dass trotz eines klinisch unauffälligen Befundes zwei Drittel der Kinder (6 von 9 Kindern) Gangbildveränderungen in der Sagittal- und/oder Frontalebene zeigten. Damit wird deutlich, dass die funktionelle Analyse nach ausgeheiltem M. Perthes zusätzliche Informationen

liefert. Inwieweit diese die Langzeitprognose hinsichtlich des Auftretens einer sekundären Arthrose beeinflussen und sich damit auch Auswirkungen auf die Therapiekonzepte ableiten lassen, müssen weitere Studien zeigen.

Abbildungen und Tabellenverzeichnis:

Abbildungen:

Abb. 1: Pathologisch- anatomischer Verlauf des M. Perthes	9
Abb. 2: Initialstadium	10
Abb. 3: Kondensationsstadium	11
Abb. 4: Fragmentationstadium	11
Abb. 5: Reparationsstadium	12
Abb. 6: Catterall I	14
Abb. 7: Catterall II	15
Abb. 8: Catterall III	15
Abb. 9: Catterall IV	15
Abb. 10: Ausprägung der subchondralen Frakturlinie nach Salter und Thompson	16
Abb. 11: Lateral Pillar-Zeichen nach Herring	17
Abb. 12: Gangzyklus	22
Abb. 13: initialer Bodenkontakt	23
Abb. 14: Stoßdämpfungsphase	23
Abb. 15: mittlere Standphase	24
Abb. 16: terminale Standphase	24
Abb. 17: Vorschwungphase	25
Abb. 18: initiale Schwungphase	25
Abb. 19: mittlere Schwungphase	26
Abb. 20: terminale Schwungphase	26

Abb. 21: Schritt-Doppelschritt	29
Abb. 22: Gelenkwinkelverlauf der Hüft- Knie- und Sprunggelenk	31
Abb. 23: Indices zur Bestimmung des Heyman-Herndon-Quotienten	37
Abb. 24: schematische Darstellung der Kameraanordnung im Ganglabor	39
Abb. 25: Arbeitsplatz im Ganglabor	39
Abb. 26: Infrarotkamera	39
Abb. 27: Helen-Hay-Markerplatzierung	41
Abb. 28: Proband mit einem Markerset	42
Abb. 29-31: Hüft-flexor-Index-Parameter	44
Abb. 4.1: Graphik Kinematik des Normalkollektivs	52
Abb. 4.2: Graphik Kinetik des Normalkollektivs	55
Abb. 4.3: Graphik Leistung des Normalkollektivs	56
Abb. 4.4: Graphische Darstellung der Bewegungstypen in der Frontalebene	72

Tabellen:

Tab. 1: Beweglichkeit des Hüftgelenks klassifiziert nach Tönnis	49
Tab. 2: Weg-Zeit-Parameter des Normalkollektivs	50
Tab. 3: Netto-Arbeit in der Sagittalebene des Normalkollektivs	57
Tab. 4: Weg-Zeit-Parameter der Gruppe 1	58
Tab. 5: Kinematik des Beckens	60
Tab. 6: Kinematik der Hüfte der Gruppe 1	62
Tab. 7: Kinematik des Kniegelenks in der Gruppe 1	63

Tab. 8: Positive Arbeit in der Sagittalebene der Gruppe 1	65
Tab. 9: Negative Arbeit in der Sagittalebene der Gruppe 1	66
Tab. 10: Positive Arbeit in der Sagittalebene in der Gruppe 2	67
Tab. 11: Kinematik von Rumpf, Becken und Hüftgelenk in der Frontalebene sowie Abduktionsmoment während der Einbeinstandphase auf der erkrankten Seite	69
Tab. 12: Zuordnung der Bewegungsmuster in der Frontalebene	74
Tab. 13: Hüft-Flexor-Index	76
Tab. 14: Abweichungen in der Sagittal- und Frontalebene	77
Tab. 15: Korrelation Hüftbeweglichkeit und dynamisch funktionelles Ergebnis in der Gruppe 1 (florides Stadium)	78
Tab. 16: Korrelation Hüftbeweglichkeit und dynamisch funktionelles Ergebnis in der Gruppe 2 (Spätstadium)	80
Tab. 17-20: Komponenten für die Berechnung des Index nach Heyman und Herndon	81
Tab. 21: Korrelation radiologisches Ergebnis nach Heyman-Herndon	83
Tab. 22: Vergleich charakteristisches Gang-Parameter von 3 Ganglaboratorien	93
Tab. 23: Vergleich der Kinetikdaten in der Sagittalebene gesunder Kinder aus Minnesota und Düsseldorf	94
Tab. 24: Hüft-Flexor-Index nach Düsseldorf und Schwartz	95

Reference List

- (1) Kramer J, Hofmann S, Scheurecker A, Tschauer C. [Perthes disease]. *Radiologe* 2002 June;42(6):432-9.
- (2) Krauspe R., Raab P. Morbus Perthes. *Orthopäde* 1997 March;26(3):289-302.
- (3) Schulitz K.P., Dustmann H.O. Morbus Perthes. 2. Auflage ed. Springer; 1998.
- (4) Kemp HS, Boldero JL. Radiological changes in Perthes' disease. *Br J Radiol* 1966 October;39(466):744-60.
- (5) GOFF CW. Legg-Calve-Perthes syndrome (LCPS). An up-to-date critical review. *Clin Orthop* 1962;22:93-107.
- (6) de Camargo FP, de GR, Jr., Tovo R. Angiography in Perthes' disease. *Clin Orthop Relat Res* 1984 December;(191):216-20.
- (7) Shang-li L., Ho T.C. The role of venous hypertension in the pathogenesis of Legg-Perthes disease. *J Bone Joint Surg* 1991;73A:194-200.
- (8) Green N.E., Griffin P.P. Intraosseous venous pressure in Legg-Perthes disease. *J Bone Joint Surg* 1982;64A:666-71.
- (9) Karlheinz Idelberger. *Lehrbuch der Orthopädie*. 1-1-1984. Springer Verlag, 4. überarbeitete Auflage.
Ref Type: Serial (Book,Monograph)
- (10) De Camargo F.P., de Godoy R.M. Angiography in Perthes disease. *Clin Orthop* 1984;191:216-20.
- (11) Kamegaya M., Moriya H., Tsuchiya K. et al. Arthrography of early Perthes' disease. Swelling of the ligamentum teres as a cause of subluxation. *J Bone Joint Surg* 1989;71B:413-7.
- (12) Schmitz A, Pfortner J, Protzel A, Harbrecht U. [Incidence of thrombophilic factor V Leiden and prothrombin G20210A mutation in Perthes disease--a pilot study]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2001 March;139(2):143-6.
- (13) Hayek S., Kenet G., Lubetsky A. et al. Does thrombophilia play an aetiological role in Legg-Calvé-Perthes disease? *J Bone Joint Surg Br* 1999;81:686-90.
- (14) Gallistl S, Reitingner T, Linhart W, Muntean W. The role of inherited thrombotic disorders in the etiology of Legg-Calve-Perthes disease. *J Pediatr Orthop* 1999 January;19(1):82-3.
- (15) Glueck C., Crawford A., Roy D. et al. Association of antithrombotic factor deficiencies and hypofibrinolysis with Legg-Perthes disease. *J Bone Joint Surg* 1996;78A:3-13.

- (16) Gordon JE, Schoenecker PL, Osland JD et al. Smoking and socio-economic status in the etiology and severity of Legg-Calve-Perthes' disease. *J Pediatr Orthop B* 2004 November;13(6):367-70.
- (17) Mata SG, Aicua EA, Ovejero AH, Grande MM. Legg-Calve-Perthes disease and passive smoking. *J Pediatr Orthop* 2000 May;20(3):326-30.
- (18) Hall A.J., Barker D.J.P., Lawton D. The social origins of Perthes' disease of the hip. *Paediatr Perinat Epidemiol* 1990;4:64-70.
- (19) Neidel J., Zander D., Hackenbroch M.H. Low plasma levels of insulin-like growth factor I in Perthes disease. A controlled study of 59 consecutive children. *Acta Orthop Scand* 1992;63:393-8.
- (20) Thompson S.K., Woodrow J.C. HLA antigens in Perthes' disease. *J Bone Joint Surg* 1981;63B:278-9.
- (21) Fritz, Niethard. *Kinderorthopädie*. Thieme Verlag, Stuttgart; 1997.
- (22) Bohr H. Skeletal maturation in Legg-Calvé-Perthes disease. *Int Orthop* 1979;2:277.
- (23) Jonsäter S. Coxa plana, a histopathologic and arthrographic study. *Acta Orthop Scand Suppl* 1953;6:5-98.
- (24) Wenger DR, Ward WT, Herring JA. Legg-Calve-Perthes disease. *J Bone Joint Surg Am* 1991 June;73(5):778-88.
- (25) Engelhardt P. Das Risiko der sekundären Coxarthrose nach Hüftluxation, Morbus Perthes und Epiphyseolysis capitis femoris. Thieme; 1988.
- (26) Weinstein SL. Legg-Calve-Perthes disease. *Instr Course Lect* 1983;32:272-91.
- (27) Thompson GH, Salter RB. Legg-Calve-Perthes disease. Current concepts and controversies. *Orthop Clin North Am* 1987 October;18(4):617-35.
- (28) Waldenström H. Coxa plana, Osteochondritis deformans coxae. *Zentralblatt Chir* 1920;47:539.
- (29) Catterall A. The natural history of Perthes disease. *J Bone Joint Surg* 1971;53 B(1):37-53.
- (30) Netter. *Netters Orthopädie*. Thieme Verlag, Stuttgart; 2001.
- (31) Salter R.B., Thompson G.H. Legg-Calve-Perthes disease. The prognostic significance of the subchondral fracture and a two-group classification of the femoral head involvement. *J Bone Joint Surg* 1984 April;66A(4):479-89.
- (32) Herring J.A., Neustadt J.B., William J.J. et al. The lateral pillar classification of Legg-Calvé-Perthes disease. *J Pediatr Orthop* 1992;12:143-50.
- (33) Cooperman DR, Stulberg SD. Ambulatory containment treatment in Perthes' disease. *Clin Orthop Relat Res* 1986 February;(203):289-300.

- (34) Mose K. Methods of measuring in Legg-Calvé-Perthes disease with special regards to the prognosis. Clin Orthop 1980;150:103-9.
- (35) Cooperman D.R., Stuhlberg S.D. Ambulatory containment treatment in Perthes disease. Clin Orthop 1986;203:289-300.
- (36) Wiedmer L, Langer T, Knusel O. [Gait pattern of patients with hip arthritis]. Orthopade 1992 February;21(1):35-40.
- (37) Baumann JU, Schar A, Meier G. [Forces and turning moments of hip and knee joints in locomotion]. Orthopade 1992 February;21(1):29-34.
- (38) Kopf A, Pawelka S, Kranzl A. [Clinical gait analysis--methods, limitations and possible applications]. Acta Med Austriaca 1998;25(1):27-32.
- (39) Hennerici M, Bätzner H. Gangstörungen. Springer Verlag 1. Auflage; 2001.
- (40) Perry J. Ganganalyse. Urban&Fischer Verlag, 1. Auflage; 2003.
- (41) Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E. et al. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. J Orthop Research 1989;7:849-60.
- (42) Ounpuu S., Gage J.R., Davis R.B. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. J Pediatr Orthop 1991;11:341-9.
- (43) Tönnis D. Die angeborenen Hüft dysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Springer Verlag; 1984.
- (44) Heymann C.H., Herdon C.H. Legg-Perthes disease: A method for the measurement of the roentgenographic result. J Bone Joint Surg 1950;32A:767-78.
- (45) Hof AL. Scaling gait data to body size. Gait and posture 1996;4:222-3.
- (46) Schwartz M., Novacheck T.F., Trost J. A tool for quantifying hip flexor function during gait. Gait Posture 2000;12:122-7.
- (47) Hefti F., Clarke N.M.P. The management of Legg-Calvé-Perthes disease: is there a consensus? J Child Orthop 2007;1:19-25.
- (48) Brosseau L, Tousignant M, Budd J et al. Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. Physiother Res Int 1997;2(3):150-66.
- (49) Kafer W, Fraitzl CR, Kinkel S et al. [Outcome assessment in total knee arthroplasty: is the clinical measurement of range of motion a reliable measurable outcome variable?]. Z Orthop Ihre Grenzgeb 2005 January;143(1):25-9.
- (50) Thieme HPD. Intertester-Reliabilität von goniometrischer und visueller Einschätzung der aktiven Gelenkbeweglichkeit bei Patienten mit neurologischer Erkrankung. Physioscience 4, 31-37. 2008.
Ref Type: Journal (Full)

- (51) Wang NH, Lee FT, Chin LS, Lo WH. Legg-Calve-Perthes disease: clinical analysis of 57 cases. *J Formos Med Assoc* 1990 September;89(9):764-71.
- (52) Cordeiro EN. Femoral osteotomy in Legg-Calve-Perthes disease. *Clin Orthop Relat Res* 1980 July;(150):69-72.
- (53) Meyer J. Treatment of Legg-Calve-Perthes disease. Assessment of therapeutic results with particular reference to the value of traction in bed. *Acta Orthop Scand* 1966;Suppl-111.
- (54) Westhoff B., Hirsch M.A., Hefter H. et al. Wie reliabel sind Informationen aus der 3D-Ganganalyse? *Sportverl Sportschad* 2004;18:76-9.
- (55) Steinwender G., Saraph V., Scheiber S. et al. Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clin Biomech* 2000;15:134-9.
- (56) Ramakrishnan H.K., Kadaba M.P. On the estimation of joint kinematics during gait. *J Biomech* 1991;24:969-77.
- (57) Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Research* 1990;8:383-92.
- (58) van der Linden M.L., Kerr A.M., Hazlewood M.E. et al. Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *J Pediatr Orthop* 2002;22:800-6.
- (59) Winter D.A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci* 1984;3:51-76.
- (60) Murray MP. Gait as a total pattern of movement. *Am J Phys Med* 1967 February;46(1):290-333.
- (61) Hulet C., Hurwitz D.E., Andriacci T.P. et al. Mécanismes d'adaptation fonctionnelle de la marche à une douleur invalidante de la coxo-fémorale. *Rev Chir Orthop* 2000;86:581-9.
- (62) Duchenne G.B. *Physiologie der Bewegungen*. Cassel Berlin: Theodor Fischer; 1885.
- (63) Trendelenburg F. Über den Gang bei angeborener Hüftgelenksluxation. *Dtsch Med Wochenschr* 1895;21:21-4.
- (64) Schröter J., Güth V., Overbeck M. et al. The 'Entlastungsgang'. A hip unloading gait as a new conservative therapy for hip pain in the adult. *Gait Posture* 1999;9:151-7.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Petermann
Vorname: Andrea
Geburtsdatum/-ort: 9.11.1978 in Neuss

Schulbildung

Grundschule: Leoschule 08/1985-08/1987
Dreikönigen-Grundschule 08/1987-08/1989
Gymnasium: Erzbischöfliches Gymnasium Marienberg Neuss
08/1989-08/1998

Universitätslaufbahn

03/2001 Ärztliche Vorprüfung
04/2002 Erstes Staatsexamen
08/2004 Zweites Staatsexamen
10/2004-10/2005 Praktisches Jahr
10/2004-01/2005 Chirurgische Abteilung Kantonsspital Uri, Schweiz
01/2004-05/2005 Pädiatrische Abteilung Universitätsklinikum
Düsseldorf
05/2004-09/2005 Internistische Abteilung Spital Rorschach, Schweiz
12/2005 Drittes Staatsexamen

Ärztliche Tätigkeit

01/2006-10/2006 Internistische Abteilung Elisabethkrankenhaus Essen
11/2006-03/2008 Pädiatrische Abteilung Sana-Klinikum Remscheid
Seit 04/2008 Pädiatrische Abteilung Lukaskrankenhaus Neuss

Zusammenfassung

Fragestellung: Der M. Perthes stellt bis heute für den behandelnden Kinderorthopäden eine große Herausforderung dar. Therapiekonzepte stützen sich im Wesentlichen auf klinisch-statische und radiologische Parameter sowie die jeweilige Erfahrung des Therapeuten. Funktionelle Aspekte bleiben bislang unberücksichtigt. Das Ziel der Studie war deshalb, die Auswirkungen des M. Perthes auf das Gangbild mittels der instrumentellen 3-dimensionalen-Computer unterstützten Ganganalyse zu untersuchen und daraus therapeutische Überlegungen abzuleiten.

Methodik: 49 Kinder mit einseitigem M. Perthes im Alter zwischen 5 und 17 Jahren wurden mittels instrumenteller Ganganalyse mit Erfassung der kinematischen, kinetischen und Weg-Zeit-Parameter untersucht. Alle Patienten wurden zusätzlich klinisch und radiologisch untersucht. Als Vergleich diente ein Normalkollektiv mit 30 gesunden Kindern im Alter zwischen 6 und 10 Jahren.

Ergebnisse: Insbesondere im floriden Stadium der Erkrankung zeigte sich bei der Analyse des Gangbildes signifikante Veränderungen: bzgl. der Weg-Zeit-Parameter zeigte sich ein Verlust der Symmetrie des Gehens mit Verkürzung der Einbeinstand-Phase der erkrankten Seite und Verlängerung der doppelt-unterstützten Phasen; ausgeprägte Veränderungen fanden sich bei der Analyse der Kinematik des erkrankten Hüftgelenks mit Reduktion des Bewegungsausschlags in der Sagittalebene – im Wesentlichen bedingt durch eine Reduktion der Extension in der terminalen Standphase; kompensatorisch fand sich eine vermehrte Anteversion und ein vermehrtes Bewegungsausmaß des Beckens sowie eine Zunahme des Bewegungsausmaßes des Hüftgelenks der gesunden Seite. Die Leistungsgenerierung war auf sämtlichen Gelenkebenen der erkrankten Seite reduziert, am ausgeprägtesten am Hüftgelenk (6,41 J/kg vs. 14,87 J/kg Norm).

Die Belastung des Hüftgelenks während des Gehens wurde anhand des Abduktionsmoments am Hüftgelenk während der Einbein-Standphase beurteilt. Eine Insuffizienz der Abduktoren führt zu charakteristischen Veränderungen der Bewegungen in der Frontalebene wie sie bereits qualitativ als Trendelenburg- bzw. Duchenne-Hinken beschrieben wurden. Anhand des Normalkollektivs wurden die physiologischen Bewegungscharakteristika in der Frontalebene während der Einbeinstandphase erstmalig quantitativ bestimmt. Bei der Analyse der Perthes-Patienten konnten neben dem normalen Bewegungsmuster zwei pathologische Bewegungsmuster (Typ 1 und 2) detektiert werden. Der Typ 1 mit Absenken des Beckens zur Schwungbeinseite, Neigung des Rumpfes in Relation zum Becken zur Standbeinseite und Adduktion des Hüftgelenks (Typ Trendelenburg) führte zu keiner Reduktion des Hüftabduktionsmoments und damit zu keiner Entlastung und ist demnach als biomechanisch ungünstig einzustufen. Beim 2. Typ (Duchenne-ähnlich) mit Neigung des Rumpfes zur Standbeinseite bei stabilem oder auf der Schwungbeinseite angehobenem Becken kam es zu einer signifikanten Reduktion des Abduktionsmoments und damit Reduktion der Belastung des Hüftgelenks.

Bei den Patienten im Reparations- oder Endstadium konnte trotz Beschwerdefreiheit bei 69,2% der Kinder ein auffälliges Gangmuster in der Sagittal- und / oder Frontalebene eruiert werden. Auch zeigte sich, dass trotz normaler bzw. gering beeinträchtigter Hüftfunktion bei der klinischen Untersuchung (Tönnis Grad 0 oder 1) 66,6% ein auffälliges Gangmuster zeigten. Die Korrelation des radiologischen mit dem dynamisch-funktionellen Ergebnis ergab, dass alle mit einem befriedigenden oder schlechten radiologischen Ergebnis nach Heyman und Herndon Gangauffälligkeiten zeigten, und dass immerhin 33% derjenigen mit einem guten oder sehr guten radiologischen Ergebnis Gangpathologien aufwiesen.

Schlussfolgerung: Bei der Analyse der dynamisch-funktionellen Auswirkungen des M. Perthes zeigten sich insbesondere während des floriden Stadiums Veränderungen, die im wesentlichen der Entlastung des betroffenen Hüftgelenks dienen. Das in der Frontalebene beobachtete Typ-2-Bewegungsmuster reduziert die Belastung des Hüftgelenks und führt gleichzeitig durch das Anheben des Beckens auf der Schwungbeinseite zu einer Verbesserung der Überdachung des betroffenen Hüftkopfes während der Einbeinstandphase und damit zu der – angestrebten – Verbesserung des Containments. Aufgrund dieser biomechanischen Erkenntnisse ist das bisherige physiotherapeutische Behandlungskonzept durch das Erlernen eines „Entlastungsganges“ zu ergänzen mit Anheben des Beckens auf der gesunde Schwungbeinseite bei gerader Wirbelsäule und gleichzeitigem Shift des Beckens in Richtung gesunde Seite. Weitere Untersuchungen müssen zeigen, inwiefern auf diese Weise die Behandlungsergebnisse verbessert werden können.

Bei Kindern im Reparations- und Endstadium fanden sich trotz subjektiver Beschwerdefreiheit und allenfalls gering eingeschränkter klinischer Hüftbeweglichkeit bei der überwiegenden Mehrzahl Gangbildauffälligkeiten. Unphysiologische Bewegungen führen zu unphysiologischen Gelenkbelastungen und können so zum degenerativen Gelenkschaden führen. Aufgrund der dynamisch-funktionellen Untersuchungen lässt sich ableiten, dass auch bei subjektiver Beschwerdefreiheit nach Ausheilen der Erkrankung eine Normalisierung des Bewegungsmusters im Wesentlichen durch konservative oder auch operative Maßnahmen angestrebt werden sollte. Weitere Untersuchungen müssen zeigen, ob sich dadurch das Gangmuster normalisieren und die Langzeitprognose verbessern lässt.



Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei Professor Krauspe für die Bereitstellung des Themas bedanken.

Privatdozentin Dr. Bettina Westhoff bin ich für ihre Betreuung, die wertvolle Unterstützung und die allzeit konstruktive Kritik zu großem Dank verpflichtet. Besonderer Dank gebührt Frau Kamps, für ihre Geduld und Hilfe bei den Ganganalysen und technischen Problemen.

Zusätzlich möchte ich mich bei meiner lieben Schwester Klaudia, Thorsten und Vivi für die unendliche Unterstützung bedanken. Ihr habt euch immer geduldig meinen Fragen gestellt und fast immer eine Antwort gewusst.