

Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
Direktorin: Univ.-Prof. Dr. Susanne Fuchs

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg in
Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und
Marburg GmbH, Standort Marburg



**Vergleich der knöchernen und knorpeligen Kongruenz
des Hüftgelenkes nach abgelaufenem Morbus Perthes**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der
gesamten Medizin dem Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Frank-Hendric Peter Kretschmer aus Kassel

Marburg, 2006

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
am: 06. April 2006.

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. B. Maisch

Referent: Prof. Dr. T. Wirth

Korreferent: PD Dr. R. Stiletto

2. Korreferent: Prof. Dr. S. Fuchs

Inhaltsverzeichnis

I.	EINLEITUNG UND ALLGEMEINE PROBLEMATIK.....	6
1.1	Definition.....	6
1.2	Synonyme.....	6
1.3	Ätiologie und Klinik.....	6
1.4	Diagnostik.....	7
1.5	Verlauf.....	8
1.6	Klassifikationen.....	9
1.6.1	<i>Catterall</i> -Klassifikation.....	9
1.6.2	Head-at-Risk-Signs.....	11
1.6.3	Klassifikation nach <i>Salter</i> und <i>Thompson</i>	12
1.6.4	<i>Herring</i> -Klassifikation.....	12
1.7	Therapie des Morbus Perthes.....	14
1.7.1	Ziel der Therapie.....	14
1.7.2	Behandlungsformen und ihre Kriterien.....	15
1.7.3	Konservative Therapieformen.....	15
1.7.4	Operative Therapieformen.....	16
1.8	Prognose.....	16
1.8.1	Prognosefaktor "Alter".....	17
1.8.2	Radiologische Prognosefaktoren.....	17
1.8.3	Beurteilung der Sphärizität durch <i>Mose</i>	18
1.8.4	<i>Stulberg</i> -Klassifikation.....	19
1.8.5	Long-Term Follow-Up Studien.....	21
II.	MATERIAL UND METHODE.....	23
2.1	Grundlage.....	23
2.2	Untersuchungsformen.....	23
2.3	MRT-Protokoll.....	25
2.4	Geometrische und kybernetische Grundlage.....	26
2.4.1	Theoretische Grundlage.....	26
2.4.2	Sphärizität des Hüftgelenkes.....	26
2.4.3	Methodische 2-dimensionale Analyse.....	29

2.5	Projektions- und Objektwahl.....	35
2.5.1	Untersuchung der MRT-Aufnahmen.....	35
2.5.2	Untersuchung der Faux-Profil Aufnahme.....	35
2.5.3	Untersuchung der Beckenübersichtsaufnahme a.p.....	36
2.6	Statistische Auswertung.....	36
2.6.1	Definition der Quadranten.....	36
2.6.2	Graphik des geometrischen Auswertungsverfahrens.....	38
2.6.3	Deskriptive Statistik.....	39
III.	ERGEBNISTEIL.....	43
3.1	Abkürzungen und Indizes.....	43
3.2	Ergebnisse der radiologischen Untersuchung.....	44
3.2.1	Ergebnisse Kongruenzverhalten Becken a.p.....	44
3.2.2	Graphische Darstellung der radiologische Kongruenz (antero-posteriorer Strahlengang / Becken a.p.).....	47
3.2.3	Ergebnisse Kongruenzverhalten Faux-Profil (lateraler Strahlengang).....	48
3.2.4	Graphische Darstellung der radiologische Kongruenz (lateraler Strahlengang / Faux-Profil).....	51
3.3	Ergebnisse MRT-Daten– ossäres Kongruenzverhalten.....	52
3.3.1	Ergebnisse ossäres Kongruenzverhalten coronare Projektion....	52
3.3.2	Graphische Darstellung ossäres Kongruenzverhalten (MRT - coronare Projektionsebene).....	55
3.3.3	Ergebnisse ossäres Kongruenzverhalten sagittale Projektion....	56
3.3.4	Graphische Darstellung ossäres Kongruenzverhalten (MRT - sagittale Projektionsebene).....	58
3.4	Ergebnisse MRT-Daten – Kongruenz Gelenkknorpel.....	59
3.4.1	Ergebnisse Kongruenz Gelenkknorpel coronare Projektion.....	59
3.4.2	Graphische Darstellung Kongruenzverhalten Gelenkknorpel (MRT - coronare Projektionsebene).....	61
3.4.3	Ergebnisse Kongruenz Gelenkknorpel sagittale Projektion.....	64
3.4.4	Graphische Darstellung Kongruenzverhalten Gelenkknorpel (MRT - sagittale Projektionsebene)	66

3.5	Beurteilung der Knorpelstärke und Knorpeloberfläche über der Gelenkfläche.....	69
3.6	Gelenkspalt unter longitudinaler Traktion.....	69
3.7	Gegenüberstellung Ergebnisse Röntgen vs. MRT.....	70
3.7.1	Korrespondierende Ebenen.....	71
3.7.2	Vergleich statistischer Werte.....	71
3.7.3	Becken a.p. versus MRT-coronar.....	72
3.7.4	Faux-Profil versus MRT sagittal.....	75
3.8	Beurteilung der Hüften nach <i>Stulberg</i>.....	78
3.8.1	Vergleich der Ergebnisse mit der <i>Stulberg</i> -Klassifikation.....	79
IV.	DISKUSSION.....	81
4.1	Diskussion der Methodik.....	81
4.2	Ergebnisbetrachtung und Ausblick.....	83
V.	LITERATURVERZEICHNIS.....	92
VI.	ZUSAMMENFASSUNG.....	100
VII.	ABSTRACT.....	101

VERZEICHNIS MEINER AKADEMISCHEN LEHRER

DANKSAGUNG

I. Einleitung und allgemeine Problematik

1.1 Definition

Der Morbus Perthes wird definiert als idiopathische juvenile aseptische Osteonekrose des Femurkopfes und tritt zwischen dem 3. und 12. Lebensjahr auf. Der Altersgipfel der Erkrankung liegt zwischen dem 5. und 7. Lebensjahr (Krämer and Grifka, 2005; Niethard and Pfeil, 2003; Wenger *et al.*, 1991).

Die Erkrankungshäufigkeit liegt bei 1-4 / 10.000 Kindern, Knaben sind drei- bis fünfmal häufiger betroffen als Mädchen (Gershuni, 1980; Jäger and Wirth, 1992; Niethard and Pfeil, 2003; Wenger *et al.*, 1991).

Bei 10 bis 20 % der Patienten ist ein bilateraler Befall des Hüftkopfes zu beobachten (Guille *et al.*, 2002; Niethard and Pfeil, 2003; Wenger *et al.*, 1991).

Die Ätiologie des Morbus Perthes ist trotz zahlreicher Studien bis heute nicht eindeutig geklärt (de Sanctis *et al.*, 2000; Jäger and Wirth, 1992; Krämer and Grifka, 2005; Niethard and Pfeil, 2003; Wall, 2000; Weinstein, 2000; Wenger *et al.*, 1991).

In ca. 8 – 12 % der Fälle besteht eine familiäre Disposition (Jäger and Wirth, 1992; Wansbrough *et al.*, 1959).

1.2 Synonyme

Morbus Perthes, Morbus Legg-Calvé-Perthes, Arthrosis deformans coxae juvenilis, juvenile Hüftkopfnekrose, idiopathische kindliche Hüftkopfnekrose, kindliche aseptische Hüftkopfnekrose.

Englisch: Legg-Calvé-Perthes-disease, Perthes-disease

1.3 Ätiologie und Klinik

Der idiopathische Morbus Perthes tritt hauptsächlich im Alter zwischen dem 5. und 7. Lebensjahr auf (Krämer and Grifka, 2005; Niethard and Pfeil, 2003; Wenger *et al.*, 1991).

Für die beim Morbus Perthes auftretende Osteonekrose des Femurkopfes ist grundsätzlich eine Unterbrechung der Blutversorgung verantwortlich, wobei die Ursache der Durchblutungsstörung weiterhin unbekannt ist (Evans *et al.*, 1988; Schittich, 2001; Wenger *et al.*, 1991). Vermutet wird, dass Minderanlagen in der Gefäßversorgung des Femurkopfes oder systemische Faktoren eine Rolle spielen könnten, da Perthes-Patienten häufig auch eine Skelettretardierung aufweisen (Niethard and Pfeil, 2003; Weinstein, 2000). Weiterhin ist jedoch die Blutversorgung der kindlichen Femurkopfepiphyse wegen des intraartikulären Verlaufes der Gefäße insgesamt kritisch (Niethard and Pfeil, 2003).

Die klinischen Symptome der Perthes-Erkrankung sind nicht spezifisch.

Die Erkrankung äußert sich häufig als unklarer Hüftschmerz oder als unklarer Knieschmerz. Häufig wird von den Eltern ein Hinken ihres Kindes als Erstsymptom beobachtet.

Bei der klinischen Untersuchung fällt zunächst eine Bewegungseinschränkung des betroffenen Hüftgelenkes auf, welches als „positives Vierer-Zeichen“ beschrieben wird. Hierbei ist die Abduktion und Außenrotation des Gelenkes vermindert (Jäger and Wirth, 1992; Krämer and Grifka, 2005; Niethard and Pfeil, 2003; Wenger *et al.*, 1991).

Differentialdiagnostisch ist aufgrund des klinischen Befundes vor allem eine Coxitis fugax abzugrenzen. Weitere Differentialdiagnosen der Perthes-Erkrankung sind kongenitale Skelettdysplasien, wie der Morbus Ribbing, die epiphysäre Dysplasie und die Meyersche Dysplasie. (Krämer and Grifka, 2005; Niethard and Pfeil, 2003; Schittich, 2001).

1.4 Diagnostik

Die Diagnose kann anhand der klinischen Untersuchung nur vermutet werden. Erst die radiologische Untersuchung in der antero-posterioren und *Lauenstein*-Projektion sichert den Befund (Gershuni, 1980; Krämer and Grifka, 2005; Niethard and Pfeil, 2003; Wenger *et al.*, 1991). Eine scheinbare radiologische Gelenkspaltverbreiterung durch das Sistieren des Wachstums des Hüftkopfkerns und ein Gelenkerguss sind hier die typischen radiologischen Veränderungen des Initialstadiums des Morbus Perthes.

Weitere diagnostische Untersuchungen, wie die Magnetresonanztomographie und die Skelettszintigraphie spielen bei der Diagnose keine entscheidende Rolle und werden nur bei speziellen Fragestellungen eingesetzt. Auch im Hinblick auf die Frühdiagnostik des Morbus Perthes bietet die Magnetresonanztomographie keinen entscheidenden Vorteil gegenüber der konventionellen Röntgendiagnostik und bleibt auf Problemfälle beschränkt (Niethard and Pfeil, 2003; Rix *et al.*, 1992).

1.5 Verlauf

Weinstein beschreibt, dass „ der Verlauf der Ischämie, Fragmentation und die langwierige Reformation des Femurkopfes, die bei dieser Krankheit (Morbus Perthes) beobachtet wird“ im Widerspruch zur kürzeren Heilungszeit bei nekrotischen Femurkopf-Erkrankungen, die traumatisch bedingt sind, steht (Weinstein, 2000). Die Erkrankung verläuft charakteristischerweise in 4 Stadien, die sich über einen längeren Zeitraum – Monate bis Jahre - erstrecken und radiologisch verifizierbar sind (Jäger and Wirth, 1992; Krämer and Grifka, 2005; Niethard and Pfeil, 2003):

Die einzelnen Stadien des Morbus Perthes sind:

1. **Initialstadium**
2. **Kondensationsstadium**
3. **Fragmentationsstadium**
4. **Reparationsstadium bzw. Stadium des strukturellen Wiederaufbaus**

Diese radiologischen Stadien des Morbus Perthes wurden erstmals von *Waldenström* beschrieben (Waldenström, 1922).

Die Dauer des Umbauprozesses des befallenen Hüftkopfes ist von der Ausdehnung des Hüftkopfbefalles abhängig und variiert individuell in seiner Dauer zwischen wenigen Monaten bis zu 5 Jahren (Niethard and Pfeil, 2003). Während der knöchernen Umbauvorgänge ist die Femurkopfepiphyse vermindert belastungsfähig mit einer großen Gefahr der Deformierung (Crutcher and Staheli, 1992; Evans *et al.*, 1988).

Das Endresultat des Morbus Perthes reicht von einem völlig normalen kongruenten Femurkopf bis zu schweren pilz- oder walzenförmigen Kopfdeformierungen mit einer Gelenkinkongruenz.

1.6 Klassifikationen

1.6.1 Catterall - Klassifikation

Die Ausdehnung der Hüftkopfnekrose des Morbus Perthes wird nach *Catterall* anhand von radiologischen Kriterien in 4 Gruppen eingeteilt (*Catterall*, 1971).

In einem frühen Stadium der Erkrankung ist die Zuteilung schwierig; sie ist erst ab dem Fragmentationsstadium sinnvoll (*Van Dam et al.*, 1981).

Die Ausdehnung der Nekrose wird von ventral nach dorsal in 4 Sektoren eingeteilt und anhand der Aufnahmetechnik nach *Lauenstein* (Hüftgelenk seitlich mit vertikalem Strahlengang) und im antero-posterioren Strahlengang beurteilt.

Über die Einteilung in Gruppen wird auch versucht sowohl eine deskriptive als auch eine prognostische Aussage über den zu erwartenden Verlauf des Morbus Perthes treffen zu können (*Van Dam et al.*, 1981).

Insbesondere die *Catterall*-Gruppen III und IV haben eine schlechte prognostische Voraussetzung in bezug auf eine zeitlich verfrüht auftretende sekundäre Coxarthrose (*Catterall*, 1971).

Klassifikation nach *Catterall*

Gruppe I	Antero-lateraler Sektor betroffen
Gruppe II	Vorderes Drittel oder Hälfte des Femurkopfes betroffen
Gruppe III	Bis zu $\frac{3}{4}$ des Femurkopfes betroffen, nur dorsaler Teil intakt
Gruppe IV	Ganzer Femurkopf betroffen

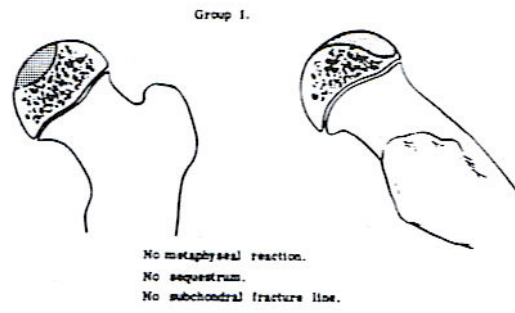


FIG. 1. Drawing of Group I.

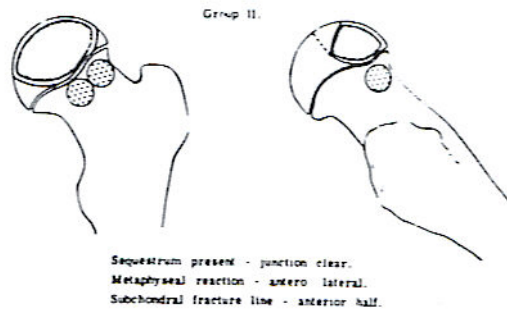


FIG. 2. Drawing of Group II.

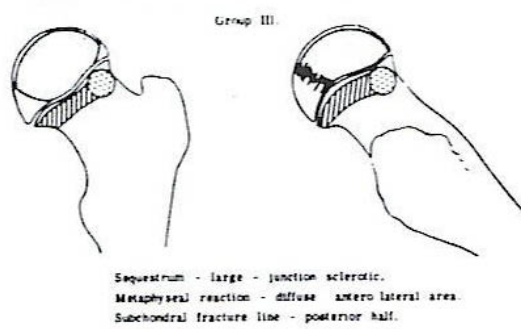


FIG. 3. Drawing of Group III.

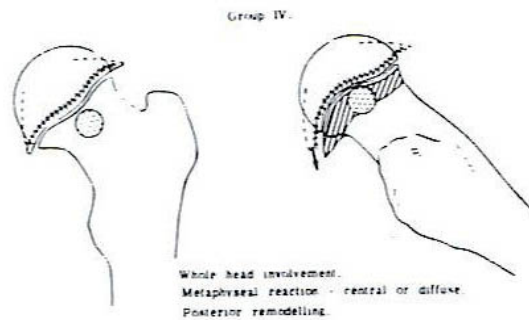


FIG. 4. Drawing of Group IV.

Abbildung 1-1:

Schematische Darstellung der *Catterall*-Klassifikation. Es werden die Gruppen I-IV dargestellt (entnommen aus (Catterall, 1981)).

1.6.2 Head-at-Risk-Signs

Eine Reihe von radiologisch nachweisbaren Kriterien scheint für ein weniger optimales Ergebnis verantwortlich zu sein. Diese radiologischen Risikozeichen mit ungünstiger Prognose werden von *Catterall* als sogenannte *Head-at-Risk-Signs* bezeichnet. Die *Head-at-Risk-Signs* beeinflussen das Ausheilungsergebnis unabhängig von der jeweiligen *Catterall-Gruppe*, bei denen normalerweise eine Tendenz bezüglich ihres Ausheilungsergebnisses erkennbar ist (Catterall, 1981; Kamegaya *et al.*, 2004; Vila Verde *et al.*, 1985; Wenger *et al.*, 1991):

- (1) *Laterale Kalzifikation der Epiphyse*
- (2) *Laterale Subluxation* (Zunahme des infero-medialen Gelenkspaltes)
- (3) *Gage's Sign* (defekte Ossifikation der lateralen Epiphyse)
- (4) *Winkel / Verlauf der Epiphysenfuge* (transversaler Verlauf der Wachstumsfuge in der antero-posterioren Röntgenaufnahme, hier können Scherkräfte auf die Epiphysenfuge einwirken und zu einer Verschiebung des lateralen Teiles der Epiphysenfuge führen)

1.6.3 Klassifikation nach *Salter und Thompson*

Salter und Thompson schlugen 1984 eine Klassifikation entsprechend der Ausdehnung der subchondralen Fraktur im Röntgenbild vor, bei der nur noch 2 Gruppen unterschieden werden. Diese Einteilung kann sowohl in einem frühen Stadium als auch erst in der resorptiven Phase der Erkrankung angewendet werden, wobei dieser Einteilung eine prognostische Signifikanz eher in der späten Phase der Perthes Erkrankung zukommt (*Salter and Thompson, 1984*).

Die Gruppeneinteilung nach *Salter und Thompson*

Gruppe A Subchondrale Fraktur betrifft < 50% der Kopfkalotte

Gruppe B Subchondrale Fraktur betrifft > 50% der Kopfkalotte

Die Gruppen A und B nach *Salter und Thompson* sind mit der *Catterall*-Klassifikation vergleichbar, wobei die Gruppe A den *Catterall*-Klassen 1 und 2 und die Gruppe B den *Catterall*-Klassen 3 und 4 entsprechen.

Salter-Thompson Gruppe A	↔	Catterall-Gruppen 1-2
Salter-Thompson Gruppe B	↔	Catterall-Gruppen 3-4

1.6.4 *Herring*-Klassifikation

Herring verwendete 1992 für seine Einteilung des Morbus Perthes das Ausmaß der Höhenreduzierung des lateralen Pfeilers der Femurkopfepiphyse (*Lateral Pillar Classification*) und unterteilt in seiner Klassifikation 3 Gruppen (*Herring et al., 1992*). Der *Herring*-Klassifikation kommt ein prognostischer Aussagewert in bezug auf das Langzeitresultat der Erkrankung zu (*Aksoy et al., 2004; Herring et al., 2004*). Die *Lateral Pillar Classification* nach *Herring* ist ebenfalls eine radiologische Einteilung des Morbus Perthes, wobei Röntgenaufnahmen im antero-posterioren Strahlengang bewertet werden (*Herring et al., 1992*):

Herring-Klassifikation

Gruppe A	normale Höhe, laterale Säule intakt; generell günstige Prognose
Gruppe B	mehr als 50% der Höhe des lateralen Pfeilers sind erhalten; gute Prognose bei Alter unter 9 Jahren bei Erstdiagnose / schlechtere Prognose bei Alter über 9 Jahren bei Erstdiagnose
Gruppe C	weniger als 50% der Höhe des lateralen Pfeilers sind im Vergleich zur kontralateralen Seite erhalten; größtenteils asphärisches Endresultat, es besteht eine schlechte Prognose

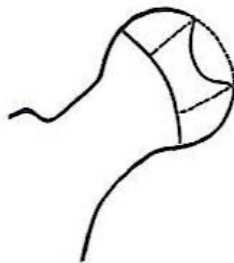


FIG. 1. Femoral head pillars. The pillars were derived by noting the lines of demarcation between the central sequestrum and the remainder of the epiphysis on the anteroposterior radiograph.



FIG. 2. Group A: Normal height of the lateral pillar maintained.



FIG. 4. Group B: >50% of lateral pillar height maintained.



FIG. 6. Group C: <50% of lateral pillar height maintained.

Abbildung 1-2:

Zeigt schematisch die 3 Gruppen der radiologischen *Lateral Pillar Classification* nach *Herring*. Es werden Aufnahmen im antero-posterioren Strahlengang beurteilt (entnommen aus (*Herring et al.*, 1992)).

1.7 Therapie des Morbus Perthes

1.7.1 Ziel der Therapie

Das Hauptziel der Behandlung des Morbus Perthes ist die Prävention einer persistierenden Hüftkopfdeformität, respektive einer sekundären Coxarthrose (*Catterall*, 1971; *de Sanctis et al.*, 2000; *Kamhi and MacEwen*, 1975; *Niethard and Pfeil*, 2003; *Reddy and Morin*, 2005; *Stulberg et al.*, 1981; *Weinstein*, 2000) sowie die Aufrechterhaltung des vollen Bewegungsausmaßes des Hüftgelenkes (*Catterall*, 1971; *Kamhi and MacEwen*, 1975; *Weinstein*, 2000).

Das Ziel sowohl der konservativen als auch der operativen Therapie der Perthes-Erkrankung ist es ein gutes *Containment* des Femurkopfes (*Axer et al.*, 1980; *Catterall*, 1981; *Crutcher and Staheli*, 1992; *Evans et al.*, 1988; *Petrie and Bitenc*, 1971; *Wall*, 2000; *Weinstein*, 2000) bei möglichst freier Gelenkbeweglichkeit zu erreichen (*Reddy*

and Morin, 2005). Durch die Zentrierung des Hüftkopfes in der Hüftpfanne soll ein sphärisches und kongruentes Verhalten des Hüftgelenkes (Catterall, 1971; Kamhi and MacEwen, 1975; Stulberg *et al.*, 1981) mit der Prävention einer persistierenden Hüftkopfdeformität während der Phase der verminderten Belastbarkeit des Hüftkopfes und der Wiederherstellung der Gelenkkongruenz erreicht werden (Reddy and Morin, 2005). Die Erfolgsquote beider Therapieformen hängt von der Ausprägung und dem Stadium, in dem die Behandlung begonnen wird, ab.

Eine persistierende anatomische Fehlförmigkeit des Femurkopfes kann zu einer sekundären Coxarthrose führen, die mit den genannten Therapieformen versucht wird zu vermeiden.

1.7.2 Behandlungsformen und ihre Kriterien

Für die Behandlung des Morbus Perthes gibt es zwei unterschiedliche Behandlungsmethoden.

Die Therapie kann entweder konservativ oder operativ erfolgen, wobei die Kriterien (Alter des Patienten, klinischer Befund, radiologische Veränderungen - zum Beispiel „Head at Risk“ Risikofaktoren) für die jeweilige Behandlungsform je nach Autor unterschiedlich gestellt werden (Catterall, 1971; Kiepuska, 1991; Vila Verde *et al.*, 1985; Wenger *et al.*, 1991).

1.7.3 Konservative Therapieformen

1. Die konservative Behandlungsform ist abhängig von der Verlaufsform. So ist eine reine Beobachtung des Patienten oder die Entlastung des betroffenen Hüftgelenkes möglich (Salter, 1980; Wall, 2000).

2. Eine weitere Form der konservativen Behandlung des Morbus Perthes ist die Schienenbehandlung. Eine Schienenbehandlung sollte jedoch nicht während der symptomatischen Phase der Erkrankung erfolgen.

Das Prinzip der konservativen Therapieform ist, dass bei Patienten mit einem sehr gut beweglichen Gelenk auch mit einem guten Endresultat zu rechnen ist.

Für die Schienenbehandlung wird entweder eine *non-weight-bearing Brace*, eine *weight-bearing Brace* mit limitiertem Bewegungsumfang des Hüftgelenkes oder eine *weight-bearing Brace* ohne Limitierung des Bewegungsausmaßes des Hüftgelenkes eingesetzt (Wenger *et al.*, 1991).

Diese Schienen versuchen durch eine Entlastung des Gelenkes eine Deformierung des Hüftkopfes während der Phase einer verminderten Belastbarkeit zu verhindern (Crutcher and Staheli, 1992; Salter, 1980).

Es wurde jedoch eine Limitierung dieses Verfahrens im Hinblick auf den Einsatz bei Perthes Patienten beobachtet. Der Einsatz von *weight-bearing abduction Braces* wird in schweren Fällen (*Catterall* Gruppe III und IV sowie *Salter* Gruppe B) von einigen Autoren nicht unterstützt (Martinez *et al.*, 1992; Weinstein, 2000).

1.7.4 Operative Therapieformen

Die chirurgische Behandlung hat zwei unterschiedliche anatomische Ansatzpunkte, verfolgt aber ganz grundsätzlich das Prinzip des bestmöglichen Containments:

Zum einen kann eine *varisierende* oder *varisierend-derotierende Umstellungsosteotomie* des Femurs durchgeführt werden (Axer *et al.*, 1980; Canario *et al.*, 1980; Hoikka *et al.*, 1986; Kendig and Evans, 1986; McElwain *et al.*, 1985), zum anderen besteht die Möglichkeit einer Osteotomie des Beckens entweder nach *Salter* (Canale *et al.*, 1972; Maxted and Jackson, 1985; Salter, 1980; Sponseller *et al.*, 1989) oder nach *Chiari* (Reddy and Morin, 2005).

Sponseller konnte in seiner Vergleichsstudie der *Innominate Salter-Osteotomie* des Beckens versus einer *Varisations-Osteotomie* des Femurs keinen signifikanten Unterschied der beiden verglichenen Operationsmethoden bezüglich ihres Endresultates anhand der *Stulberg-Klassifikation* feststellen. Beide Methoden zeigten in 70 % der Fälle gute Resultate (Sponseller *et al.*, 1989).

In schweren Fällen erweist sich sogar eine kombinierte *Salter Innominate* und eine *Femorale Varisationsosteotomie* als vorteilhaft (Crutcher and Staheli, 1992).

1.8 Prognose

Der Morbus Perthes stellt eine präarthrotische Deformität für das Auftreten einer sekundären Coxarthrose dar. Es ist von großer Bedeutung eine frühzeitige Aussage über die Charakteristika eines solchen Verlaufes im Hinblick auf die Zeitachse treffen zu können.

Zum aktuellen Zeitpunkt herrscht eine Meinungsvielfalt über die prognostisch entscheidenden Einflussfaktoren, die den Verlauf des Morbus Perthes bestimmenden Faktoren. Es ist derzeit noch nicht gelungen, genau definierte Eckpunkte für eine solche Aussage festzulegen.

Jedoch gelten sowohl eine Deformität des Femurkopfes als auch das Alter der Patienten zu Krankheitsbeginn als gefestigte prognostische Faktoren.

1.8.1 Prognosefaktor „Alter“

Bei vielen Autoren herrscht Einigkeit darüber, dass bei einem Auftreten der Erkrankung vor dem 5.-6. Lebensjahr die Qualität der Endresultate besser zu sein scheint (Catterall, 1971; Gower and Johnston, 1971; Herring *et al.*, 2004; Lecuire, 2002; Mose *et al.*, 1977; Salter, 1980; Stulberg *et al.*, 1981; Vila Verde *et al.*, 1985; Weinstein, 2000; Wenger *et al.*, 1991; Yrjonen, 1999). Allerdings gibt es hier auch abweichende Auffassungen (Snyder, 1975).

1.8.2 Radiologische Prognosefaktoren

Catterall verwendet für seine Klassifikation des Morbus Perthes den radiologisch feststellbaren flächenanteilmäßigen Befall der Hüftkopfoberfläche und sieht hier einen Bezug für die Prediktion des radiologischen Endresultates (Catterall, 1971).

Die von ihm radiologisch beschriebenen *Head-at-Risk Signs* sind für einen ungünstigen Verlauf der Erkrankung mit einem schlechten Endresultat verantwortlich.

Weiterhin wird der Zeitpunkt der Erkrankung, zu dem eine prognostische Aussage über den Verlauf der Erkrankung gemacht werden kann, durch die einzelnen Autoren unterschiedlich bestimmt.

So haben einige Autoren schon während der aktiven Phase der Erkrankung eine Aussage über den Verlauf der Erkrankung getroffen (Catterall, 1971; Herring *et al.*, 1992; Salter and Thompson, 1984), während hingegen bei anderen Autoren erst nach Ablauf der Erkrankung anhand der verbliebenen Deformität des Femurkopfes mit daraus resultierender - im Ausmaß unterschiedlicher - Inkongruenz eine Aussage über die Prognose der Perthes Erkrankung getroffen wird (Mose, 1980; Stulberg *et al.*, 1981).

1.8.3 Beurteilung der Sphärizität durch *Mose*

Mose beurteilt die Sphärizität des Hüftkopfes mittels von ihm beschriebenen konzentrischen Kreisschablonen. Diese Kreisschablonen mit Ringabständen von 2 mm werden dem Hüftkopfzentrum bei konventionellen Röntgenbildern im antero-posterioren Strahlengang sowie in der *Lauenstein*-Aufnahme aufgelegt und bilden das Entscheidungskriterium, ob der Hüftkopf nach abgelaufenem Morbus Perthes eine sphärische Form aufweist.

Hierbei kommt es zu verschiedenen Ergebnissen bezüglich der Sphärizität des Femurkopfes, die wiederum eine Einteilung der Ergebnisse in 3 Gruppen erlauben (*Mose*, 1980).

Einteilung der Gruppen nach *Mose*

Gruppe 1 nach <i>Mose</i>:	Hüftkopf normal (= sphärische Form) in beiden radiologischen Projektionen
Gruppe 2 nach <i>Mose</i>:	Hüftkopf abgeflacht, aber trotzdem sphärisch; Hüftkopf rund in einer Röntgenprojektion, entrundete Darstellung in der anderen Projektion
Gruppe 3 nach <i>Mose</i>:	Hüftkopf irregulär (= nicht sphärisch) in beiden radiologischen Projektionen

FIG. 2. Method to assure presence or absence of sphericity of the healed femoral head.

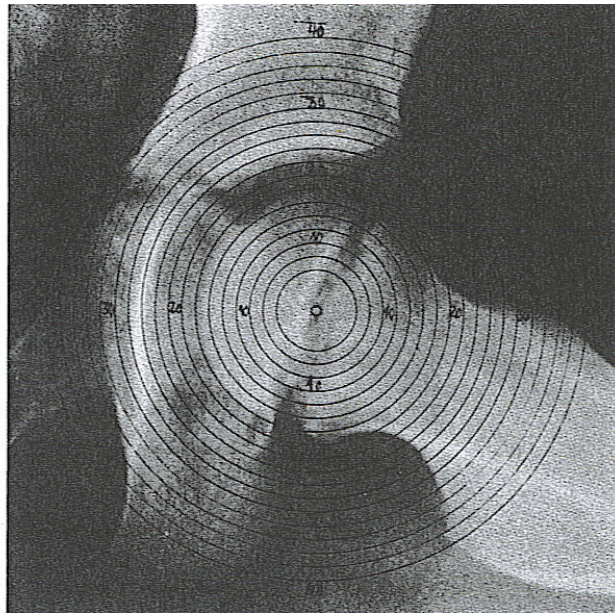


Abbildung 1-3:

Schematische Darstellung der Beurteilung der Sphärizität des Hüftkopfes anhand von Kreisschablonen unterschiedlicher Radii nach Mose (entnommen aus (Mose, 1980)).

1.8.4 Stulberg-Klassifikation

Die *Stulberg*-Klassifikation unterteilt anhand des radiologischen Erscheinungsbildes im Erwachsenenalter 5 verschiedene Klassen.

Die entscheidenden Kriterien zur Differenzierung der einzelnen Klassen stellen die Form des Femurkopfes und die Kongruenz des Hüftgelenkes dar.

Diese Einteilung ist die meist eingesetzte Methodik zur Beurteilung der Deformität des Hüftkopfes und der daraus resultierenden Gelenkkongruenz bei Patienten nach abgelaufenem Morbus Perthes (de Sanctis *et al.*, 2000).

Diese 5 Klassen der residualen Deformität und das Kongruenzverhalten des Hüftgelenkes sind sehr stark mit der sich später möglicherweise entwickelnden sekundären Coxarthrose und deren zeitlichem Auftreten assoziiert.

Bei den konventionellen Röntgenbildern im antero-posterioren Strahlengang und der *Lauenstein*-Projektion werden 6 verschiedene Punkte untersucht, um eine Klassifikation vorzunehmen (*Femoral Head Shape, Mose Rating, Femoral Neck Length, Acetabular Slope, Acetabular Coverage*) (Stulberg *et al.*, 1981).

Stulberg unterteilt 5 Klassen der Hüftgelenkkongruenz anhand der Sphärizität der artikulierenden ossären Gelenkanteile

- **Klasse 1:** Normales konfiguriertes (kongruentes) Hüftgelenk

- **Klasse 2:** Sphärischer Femurkopf (sowohl in der antero-posterioren als auch in der *Lauenstein*-Projektion),
aber mit einer oder mehreren der folgenden Abnormalitäten:
 - (1) vergrößerter Hüftkopf, jedoch sphärisch (*coxa magna*)
 - (2) verkürzter Schenkelhals
 - (3) abnormales Azetabulum

- **Klasse 3:** Nicht-sphärischer Hüftkopf (jedoch keine Abflachung) sowie eine abnormale Veränderung des Femurkopfes, des Azetabulums oder des Schenkelhalses (wie in Klasse 2)

- **Klasse 4:** Abgeflachter Hüftkopf mit azetabulären Veränderungen bzw. Abnormalitäten des Schenkelhalses

- **Klasse 5:** Abgeflachter Femurkopf ohne azetabuläre Veränderungen und normal konfiguriertem Schenkelhals

Die Klassen 1 und 2 haben nach *Stulberg* kein erhöhtes Arthroserisiko, da sie eine *sphärische Kongruenz* des Gelenkes aufweisen.

Bei einer bestehenden *asphärischen Kongruenz* der Klassen 3 und 4 ist das Risiko einer Coxarthrose im Allgemeinen erhöht, jedoch ist diese zeitlich nicht zwingend verfrüht zu erwarten.

Bei der *asphärischen Inkongruenz* der Klasse 5 ist dabei jedoch das Risiko einer verfrühten Arthrose des Hüftgelenkes erhöht (*Stulberg et al.*, 1981).

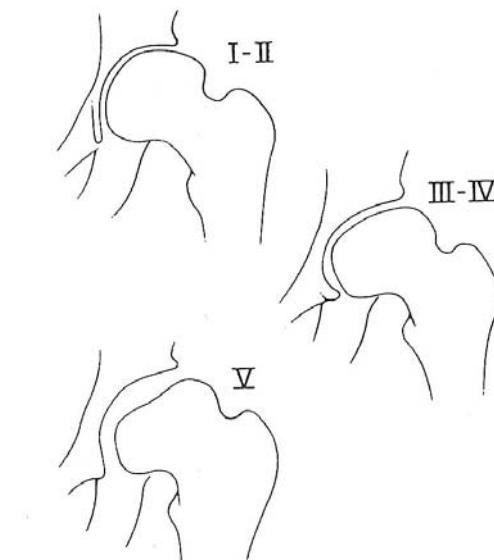


Abbildung 1-4:

Schematische Darstellung der *Stulberg*-Klassifikation mit ihren 5 Gruppen.

Die Gruppen I und II weisen eine *sphärische Kongruenz*, die Gruppen III und IV eine *asphärische Kongruenz* auf. Die Klasse V weist hingegen eine *asphärische Inkongruenz* des Hüftgelenkes auf (entnommen aus (*Stulberg et al.*, 1981)).

1.8.5 Long-Term Follow-Up Studien

Die Form des Femurkopfes, als auch die bestehende Kongruenz des Hüftgelenkes, haben in Langzeitstudien eine eminente Bedeutung.

Einige Autoren definieren die Form des Femurkopfes nach abgelaufenem Morbus Perthes sowie die Kongruenz des Hüftgelenkes als wichtigste prognostische Faktoren in bezug auf das Auftreten einer sekundären und zeitlich verfrühten Coxarthrose (de Sanctis *et al.*, 2000; Lecuire, 2002; McAndrew and Weinstein, 1984; Mose, 1980; *Stulberg et al.*, 1981; Weinstein, 2000; Yrjonen, 1999).

Je größer die Hüftkopfdeformität nach abgelaufenem Morbus Perthes mit daraus resultierender Inkongruenz durch eine fehlende Sphärizität des Femurkopfes ist, desto wahrscheinlicher ist auch eine sich aus dieser pathologischen Situation entwickelnde sekundäre Coxarthrose. (Weinstein, 2000).

Auch nach *Stulberg* ist das Auftreten einer sekundären Coxarthrose hauptsächlich von der *Kopf–Pfannen–Kongruenz* abhängig (*Stulberg et al.*, 1981).

Stulberg und *Salter* konnten in ihrer Untersuchung bei 88 nachuntersuchten Hüften keine Coxarthrose bei sich sphärisch verhaltenden Femurköpfen feststellen.

Bei deformierten und inkongruenten Hüftköpfen konnte sogar eher ein verfrühtes Auftreten einer degenerativen Coxarthrose beobachtet werden (*Lecuire*, 2002; *Weinstein*, 2000).

Lecuire postuliert weiterhin in seiner Arbeit, dass „je größer die Deformität des Femurkopfes“, und somit gleichzeitig auch die Inkongruenz des Hüftgelenkes, „am Ende der aktiven Phase der Erkrankung ist, desto größer sind die Chancen von sich entwickelnden degenerativen Veränderungen“ (*Lecuire*, 2002).

Es ist also von entscheidender Bedeutung, die Kongruenz der befallenen Hüfte, und damit indirekt die Form des Femurkopfes, zu beurteilen.

Nach dem derzeitigen wissenschaftlichen Stand der Forschung werden aktuell sowohl die Aussage über den Zustand des Hüftgelenkes nach Ablauf der Erkrankung als auch die prognostische Aussage über den Morbus Perthes allein anhand von radiologischen Darstellungen getroffen. Die cartilagenen Strukturen des Hüftgelenkes werden nicht beurteilt (*Catterall*, 1971; *Herring et al.*, 1992; *Mose*, 1980; *Salter and Thompson*, 1984; *Stulberg et al.*, 1981). Damit wird der knorpeligen Oberflächenbeschaffenheit, also der tatsächlichen gelenkbildenden anatomischen Struktur, eine sehr untergeordnete Bedeutung beigemessen.

II. Material und Methode

2.1 Grundlage

Für die Durchführung der wissenschaftlichen Untersuchung standen 20 erkrankte Hüften (n = 20) von 18 Patienten (18 Fälle mit unilateralem, 2 Fälle mit bilateralem Befall) mit abgelaufenem und an der Orthopädischen Poliklinik der Philipps-Universität Marburg therapiertem Morbus Perthes zur Verfügung.

Der jüngste Patient war zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 14 Jahre, der älteste Patient 26 Jahre alt.

Das Durchschnittsalter der Patienten zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung lag bei 19,3 Jahren.

Die Zeitspanne von der Erstdiagnose bis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung betrug bei den Patienten durchschnittlich 12,95 Jahre (von 5- 19 Jahren).

Bei der Erstdiagnose waren der jüngste Patient 3 Jahre und der älteste Patient 10 Jahre alt, im Durchschnitt waren die Patienten 6,5 Jahre alt.

10mal war die rechte, 10mal die linke Hüfte betroffen.

19 erkrankte Hüften wurden operativ mit einer varisierenden Umstellungsosteotomie therapiert.

Bei einem Patienten erfolgte eine konservative Therapie.

Alle operativen Eingriffe wurden an der Orthopädischen Klinik der Philipps-Universität Marburg durchgeführt.

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bestand bei keinem der Patienten eine klinische Auffälligkeit bezüglich der Schmerzsymptomatik, des Belastungsniveaus oder der Beweglichkeit.

2.2 Untersuchungsformen

Für unsere Untersuchung wurden konventionelle radiologische Aufnahmen im anteroposterioren Strahlengang (Becken a.p.) sowie im lateralen Strahlengang (Faux-Profil) angefertigt.

Zu diesen beiden Ebenen der radiologischen Hüftgelenkdarstellung wurden vergleichend die korrespondierenden kernspintomographischen Aufnahmen in der

coronaren und sagittalen Projektion angefertigt, wobei die laterale radiologische Darstellung des Hüftgelenkes in der Faux-Profil-Aufnahme der sagittalen und die antero-posteriore radiologische Beckenübersichtsaufnahme der coronaren Projektion des MRT entspricht.

Der Kernspintomographie kommt bei der Knorpeldiagnostik eine maßgebliche und entscheidende Rolle zu. Sie ist nach dem derzeitigen wissenschaftlichen Stand die Methode der Wahl zur detaillierten Darstellung von Knorpelstrukturen und – veränderungen (de Sanctis *et al.*, 2000; Disler *et al.*, 2000; Edwards *et al.*, 1995; Egund and Wingstrand, 1991; Goertzen *et al.*, 1991; Nakanishi *et al.*, 1999; Nishii *et al.*, 2001; Noguchi *et al.*, 1999; Recht and Resnick, 1994; Rush *et al.*, 1988; Scoles *et al.*, 1984; Toby *et al.*, 1985; Wenger *et al.*, 1991). Die Kernspintomographie ist im Gegensatz zur Arthrographie eine nicht-invasive Untersuchungsform und kann routinemäßig durchgeführt werden (Baber *et al.*, 1999; Conway *et al.*, 1996; de Sanctis *et al.*, 2000; Disler *et al.*, 2000; Edwards *et al.*, 1995; Egund and Wingstrand, 1991; Hochbergs *et al.*, 1994; Mukherjee and Fabry, 1990; Nakanishi *et al.*, 1999; Nishii *et al.*, 2001; Noguchi *et al.*, 1999; Recht and Resnick, 1994; Rush *et al.*, 1988; Scoles *et al.*, 1984; Toby *et al.*, 1985; Weishaupt *et al.*, 2000). Des weiteren stellt die Kernspintomographie für die Patienten keine Strahlenbelastung dar.

Bei allen angefertigten Aufnahmen wurde die Kongruenz der artikulierenden Anteile des Hüftgelenkes untersucht und mit der Formation und Lage eines idealisierten und normierten Systems verglichen.

Bei den kernspintomographischen Darstellungen konnten sowohl die Kongruenz des Gelenkknorpels als auch die knöcherne Kongruenz beurteilt werden.

Bei den radiologischen Bildern wurde lediglich die ossäre Kongruenz des Hüftgelenkes beurteilt.

Die MRT-Untersuchung erfolgte unter einer Zuggewichtsbelastung von 15 kp in axialer Zugrichtung zur Körperachse und anhand des folgenden, bei dysplastischen Hüften zur detaillierten Darstellung des Gelenkknorpels verwendeten MRT-Protokolles (s. Kapitel 2.3) (Nishii *et al.*, 2001).

Erst durch die Distraction des Femurkopfes in bezug auf die Hüftpfanne wird der Gelenkspalt sichtbar, der zwischen den beiden Gelenkknorpeln vorhanden ist (Nakanishi *et al.*, 1999). Dies ist von immenser Bedeutung, da ansonsten weder der Gelenkspalt noch die Gelenkknorpelstruktur optisch ermittelt und beurteilt werden können.

Bei dieser, von den Patienten als nicht unangenehm oder schmerzhaft empfundenen Durchführung der Untersuchung, ist es eindeutig möglich, den femoralen und azetabulären Gelenkknorpel separat darzustellen (Nakanishi *et al.*, 1999).

Keinem der Patienten wurde ein Muskelrelaxans verabreicht.

Lediglich einem Patienten wurde aus zusätzlicher diagnostischer Fragestellung heraus Kontrastmittel in das Hüftgelenk injiziert. Damit sollte der bei diesem Patienten bestehende klinische Verdacht einer Labrumläsion definitiv ausgeschlossen werden (Conway *et al.*, 1996).

2.3 MRT-Protokoll

GE-Sequenz (FLASH = fast low angle shot)

TR (repetition time)	24,4 ms
TE (echo time)	5,7 ms
FA (flip angle)	20°
Imaging Matrix	256 x 192
Field of View	16 cm
ST (section thickness)	1,5 mm
Ebene	2 (sagittal und coronar)

Bei dieser Form der Knorpeldarstellung werden die azetabulären und die femoralen Gelenkknorpelanteile als *High-signal Area* dargestellt, in deutlichem Unterschied zu dem als *Low-signal Area* dargestellten subchondralen Knochen des Azetabulums und des Femurkopfes.

Dabei ist besonders zu berücksichtigen, dass auch der Gelenkspalt und die Gelenkflüssigkeit als *Low-signal Area* abgebildet werden (Nishii *et al.*, 2001).

2.4 Geometrische und kybernetische Grundlage

2.4.1 Theoretische Grundlage

Die theoretische Grundlage der Untersuchung basiert auf der Gegebenheit, dass die artikulierenden Hüftgelenksanteile des menschlichen Hüftgelenks eine annähernde Sphärizität aufweisen. Somit treffen die geometrischen Forderungen eines Kreiskörpers auch für die artikulierenden Hüftgelenksanteile zu.

Für Kreiskörper oder Kreissegmente gilt, dass sie sich kongruent zueinander verhalten, wenn sie denselben Mittelpunkt aufweisen.

Als Grundlage der Untersuchung wurde die Definition der mathematischen Kongruenz zweier Kreiskörper gewählt. Hiernach ist eine Kugel­fläche der geometrische Ort aller Punkte eines Raumes, bei dem ein konstanter Abstand zu einem einzigen Punkt besteht. Dieser feste Punkt ist der Mittelpunkt des Kreises. Als Kongruenz wird die völlige Übereinstimmung von Figuren in Größe und Gestalt bezeichnet. Somit lassen sich kongruente Gebilde durch geometrische Transformation ineinander überführen. Im Falle von Kreisfiguren bedeutet dies, dass 2 Kreise sich kongruent zueinander verhalten, wenn sie denselben Mittelpunkt aufweisen, sich nur durch ihren Radius unterscheiden und somit durch Angleichung der Radien geometrisch ineinander transformiert werden können (Bosch, 1993; Bronstein *et al.*, 1999; Popula, 2001).

Zwei Kreiskörper können sich, obwohl sie die geometrischen und mathematischen Voraussetzungen eines Kreises erfüllen, trotzdem inkongruent zueinander verhalten, wenn ihre Mittelpunkte voneinander abweichen.

2.4.2 Sphärizität des Hüftgelenkes

Autoren, wie *Hammond* und *Charnley* bezeichnen die Form des Hüftkopfes als kreisförmig.

Sie untersuchten die Sphärizität von Hüftköpfen in sieben Testverfahren und stellten bei den von ihnen untersuchten Hüftköpfen eine ausgesprochene Zirkularität fest.

Der Gelenkknorpel steht in annähernd konzentrischem Verhältnis zur darunterliegenden Knochenoberfläche. *Hammond* und *Charnley* schließen daraus, dass der Hüftkopf und v. a. die Gelenkknorpeloberfläche eines nicht pathologisch veränderten Hüftkopfes sich kaum von einem Kreis unterscheiden. Ihrer Meinung nach ist die Abweichung von einem Kreis so gering, dass diese durch eine Anpassungsreaktion bei einem durch

Bewegung stattfindenden Reibungsvorgang ausgeglichen wird (Hammond and Charnley, 1967).

Weitere Autoren gehen bei ihren Studien von einer sphärischen Oberfläche, sowohl des Azetabulums, als auch des Femurkopfes aus (Kojima *et al.*, 1998).

Auch *Konishi* geht in seiner radiologischen Auswertung der dreidimensionalen azetabulären Überdachung des Hüftkopfes bei nicht pathologisch veränderten Hüftgelenken von einer durch die Sphärizität der knöchernen Kompartimente gegebenen Kongruenz des Hüftgelenkes aus (Konishi and Mieno, 1993).

Andere Verfasser hingegen beschreiben, dass im artikulierenden System des Hüftgelenkes eine Inkongruenz vorliegt (Afoke *et al.*, 1980) und der Hüftkopf nicht der exakten Form eines Kreises entspricht und von dieser abweicht (Blowers *et al.*, 1972; Greenwald and O'Connor, 1971).

Sphärizität ist nach ihren Untersuchungen weder für den Hüftkopf noch für das Azetabulum zutreffend und nimmt mit zunehmendem Alter der Probanden ab (Bullough *et al.*, 1968).

Menschik hingegen hat 1997 die Form des Hüftgelenkes als *conchoid* beschrieben (Menschik, 1997).

Bei dieser geometrischen Form weisen die artikulierenden Kompartimente die Form eines Kreises auf. Dies ist der für unsere Studie maßgebliche und entscheidende Teil des Hüftgelenkes.

Lediglich bei dem Übergang des Hüftkopfes in den Schenkelhals weicht dieser Teil von der Form eines Kreises ab und dient durch dieses besondere Verhalten der Stabilitäts-sicherung des Hüftgelenkes (s. Abbildung 2-1) (Menschik, 1997).

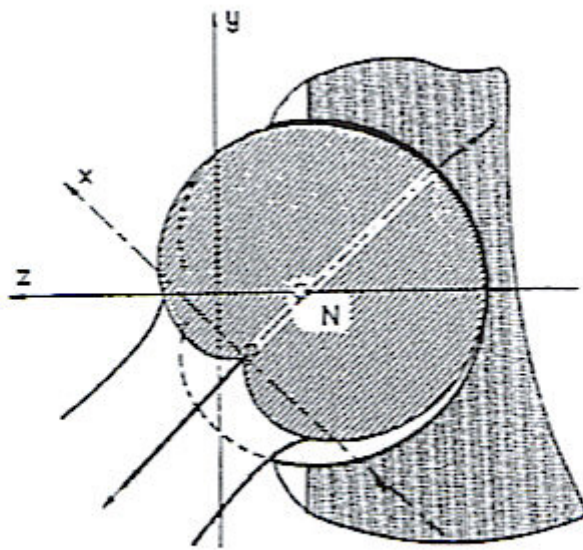


Abbildung 2-1:

Schematische Darstellung der conchoiden Form des Femurkopfes und des Azetabulums (Abbildung entnommen aus (Menschik, 1997)).

Die Kreisform des Hüftgelenkes ist erforderlich, um das funktionelle Bewegungsausmaß des Hüftgelenkes zu gewährleisten.

Durch die kugelige Form dieser beiden, den gelenkigen Anteil des Hüftgelenkes bildenden Strukturen, ist eine mathematische Auswertung möglich, um eine Aussage über deren Kongruenz zu treffen.

Wenn das Hüftgelenk eine Inkongruenz der Gelenkflächen aufweist, kann das normale Bewegungsausmaß gestört sein. Das Hüftgelenk ebnet somit durch ein inkongruentes Verhalten der Gelenkflächen, mit einer lokal erhöhten mechanischen Druckbelastung, den Weg für evtl. später auftretende degenerative Veränderungen in diesen Bereichen des Hüftgelenkes, als Grundpfeiler einer sich im weiteren Verlauf entwickelnden sekundären Inkongruenzcoxarthrose (Catterall, 1971; Lecuire, 2002; McAndrew and Weinstein, 1984; Mose, 1980; Salter and Thompson, 1984; Stulberg *et al.*, 1981; Weinstein, 2000).

Aus diesem Grunde steht bei unserer Untersuchung das Kongruenzverhalten der artikulierenden Flächen des Hüftgelenkes im Mittelpunkt.

Sollten das Azetabulum und der Femurkopf, als ossäre Gelenkflächen des Hüftgelenkes, nicht kongruent zueinander sein, so stellt sich weiterhin die Frage, wie im Gegensatz die artikulierenden Gelenkknorpelanteile des Hüftgelenkes zueinander in Beziehung stehen.

2.4.3 Methodische 2-dimensionale Analyse

Unsere Untersuchung wird nach einem klar systematisierten Konzept durchgeführt.

In einem ersten Schritt wird der Mittelpunkt der Femurkopfsphäre durch eine geometrische Berechnung ermittelt (s. Abbildung 2-2).

In allen Projektionen wird in einem nächsten Schritt ein Koordinatensystem mit dem Mittelpunkt der Femurkopfsphäre als definiertem Null-Punkt des Koordinatensystems in die graphische Rekonstruktion des Hüftgelenkes gelegt (Klaue *et al.*, 1988; Miller *et al.*, 1997). Die y-Achse des Systems wird in der Körperlängsachse durch den Kreismittelpunkt gelegt (s. Abbildung 2-3) (Kojima *et al.*, 1998).

Das Koordinatensystem ist weiterhin dahingehend standardisiert, dass die x-Achse auf dem lateralen Strahl der antero-posterioren und coronaren Projektion und der frontale Strahl der lateralen und sagittalen Projektion mit einem positiven Vorzeichen versehen wird, um eine körperseitenunabhängige Auswertung zu erreichen.

Die kraniale y-Achse ist jeweils positiv (s. Abbildung 2-5).

In einem nächsten Schritt erfolgt die geometrische Bestimmung des Mittelpunktes der Azetabulumsphäre (s. Abbildung 2-4).

Eine mögliche Abweichung der Mittelpunkte von Femurkopf- und Azetabulumsphäre als x- und y-Abweichung im standardisierten Koordinatensystem und deren Vektor als Betrag dieser Abweichung werden für jeden Patienten gemessen bzw. errechnet.

Die Fossa azetabuli sowie die Fossa ligamenti capitis femoris werden bei der geometrischen Evaluation der Kongruenz ausgeschlossen.

Notwendig ist bei der Bestimmung der Abweichung die Berücksichtigung des Maßstabes und Umrechnung auf den realen Messwert (s. Abbildung 2-4).

Gemessen wurden die Ergebnisse in Millimeter, die Stelle nach dem Komma ergibt sich als rein rechnerische Größe aufgrund der Maßstabumrechnung.

Wichtig ist bei der Berechnung des realen Wertes, dass die künstlich herbeigeführte distale Verschiebung des Hüftkopfszentrums durch den artifiziell herbeigeführten Gewichtszug an der untersuchten Körperseite berücksichtigt wird.

Der Wert der Verschiebung des Hüftkopfes muss bei der Bestimmung des y-Wertes subtrahiert werden. Dies geschieht durch die Subtraktion des artifiziell durch Distraction herbeigeführten Wertes der Gelenkspaltbreite.

Zusätzlich werden zur Beurteilung der Kongruenz bzw. Inkongruenz des zu untersuchenden Hüftgelenkes die Vektoren aus den x- und y-Werten berechnet.

Ein Vektor als 2-dimensionale mathematische Größe gibt die Richtung und den Betrag einer durch 2 Punkte definierten Strecke wieder. In unserem Fall wird diese Strecke durch den Nullpunkt des Koordinatensystems und den x- / y-Wert definiert, um einen absoluten 2-dimensionalen Abweichungswert zu erhalten. Die sich ergebende Richtung der Vektoren ist hier von sekundärer Bedeutung, da die Abweichungsrichtung durch das in Quadranten unterteilte standardisierte Koordinatensystem bestimmt wird.

Die Berechnung der Vektoren erfolgt mit Hilfe des *Lehrsatzes nach Pythagoras*:

$$z^2 = x^2 + y^2$$

$$\Rightarrow z = \sqrt{(x^2 + y^2)} \quad ; \text{ mit } z \text{ als Vektor}$$

Definition von Kongruenz und Inkongruenz:

Um als kongruent zu gelten, muss das zu untersuchende Hüftgelenk folgende festgelegte Merkmale gleichzeitig aufweisen:

- I. Beide absoluten Einzelabweichungen (x- und y-Wert) müssen Werte kleiner / gleich 1 mm annehmen.
- II. Der 2-dimensionale Abweichungsbetrag (Vektor) muss ebenfalls einen Wert kleiner / gleich 1 mm aufweisen.

Durch diese beiden Bedingungen ist der Kongruenzbereich als Kreis mit dem Radius von 1 mm um den Nullpunkt des Koordinatensystems definiert.¹

Um einen optimalen Ablauf und wissenschaftlich aussagekräftige Ergebnisse sicherzustellen, wurden bei der Magnetresonanztomographie bis zu 60 apparatspezifische Schichtbildaufnahmen angefertigt.

¹ Die Bedingungen I und II müssen für kongruentes Verhalten gleichzeitig erfüllt sein. Beispielsweise erfüllt der Punkt (x=1mm, y=1mm) zwar Bedingung I, der Betrag des Vektors ergibt nach dem *Satz des Pythagoras* jedoch einen Wert von $\sqrt{2}$ mm, womit Bedingung II nicht mehr erfüllt ist.

Bei der Analyse der kernspintomographischen Aufnahmen wurde jeweils nur ein Schnittbild ausgewertet. Der Auswahl des Schnittbildes lagen die Kriterien des maximalen Hüftkopfdurchmessers und der optimalen Gelenkspaltdarstellung zugrunde. Ergänzend zu der Bestimmung einer eventuellen Kongruenz bzw. Inkongruenz der ossären und cartilagenen Sphären soll die Gelenkknorpelstärke und- oberfläche beurteilt werden. Insbesondere soll dabei der Gelenkknorpel auf Auffälligkeiten und pathologische Veränderungen hin untersucht und bewertet werden.

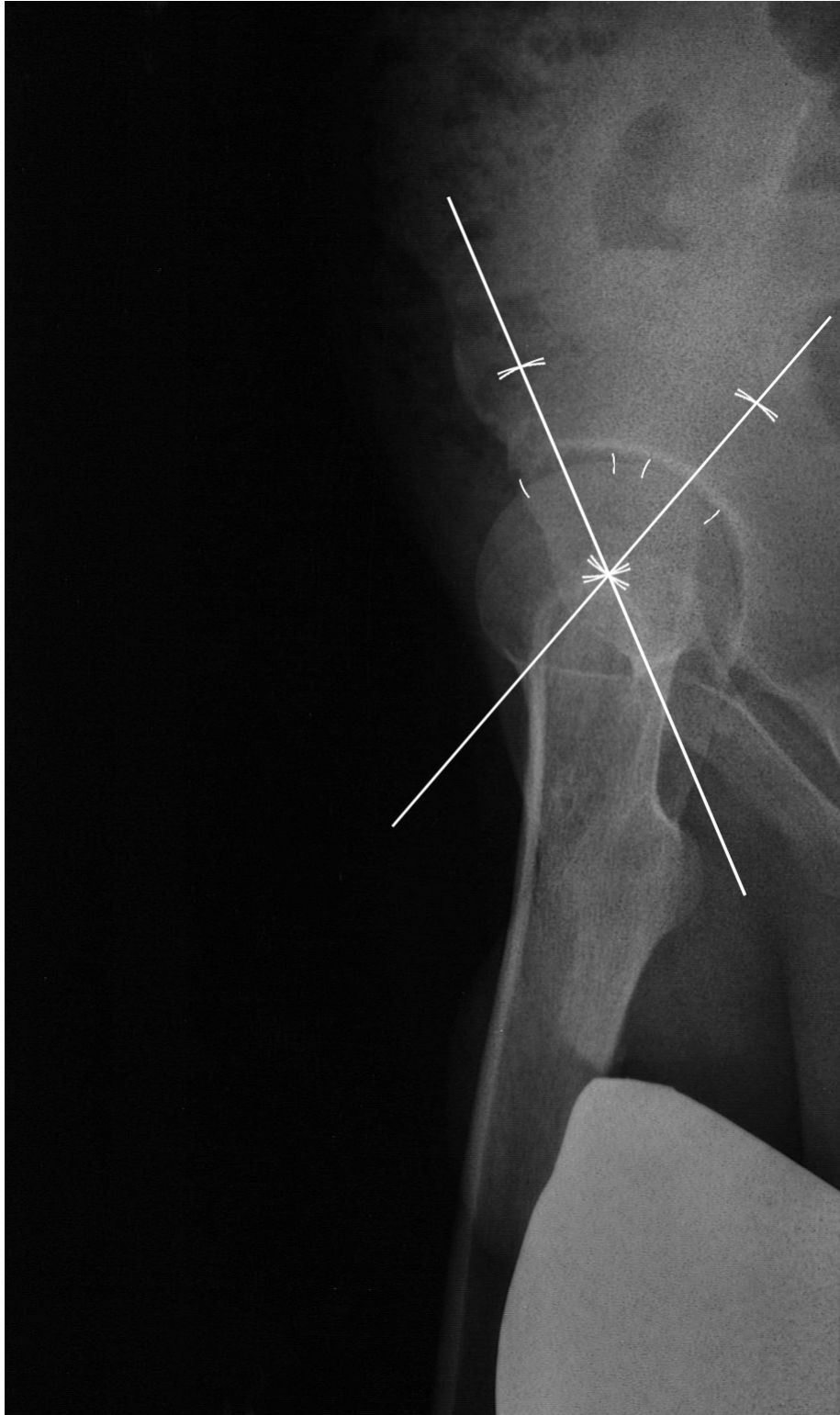


Abbildung 2-2:

Der Mittelpunkt der Femurkopfsphäre wird durch geometrische Auswertung in einem ersten Schritt bestimmt.

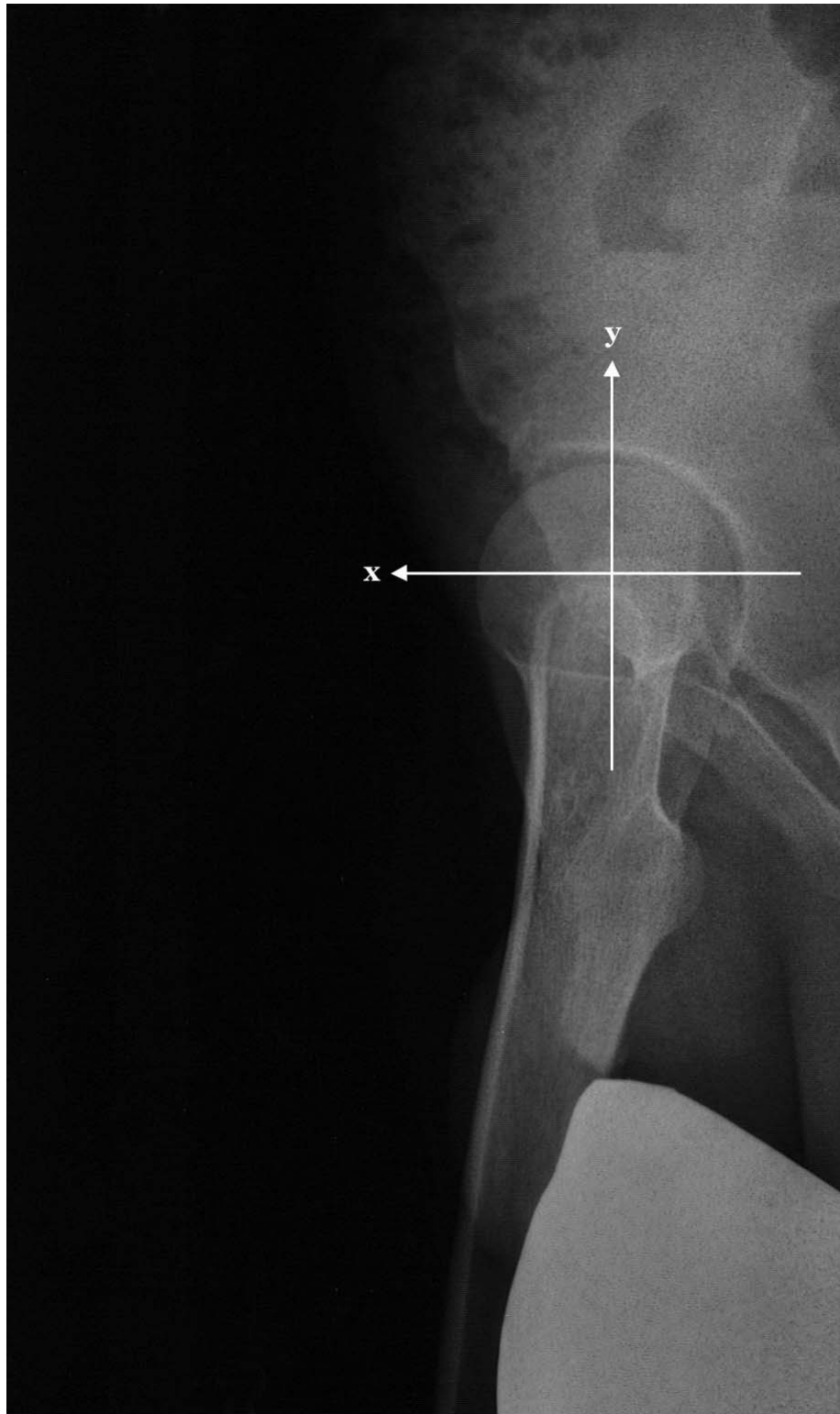


Abbildung 2-3:

In den ermittelten Mittelpunkt der Femurkopfsphäre (s. Abbildung 2-2) wird der Nullpunkt des Koordinatensystems projiziert. Eine körperseitenunabhängige Beschriftung wird durch ein standardisiertes System gewährleistet.

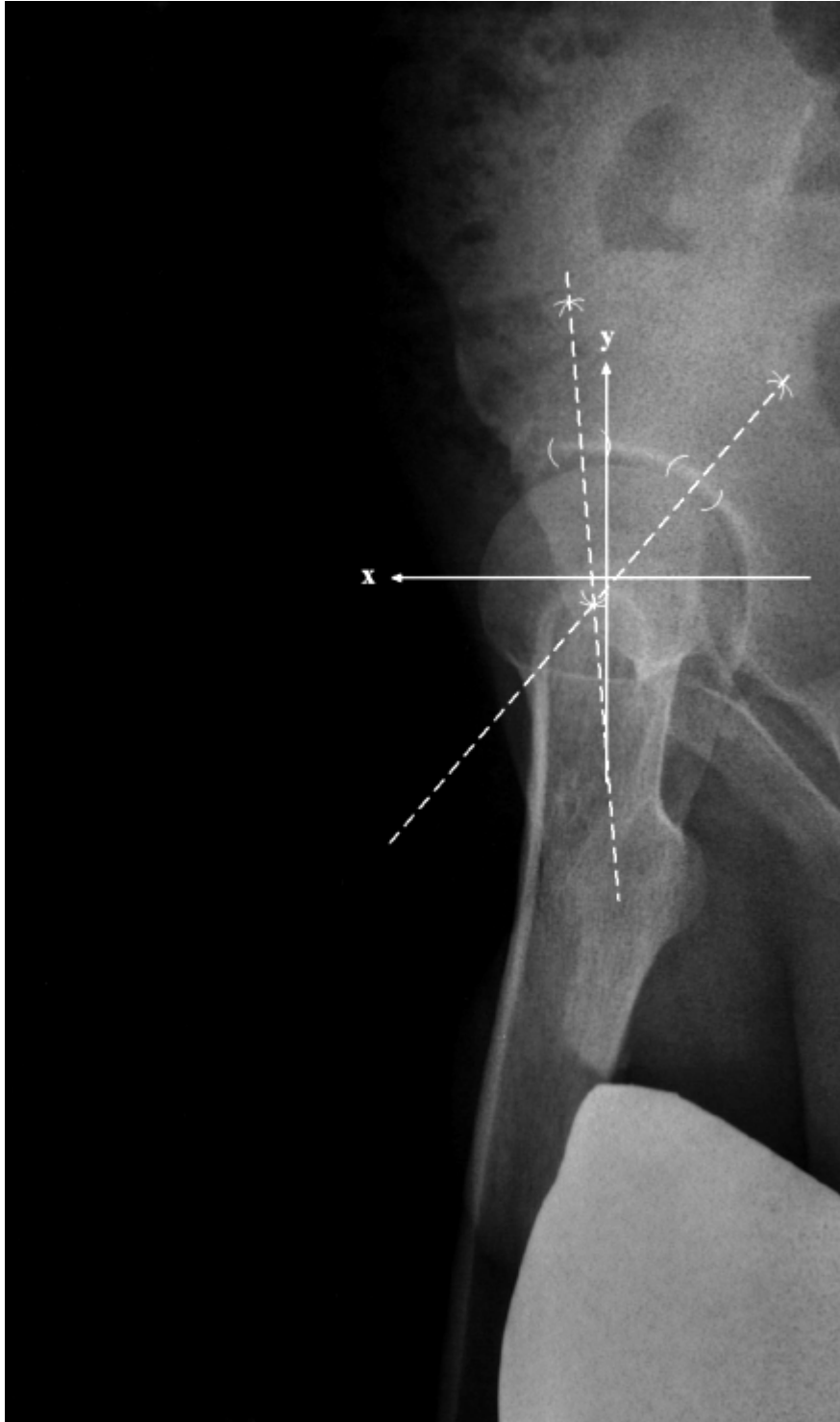


Abbildung 2-4:

Es wird nun zusätzlich der Mittelpunkt der Azetabulumsphäre bestimmt und mit seinem Mittelpunkt in das Koordinatensystem projiziert. Die evtl. Abweichung der beiden Mittelpunkte wird gemessen.

2.5 Projektions- und Objektwahl

Bei unserer Untersuchung wurden 6 Messungen durchgeführt.

Vier Messungen wurden an kernspintomographischen Aufnahmen vorgenommen. Zwei weitere basierten auf der Grundlage von Röntgenbildern.

Bei den kernspintomographischen Aufnahmen wurde das Verhalten des ossären Hüftgelenkkompartimentes und der Gelenkknorpel, sowohl in der sagittalen als auch in der coronaren Ebene, untersucht.

Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte ebenfalls in zwei unterschiedlichen Ebenen (antero-posteriorer und lateraler Strahlengang).

Die Beckenübersichtsaufnahme entspricht der coronaren Ebene des MRT und die sagittale Ebene des MRT der radiologischen Faux-Profil Aufnahme.

2.5.1 Untersuchung der MRT-Aufnahmen

1. Untersuchung des Verhaltens der ossären Hüftgelenksskonturen in der sagittalen Projektion
2. Untersuchung des Verhaltens der ossären Hüftgelenksskonturen in der coronaren Projektion
3. Untersuchung des Verhaltens des Gelenkknorpels in der sagittalen Ebene
4. Untersuchung des Verhaltens des Gelenkknorpels in der coronaren Ebene

2.5.2 Untersuchung der Faux-Profil Aufnahme

5. Untersuchung der ossären Hüftgelenksskonturen im lateralen Strahlengang, entsprechend der sagittalen kernspintomographischen Projektion
--

2.5.3 Untersuchung der Beckenübersichtsaufnahme a.p.

6. Untersuchung der ossären Hüftgelenkskonturen im antero-posterioren Strahlengang, entsprechend der coronaren kernspintomographischen Projektion

2.6 Statistische Auswertung

2.6.1 Definition der Quadranten

Um eine Lagebeurteilung und Häufigkeitsverteilung der Abweichungen vornehmen zu können wird das Koordinatensystem in 4 Quadranten eingeteilt (Klaue *et al.*, 1988). Die Standardisierung dieser Quadranten wird durch eine körperseitenunabhängige Beschriftung sichergestellt. Jeweils der laterale und der anteriore Strahl der x-Achse werden mit einem positiven Vorzeichen versehen. Dementsprechend wird der mediale und der posteriore Strahl der x-Achse mit einem negativen Vorzeichen bezeichnet. Der kraniale Strahl der y-Achse wird immer positiv, der kaudale Strahl entsprechend negativ bewertet (s. Abbildung 2-5).

- **Quadrant I:** positives Vorzeichen des Abweichungswertes auf dem x- und auf dem y-Strahl
(lateral-kraniale Abweichung)
- **Quadrant II:** positives Vorzeichen des Abweichungswertes auf dem x-Strahl und negativer Wert auf der y-Achse
(lateral-kaudale Abweichung)
- **Quadrant III:** negatives Vorzeichen des Abweichungswertes sowohl auf der x-Achse als auch auf der y-Achse des Systems
(medial-kaudale Abweichung)
- **Quadrant IV:** negativer Wert der Abweichung auf der x-Achse und ein positives Vorzeichen dieses Wertes auf der y-Achse
(medial-kraniale Abweichung)

Liegt ein Wert auf einer der beiden Achsen wird bei der Zuordnung zu einem Quadranten wie folgt verfahren:

- $x = 0 \wedge y > 0$: Quadrant IV
- $x = 0 \wedge y < 0$: Quadrant II
- $y = 0 \wedge x > 0$: Quadrant I
- $y = 0 \wedge x < 0$: Quadrant III

2.6.2 Graphik des geometrischen Auswertungsverfahrens

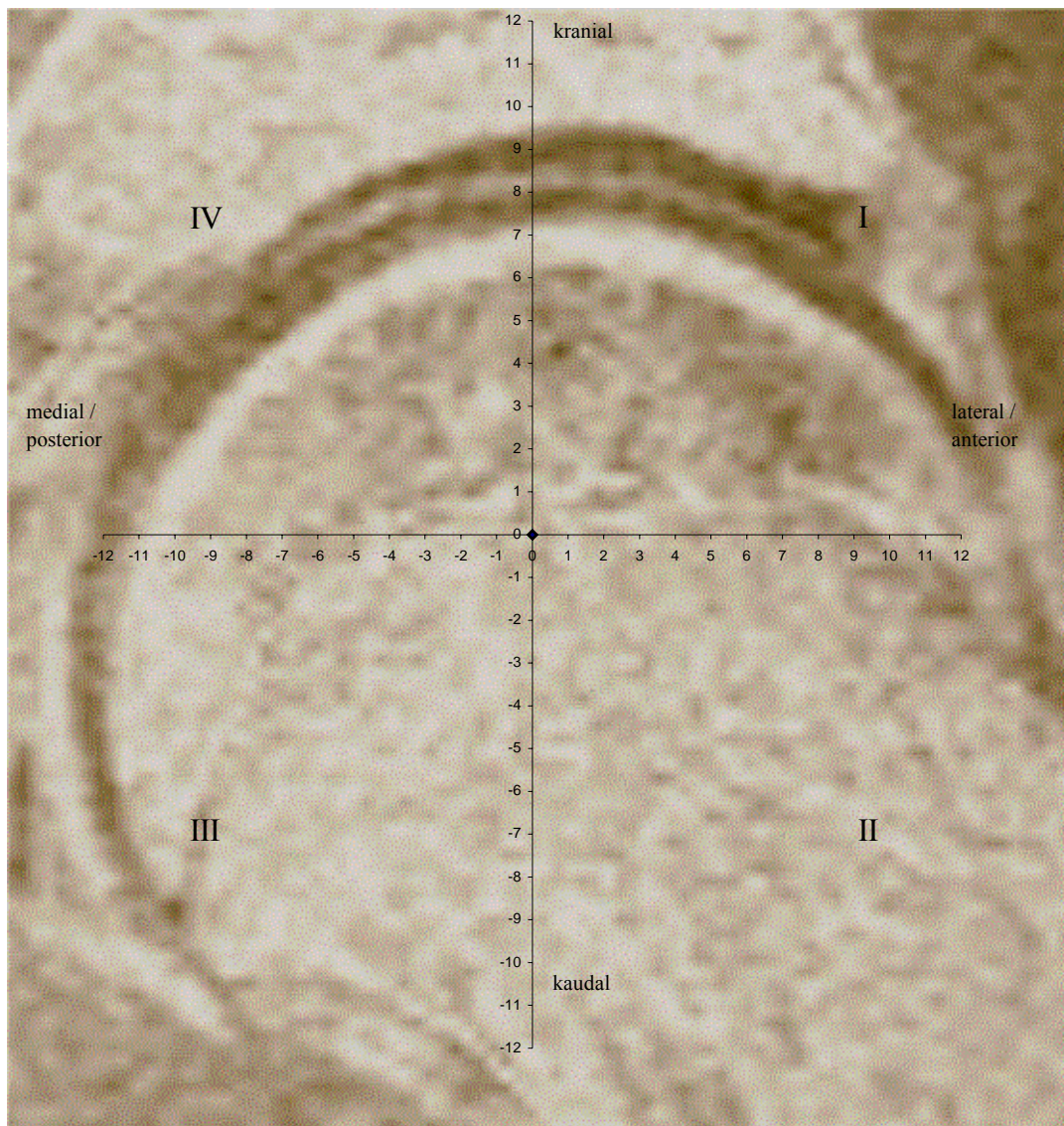


Abbildung 2-5:

Die Abbildung zeigt das in das Zentrum des Femurkopfes projizierte Koordinatensystem mit der körperseitenunabhängigen Zuordnung der Quadranten und der Richtung der x-Achse. Die Angabe der Messwerte erfolgt in mm. Der laterale / anteriore sowie der kraniale Strahl werden mit einem positiven Vorzeichen versehen. Die Werte des medialen / posterioren und des kaudalen Strahls tragen ein negatives Vorzeichen.

2.6.3 Deskriptive Statistik

Der geometrische Vergleich der Kongruenz wird statistisch und graphisch aufgearbeitet.

Dabei werden die folgenden deskriptiven statistischen Werte berechnet:

Arithmetischer Mittelwert, Median, Standardabweichung (σ), Maximum (*max*) und Minimum (*min*).

Zusätzlich zu diesen statistischen Aussagewerten werden die Standarddistanz (*SD*), die Spannweite (*SP*), die Kovarianz (Cov) und der Korrelationswert (ρ) der Messergebnisse bestimmt.

In diesem Zusammenhang stellt die Spannweite (*SP*) der Elemente die Differenz zwischen dem größten ($\max_i x_i$) und dem kleinsten beobachteten Einzelwert ($\min_i x_i$) der Reihe dar und gibt eine Aussage über die Breite der Streuung der Werte auf einer Zahlenachse mit der mathematischen Formel:

$$SP = \max_i x_i - \min_i x_i$$

$\max_i x_i$: Maximalwert einer Messreihe

$\min_i x_i$: Minimalwert einer Messreihe

$i = 1, \dots, n$; $n = 20$

Die Standarddistanz (*SD*) beschreibt den durchschnittlichen Abstand zu einem definierten Bezugspunkt, der in unserem Fall der Nullpunkt des Koordinatensystems ist. Hierzu werden die Abstände zum Nullpunkt, ausgedrückt in Beträgen, aufsummiert und durch die Anzahl der Messwerte geteilt (Bamberg and Baur, 2001).

Die Formel der Standarddistanz lautet:

$$SD = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_i|$$

Die nächsten Abschnitte beziehen sich auf die Aussagen von (Freedman *et al.*, 1998) und (Bamberg and Baur, 2001):

Um einen evtl. kausalen Zusammenhang zwischen zwei Variablen (x und y) bezüglich ihrer Korrelation treffen zu können, werden die statistischen Werte der Kovarianz (Cov) und der Korrelationskoeffizient (ρ) ermittelt.

Diese sind Abhängigkeitsmaße, welche die Stärke und Richtung der linearen Assoziation zwischen x und y angeben. Bei einer starken Assoziation zwischen zwei Variablen hilft das Wissen über eine Variable in großem Maße für das Vorhersagen der zweiten Variablen und umgekehrt.

Die Kovarianz beschreibt den linearen Zusammenhang der x- und y-Werte als Steigung der Regressionsgeraden ($\hat{y} = a + b \cdot x$; wobei \hat{y} : prognostizierter/geschätzter y-Wert) und besitzt die allgemeine Formel:

$$COV(X, Y) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$$

n: Anzahl der Untersuchungswerte

\bar{x} : arithmetischer Mittelwert der x_i -Werte

\bar{y} : arithmetischer Mittelwert der y_i -Werte

Für einen Wert der Kovarianz größer 0 besteht ein positiver Zusammenhang der Elemente mit einer positiven Steigung der Regressionsgeraden. Die x- und y-Werte liegen hauptsächlich in den Quadranten I und III (s. Abbildung 2-5).

Im Falle eines Wertes kleiner 0 für die Kovarianz besteht ein negativer Zusammenhang zwischen den Elementen und die Steigung der ermittelten Gerade ist negativ. Die x- und y-Werte liegen überwiegend in den Quadranten IV und II (s. Abbildung 2-5).

Bei einem Wert der Kovarianz gleich 0 liegt kein linearer Zusammenhang der x- und y-Werte vor.

Der Korrelationskoeffizient bestimmt die Intensität des linearen Zusammenhanges zwischen x und y (s. Abbildung 2-6). Durch eine Normierung des Korrelationskoeffizienten auf Werte zwischen (+ 1; - 1) wird eine Aussage über die Richtung des Zusammenhanges anhand des Vorzeichens (+ / -) möglich.

Die allgemeine mathematische Formel des Korrelationskoeffizienten lautet:

$$\rho_{xy} = \frac{\text{cov}(x, y)}{\sigma(x) \cdot \sigma(y)} \quad \text{mit } -1 \leq \rho_{xy} \leq 1$$

wobei gilt:

$\rho = +1$ es besteht ein optimaler positiver Zusammenhang der Werte

$\rho = 0$ es besteht kein linearer Zusammenhang der Werte

$\rho = -1$ es besteht ein optimaler negativer Zusammenhang der Werte

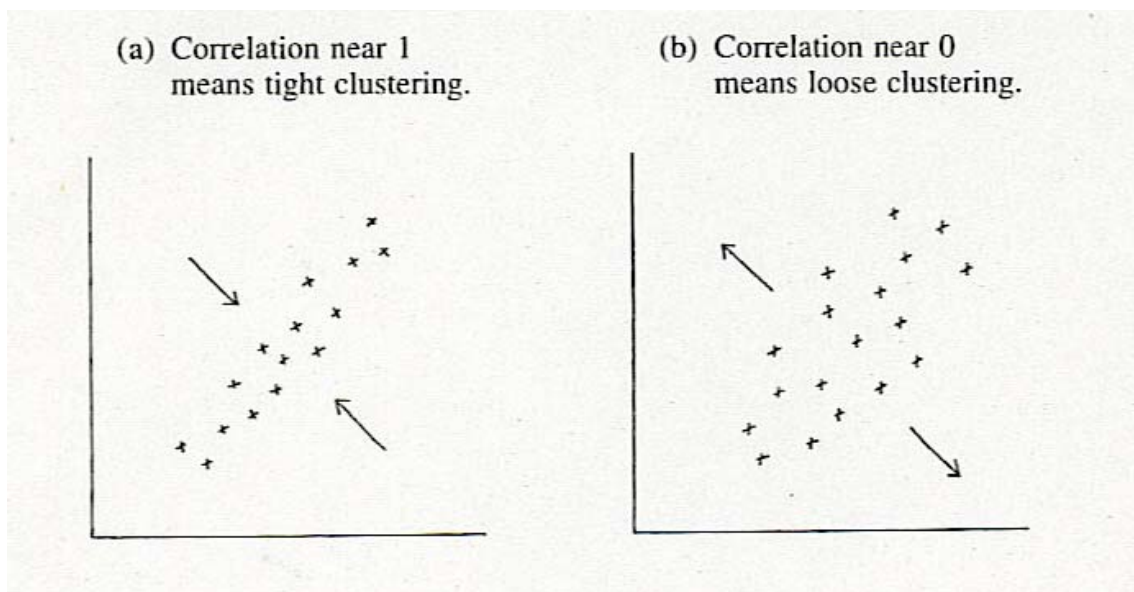


Abbildung 2-6:

Korrelationen von zwei unterschiedlichen Messreihen (a) und (b) zur optischen Veranschaulichung dieses statistischen Aussagewertes (entnommen aus (Freedman *et al.*, 1998)).

Die Ergebnisreihen der radiologischen Darstellungsformen des Hüftgelenkes werden mit den kernspintomographischen Darstellungsformen des Hüftgelenkes verglichen. Hierzu werden die einzelnen Ergebnisse der korrespondierenden Projektionsebenen beider Verfahren einander gegenübergestellt:

- (1) Becken a.p. versus MRT coronar
- (2) Faux-Profil versus MRT sagittal.

Dies geschieht, um einen qualitativen Vergleich der Aussagen der Verfahren im Hinblick auf die Intensität und Tendenz der Messergebnisse herzustellen. Es soll hier die Frage geklärt werden, ob die Ergebnisse der Röntgendarstellung denen der MRT-Darstellung entsprechen und in ihrer Aussage vergleichbar sind.

Zusätzlich wird eine Einteilung der Patienten mittels der derzeit gängigen Klassifikation nach *Stulberg* vorgenommen. Hier sollen die Ergebnisse unserer Untersuchung mit der Klassifikation nach *Stulberg* verglichen werden.

Mit dem Computerprogramm EXCEL (Microsoft Office 2000) wurden die statistischen Standardwerte (Mittelwert, Median, Minimum, Maximum, Standardabweichung, Kovarianz und Korrelationskoeffizient) berechnet sowie die Tabellen für die deskriptive Statistik erstellt.

Zusätzlich erfolgte mit EXCEL die graphische Aufbereitung und Darstellung der eingefügten Abbildungen und Tabellen.

Die Formeln in dieser Arbeit wurden mit Hilfe des Microsoft Formel-Editor 3.0 erstellt.

III. Ergebnisteil

Die Ergebnisbetrachtung und Ergebnisdiskussion gliedert sich in fünf Teile.

Im ersten Teil wird das Kongruenzverhalten der artikulierenden ossären Gelenkkonturen anhand der konventionellen Röntgenogramme Becken a.p. und Faux-Profil beschrieben.

Im zweiten Teil wird das ossäre Kongruenzverhalten in der Kernspintomographie dargestellt.

Der dritte Teil enthält das Verhalten der Gelenkknorpelkonturen zueinander.

Im vierten Teil werden die Ergebnisse der beiden Darstellungsverfahren der ossären Gelenkstrukturen (Radiologie versus MRT) im Hinblick auf ihre Ergebnisse verglichen.

Im letzten Abschnitt werden die Ergebnisse mit der Klassifikation nach *Stulberg* verglichen.

Die Darstellung der deskriptiven Statistik wird in den einzelnen Kapitelabschnitten vorangestellt und darauf folgend durch eine tabellarische und graphische Präsentation der Ergebnisse veranschaulicht.

3.1 Abkürzungen und Indizes

Zur Vereinfachung der Anschauung werden folgende Abkürzungen verwendet:

- Maximum (x) = max (x)
- Maximum (y) = max (y)
- Minimum (x) = min (x)
- Minimum (y) = min (y)
- Spannweite (x) = SP (x)
- Spannweite (y) = SP (y)
- Standarddistanz (x) = SD (x)
- Standarddistanz (y) = SD (y)
- Standardabweichung (x) = σ (x)
- Standardabweichung (y) = σ (y)
- Kovarianz = Cov

Im Folgenden werden zur genaueren Kennzeichnung der statistischen Messwerte der einzelnen Verfahren nachstehende Indizes verwendet:

- Becken a.p. = Bap
- Faux-Profil = FP
- MRT coronar = M, cor
- MRT sagittal = M, sag

3.2 Ergebnisse der radiologischen Untersuchung

3.2.1 Ergebnisse Kongruenzverhalten Becken a.p.

Bei der Bestimmung der Kongruenz der ossären Gelenkanteile des Hüftgelenkes anhand von konventionellen Röntgenogrammen im antero-posterioren Strahlengang (Becken a.p.) ergeben sich bei dem Vergleich der Mittelpunkte der Azetabulumsphäre und der Femurkopfsphäre bei allen Patienten Abweichungen von größer 1 mm sowohl auf mindestens einer Achse des projizierten Koordinatensystems (x- oder y-Wert) als auch in der 2-dimensionalen Betrachtung.

Die Voraussetzung eines kongruenten Verhaltens der artikulierenden Kompartimente ist somit per definitionem nicht erfüllt (s. Abbildung 3-1).

Für die Becken a.p.-Projektion fallen die starken Ausschläge der Maximal- und Minimalwerte für beide Achsen des Koordinatensystems auf. Hierdurch ergibt sich ein inhomogenes Bild der Mittelpunktabweichungen mit weiterhin großen Durchschnittswerten sowohl der Einzelwerte als auch der absoluten Beträge und somit auch der 2-dimensionalen Vektoren. Die fehlende Intensität des linearen Zusammenhangs wird auch durch $\rho = -0,4$ verdeutlicht.

Es fällt auf, dass der durchschnittliche Abstand zum definierten Nullpunkt (Standarddistanz) der y-Werte einen mehr als doppelt so großen Wert aufweist wie die entsprechenden x-Werte. Dies zeigt sich auch in der deutlich größeren Spannweite der y-Werte gegenüber den x-Werten. Das hat folglich auch entsprechende Auswirkungen auf die große Spannweite und Standarddistanz der Vektoren.

Bei der Betrachtung der Vektorenergebnisse ergeben sich deutlich größere Ergebnisse.

Die größten Abweichungen der Sphärenmittelpunkte und damit der Inkongruenz der untersuchten Hüftgelenke zeigt die Becken a.p.-Projektion.

Für diese Projektion liegen weiterhin die häufigsten Abweichungen in latero-kaudaler Richtung des Systems und im Quadranten II.

Die mit der Kovarianz der Ergebnisse ermittelte Steigung der Regressionsgeraden ist in diesem Fall negativ.

Die nachfolgenden Tabellen zeigen im Einzelnen die Ergebnisse der statistischen Auswertungen (s. Tabellen 3-1 bis 3-3):

Statistik Becken a.p.	x-Werte	y-Werte
arithmetisches Mittel	2,2 mm	-2,3 mm
Median	2,7 mm	-3,4 mm
Standardabweichung σ	1,9 mm	5,6 mm
Maximum max	6,4 mm	9,3 mm
Minimum min	-1,4 mm	-11,4 mm
Spannweite SP	7,8 mm	20,7 mm
Standarddistanz SD	2,5 mm	5,3 mm
Kovarianz Cov		-4,3
Korrelationskoeffizient ρ		-0,4

Tabelle 3-1:

Statistische Darstellung der Auswertung des knöchernen Kongruenzverhaltens in der Beckenübersicht a.p. (antero-posteriorer Strahlengang).

Statistik Becken a.p.	Vektor
arithmetisches Mittel	6,1 mm
Median	5,1 mm
Standardabweichung σ	2,7 mm
Maximum max	11,5 mm
Minimum min	2,9 mm
Spannweite SP	14,4 mm
Standarddistanz SD	6,1 mm

Tabelle 3-2:

Statistische Auswertung der Abweichungen mittels 2-dimensionaler Vektoren der x- und y-Werte.

Quadrant I	5 (25 %)
Quadrant II	12 (60 %)
Quadrant III	2 (10 %)
Quadrant IV	1 (5 %)
laterale Abweichung	17 (85 %)
mediale Abweichung	3 (15 %)
kraniale Abweichung	6 (30 %)
kaudale Abweichung	14 (70 %)

Tabelle 3-3:

Häufigkeitsverteilung der Abweichungen Becken a.p. Die Einteilung der Quadranten und die Abweichungsrichtungen werden anhand des standardisierten Koordinatensystems vorgenommen.

3.2.2 Graphische Darstellung der radiologischen Kongruenz (antero-posteriorer Strahlengang / Becken a.p.)

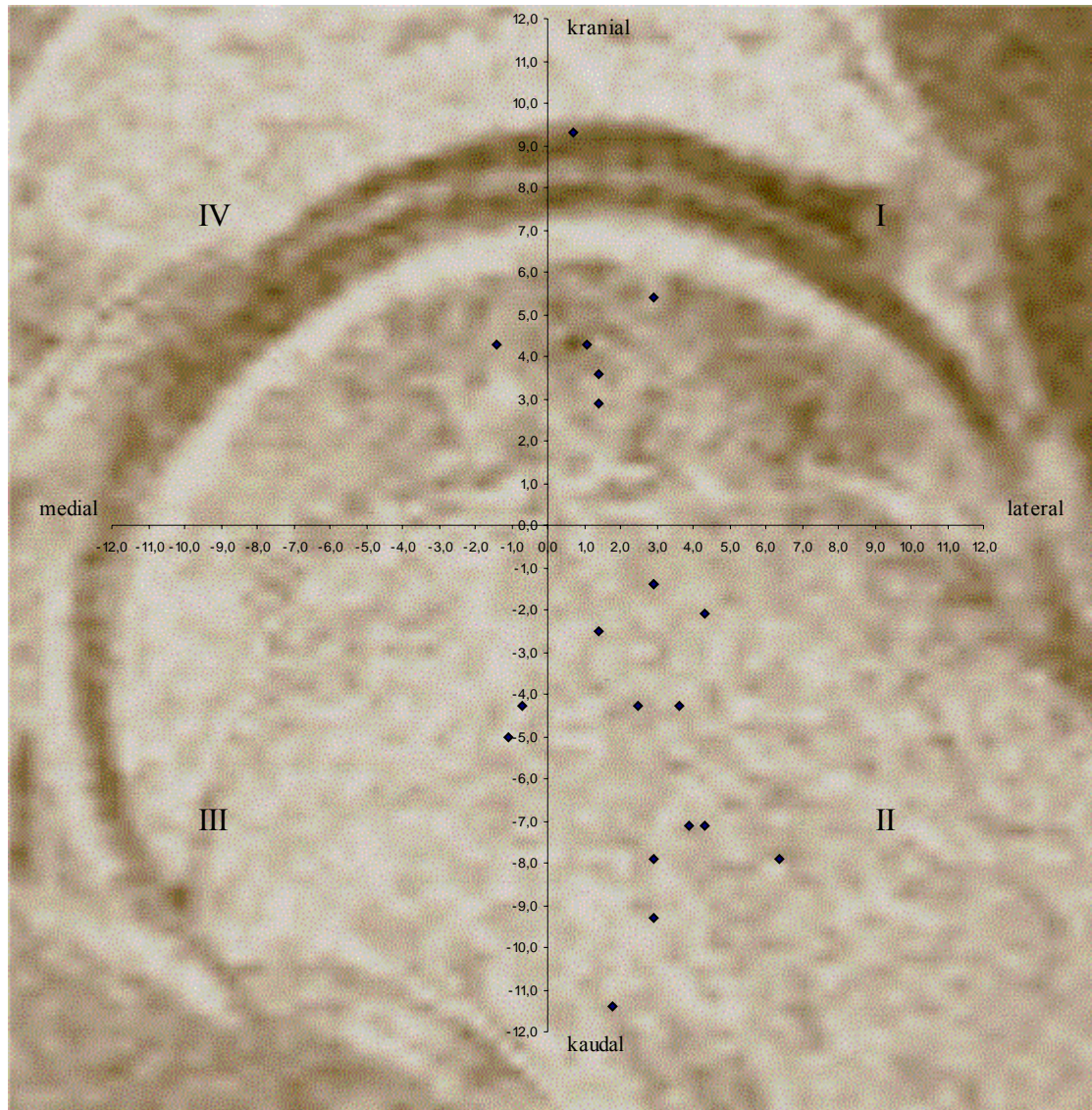


Abbildung 3-1:

Graphische Darstellung der Auswertung der Messergebnisse des ossären Kongruenzverhaltens Hüftkopf versus Hüftpfanne im antero-posterioren Strahlengang (Becken a.p.). Der Nullpunkt des Koordinatensystems ist definitionsgemäß der Mittelpunkt des Hüftkopfkreissegmentes. Die Werte sind in mm angegeben.

Alle Messwerte haben eine Größenordnung von größer 1 mm auf mindestens einer Achse (x- oder y-Achse) und für die aus diesen Werten ermittelten 2-dimensionalen Vektoren.

3.2.3 Ergebnisse Kongruenzverhalten Faux-Profil (lateral Strahlengang)

Auch bei der Auswertung der lateralen radiologischen Darstellung (Faux-Profil) kann kein Kongruenzverhalten der verglichenen knöchernen Gelenksphären festgestellt werden.

Auch in dieser Projektion wird bei jedem untersuchten Hüftgelenk eine Abweichung von größer 1 mm in der horizontalen oder der vertikalen Achse für die verglichenen Sphärenmittelpunkte festgestellt (s. Abbildung 3-2). Die 2-dimensionale Betrachtung der Abweichungen zeigt Werte größer 1,4 mm.

Bei der Faux-Profil Projektion ist besonders auffällig, dass sich in 95% der Fälle eine anteriore Abweichung ergibt. Für die y-Achse ergeben sich hauptsächlich kaudale Abweichungen. Auch hier liegen die meisten Abweichungen im Quadranten II. Insgesamt kann ein homogeneres Bild der Mittelpunktabweichungen festgestellt werden. Dies wird durch die - im Vergleich zur Becken a.p.-Projektion - geringeren Ausschläge der Maximal- und Minimalwerte für beide Achsen des Koordinatensystems verdeutlicht. Die absoluten Betragsabweichungen weisen für diese Projektion keine extremen Durchschnittsabweichungen auf.

Die insgesamt fehlende Intensität des linearen Zusammenhangs mit $\rho = -0,5$ kann trotz geringerer Gesamtabweichung durch starke Ausschläge der Einzelwerte auf einer der beiden Achsen erklärt werden.

Die mit der Kovarianz der Ergebnisse ermittelte Regressionsgerade hat auch in dieser radiologischen Projektion einen negativen Verlauf, jedoch mit geringerer Steigung als in der Becken a.p.-Projektion.

Die nachfolgenden Tabellen zeigen im Einzelnen die Ergebnisse der statistischen Auswertungen (s. Tabellen 3-4 bis 3-6):

Statistik Faux-Profil	x-Werte	y-Werte
arithmetisches Mittel	2,5 mm	-1,2 mm
Median	2,8 mm	-1,9 mm
Standardabweichung σ	1,5 mm	3,2 mm
Maximum max	4,8 mm	5,6 mm
Minimum min	-2,5 mm	-5,3 mm
Spannweite SP	7,3 mm	10,9 mm
Standarddistanz SD	2,8 mm	2,8 mm
Kovarianz Cov		-2,5
Korrelationskoeffizient ρ		-0,5

Tabelle 3-4:

Statistische Darstellung der Auswertung des knöchernen Kongruenzverhaltens in der Faux-Profil Aufnahme (lateraler Strahlengang).

Statistik Faux-Profil	Vektor
arithmetisches Mittel	4,2 mm
Median	3,9 mm
Standardabweichung σ	1,5 mm
Maximum max	6,2 mm
Minimum min	1,8 mm
Spannweite SP	8 mm
Standarddistanz SD	4,2 mm

Tabelle 3-5:

Statistische Auswertung der Abweichungen mittels 2-dimensionaler Vektoren.

Quadrant I	5 (25 %)
Quadrant II	14 (70 %)
Quadrant III	0
Quadrant IV	1 (5 %)
anteriore Abweichung	19 (95 %)
posteriore Abweichung	1 (5 %)
kraniale Abweichung	6 (40 %)
kaudale Abweichung	14 (70 %)

Tabelle 3-6:

Häufigkeitsverteilung der Abweichungen im lateralen Strahlengang (Faux-Profil). Die Einteilung der Quadranten und die Abweichungsrichtungen werden anhand des standardisierten Koordinatensystems vorgenommen.

3.2.4 Graphische Darstellung der radiologischen Kongruenz (lateraler Strahlengang / Faux-Profil)

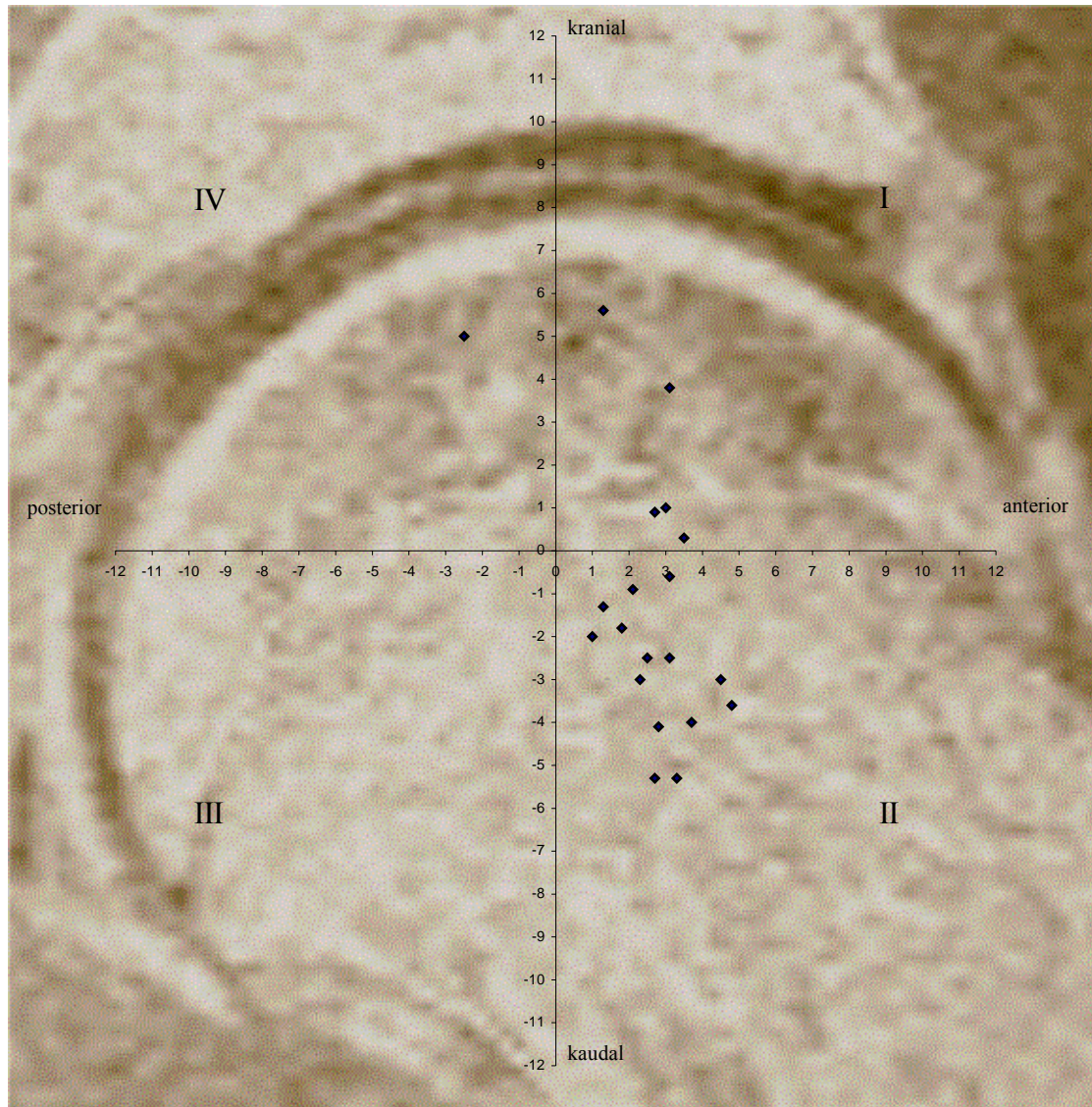


Abbildung 3-2:

Graphische Darstellung der Auswertung der Messergebnisse des Kongruenzverhaltens Hüftkopf versus Hüftpfanne in der lateralen radiologischen Projektion (Faux-Profil). Der Nullpunkt des Koordinatensystems ist in der Projektion definitionsgemäß der Mittelpunkt des Hüftkopfkreissegmentes. Die Werte sind in mm angegeben. Alle Messwerte haben eine Größenordnung größer 1 mm auf mindestens einer Achse (x- oder y-Achse) und für die aus diesen Werten ermittelten 2-dimensionalen Vektoren.

3.3 Ergebnisse MRT-Daten - ossäres Kongruenzverhalten

3.3.1 Ergebnisse ossäres Kongruenzverhalten coronare Projektion

Die Kongruenz zwischen den ossären femoralen und azetabulären Artikulationssegmenten wurde weiterhin anhand von MRT-Scans untersucht.

Auch in der coronaren Projektion der Kernspintomographie kann kein Kongruenzverhalten der artikulierenden ossären Strukturen des Hüftgelenkes nachgewiesen werden (s. Abbildung 3-3).

Für die coronare Projektion des MRT ergeben sich große Unterschiede zwischen den x- und y-Werten.

Es fällt auf, dass der durchschnittliche Abstand zum definierten Nullpunkt (Standarddistanz) der y-Werte einen mehr als dreimal so großen Wert aufweist wie die entsprechenden x-Werte. Dies zeigt sich auch in der deutlich größeren Spannweite der y-Werte gegenüber den x-Werten.

Auffällig ist ein sehr geringer Korrelationskoeffizient. Dieser lässt sich durch die sehr starken und divergenten Ausschläge der y-Abweichungen erklären.

Die Standarddistanz der x-Werte ergibt per definitionem eine Kongruenz.

Da aber sowohl die x- als auch die y-Abweichungen zur Bestimmung der Gesamtkongruenz herangezogen werden, lässt sich letztere auch hier nicht nachweisen. Die 2-dimensionale Betrachtung der Abweichungen fasst dies zusammen und damit fällt die Standarddistanz der Vektoren aus dem akzeptierten Bereich heraus, hat aber einen geringeren Wert als der entsprechende Wert des radiologischen Darstellungsverfahrens.

Für diese kernspintomographische Projektion liegen die häufigsten Abweichungen - bezogen auf die x-Achse - in lateraler Richtung. Kranial bzw. kaudal ergibt sich eine annähernd gleichmäßige Abweichungsverteilung.

Die mit der Kovarianz der Ergebnisse ermittelte Steigung der Regressionsgeraden ist in diesem Fall negativ.

Die nachfolgenden Tabellen zeigen im einzelnen die Ergebnisse der statistischen Auswertungen (s. Tabellen 3-7 bis 3-9):

Statistik MRT ossär coronar	x-Werte	y-Werte
arithmetisches Mittel	0,5 mm	0 mm
Median	0,6 mm	-0,8 mm
Standardabweichung σ	1,1 mm	4 mm
Maximum max	1,9 mm	5,7 mm
Minimum min	-2 mm	-7,1 mm
Spannweite SP	3,9 mm	12,8 mm
Standarddistanz SD	1 mm	3,4 mm
<hr/>		
Kovarianz Cov	-0,5	
Korrelationskoeffizient ρ	-0,1	

Tabelle 3-7:

Statistische Darstellung der Auswertung des ossären Kongruenzverhaltens in der coronaren Projektion der Kernspintomographie.

Statistik MRT ossär coronar	Vektor
arithmetisches Mittel	3,7 mm
Median	3,9 mm
Standardabweichung σ	1,7 mm
Maximum max	7,2 mm
Minimum min	1,5 mm
Spannweite SP	8,7 mm
Standarddistanz SD	3,7 mm

Tabelle 3-8:

Statistische Auswertung der Abweichungen mittels 2-dimensionaler Vektoren.

Quadrant I	8 (40 %)
Quadrant II	8 (40 %)
Quadrant III	3 (15 %)
Quadrant IV	1 (5 %)
laterale Abweichung	16 (80 %)
mediale Abweichung	4 (20 %)
kraniale Abweichung	9 (45 %)
kaudale Abweichung	11 (55 %)

Tabelle 3-9:

Häufigkeitsverteilung der ossären Abweichungen MRT – coronare Ebene.

Die Einteilung der Quadranten und die Abweichungsrichtungen werden anhand des standardisierten Koordinatensystems vorgenommen.

3.3.2 Graphische Darstellung ossäres Kongruenzverhalten (MRT - coronare Projektionsebene)

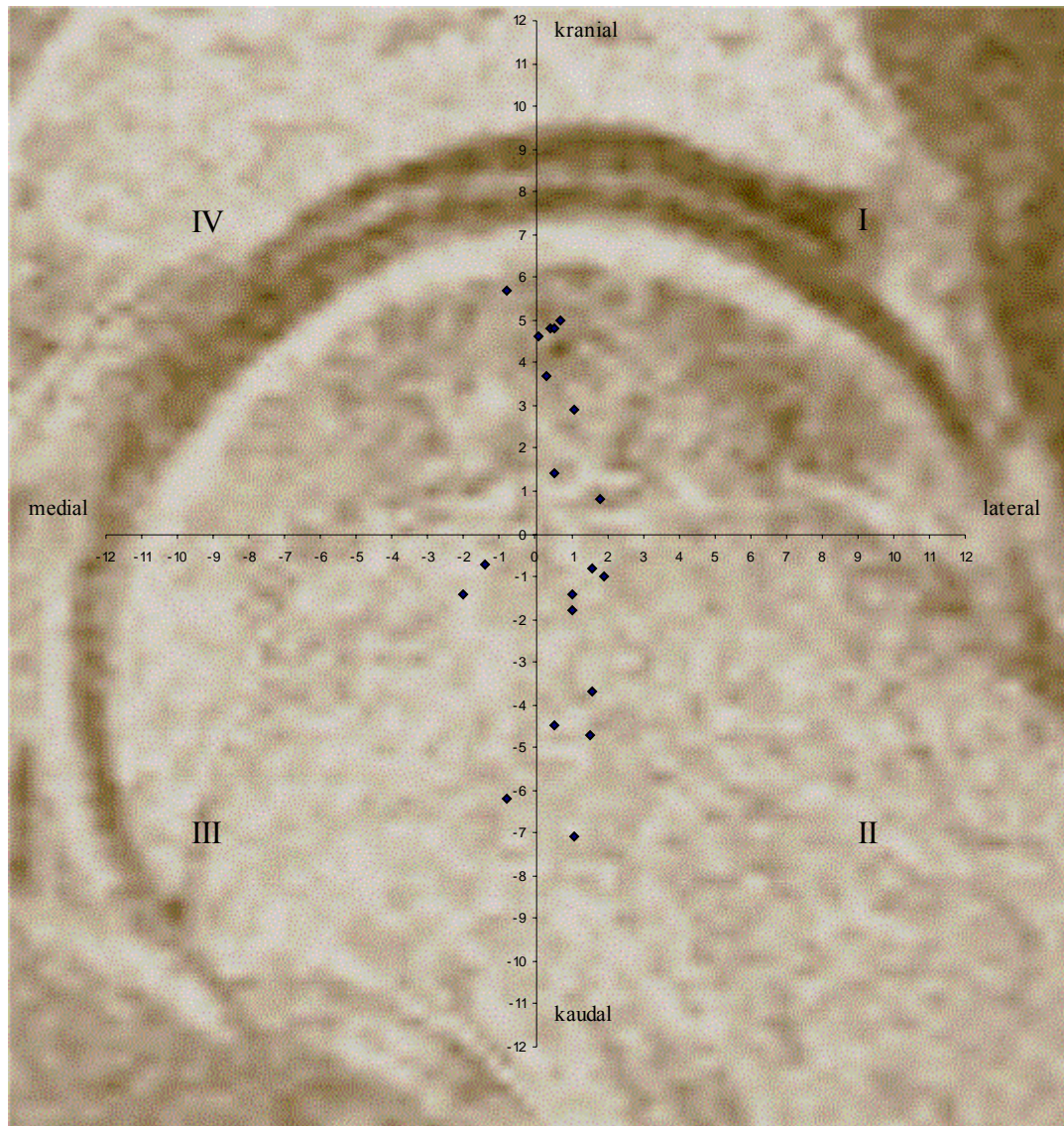


Abbildung 3-3:

Lage der Mittelpunkte der Hüftpfanne zum als Nullpunkt des Koordinatensystems definierten Mittelpunkt des Hüftkopfes in der coronaren Ebene der kernspintomographischen Darstellung des Hüftgelenkes. Die Angabe der Werte erfolgt in mm. In der coronaren kernspintomographischen Darstellung des Hüftgelenkes liegen alle Mittelpunkte der Hüftpfannenkreissegmente auf mindestens einer Achse weiter als 1 mm vom Nullpunkt entfernt. Alle Vektorenwerte sind ebenfalls größer als 1 mm.

3.3.3 Ergebnisse ossäres Kongruenzverhalten sagittale Projektion

Auch in der sagittalen kernspintomographischen Darstellung des Hüftgelenkes zeigen die beiden knöchernen Hüftgelenksanteile kein kongruentes Verhalten (s. Abbildung 3-4).

Die sagittale kernspintomographische Projektion zeigt das homogenste und geringste Abweichungsverhalten der auf die ossäre Kongruenz untersuchten Hüftgelenke.

Die Spannweite nimmt in dieser Projektion im Vergleich mit den anderen Messungen den geringsten Wert an. Wiederum ergeben sich aber auch hier größere Abweichungen der y-Werte im Vergleich zu den x-Werten. Die Standarddistanz liegt bei der 2-dimensionalen Betrachtung am nächsten zum definierten Kongruenzbereich, nimmt jedoch einen mehr als doppelt so großen Wert des Kongruenzbereiches an.

Auch in dieser Projektion liegen die meisten Abweichungen anterior-kaudal des Nullpunktes, dies ist jedoch in der Häufigkeitsverteilung für die anteriore Abweichung nicht so ausgeprägt wie in der Faux-Profil Aufnahme.

Die Steigung der Regressionsgeraden ist wiederum negativ.

Die nachfolgenden Tabellen zeigen die Ergebnisse der statistischen Auswertungen (s. Tabellen 3-10 bis 3-12).

Statistik MRT ossär sagittal	x-Werte	y-Werte
arithmetisches Mittel	0,5 mm	-0,6 mm
Median	0,4 mm	-1,1 mm
Standardabweichung σ	1,4 mm	2,4 mm
Maximum max	3 mm	4 mm
Minimum min	-2,1 mm	-4,3 mm
Spannweite SP	5,1 mm	8,3 mm
Standarddistanz SD	1,3 mm	2,1 mm
Kovarianz Cov		-1,2
Korrelationskoeffizient ρ		-0,4

Tabelle 3-10:

Statistische Darstellung der Auswertung des ossären Kongruenzverhaltens in der sagittalen Projektion der Kernspintomographie.

Statistik MRT ossär sagittal	Vektor
arithmetisches Mittel	2,6 mm
Median	2,1 mm
Standardabweichung σ	1,2 mm
Maximum max	4,8 mm
Minimum min	1,3 mm
Spannweite SP	6,1 mm
Standarddistanz SD	2,6 mm

Tabelle 3-11:

Statistische Auswertung der Abweichungen mittels 2-dimensionaler Vektoren.

Quadrant I	3 (15 %)
Quadrant II	9 (45 %)
Quadrant III	4 (20 %)
Quadrant IV	4 (20 %)
Anteriore Abweichung	12 (60 %)
posteriore Abweichung	8 (40 %)
kraniale Abweichung	7 (35 %)
kaudale Abweichung	12 (60 %)
<i>keine Abweichung</i>	1 (5 %)

Tabelle 3-12:

Häufigkeitsverteilung der ossären Abweichungen MRT – sagittale Ebene. Die Einteilung der Quadranten und die Abweichungsrichtungen werden anhand des standardisierten Koordinatensystems vorgenommen.

3.3.4 Graphische Darstellung ossäres Kongruenzverhalten (MRT - sagittale Projektionsebene)

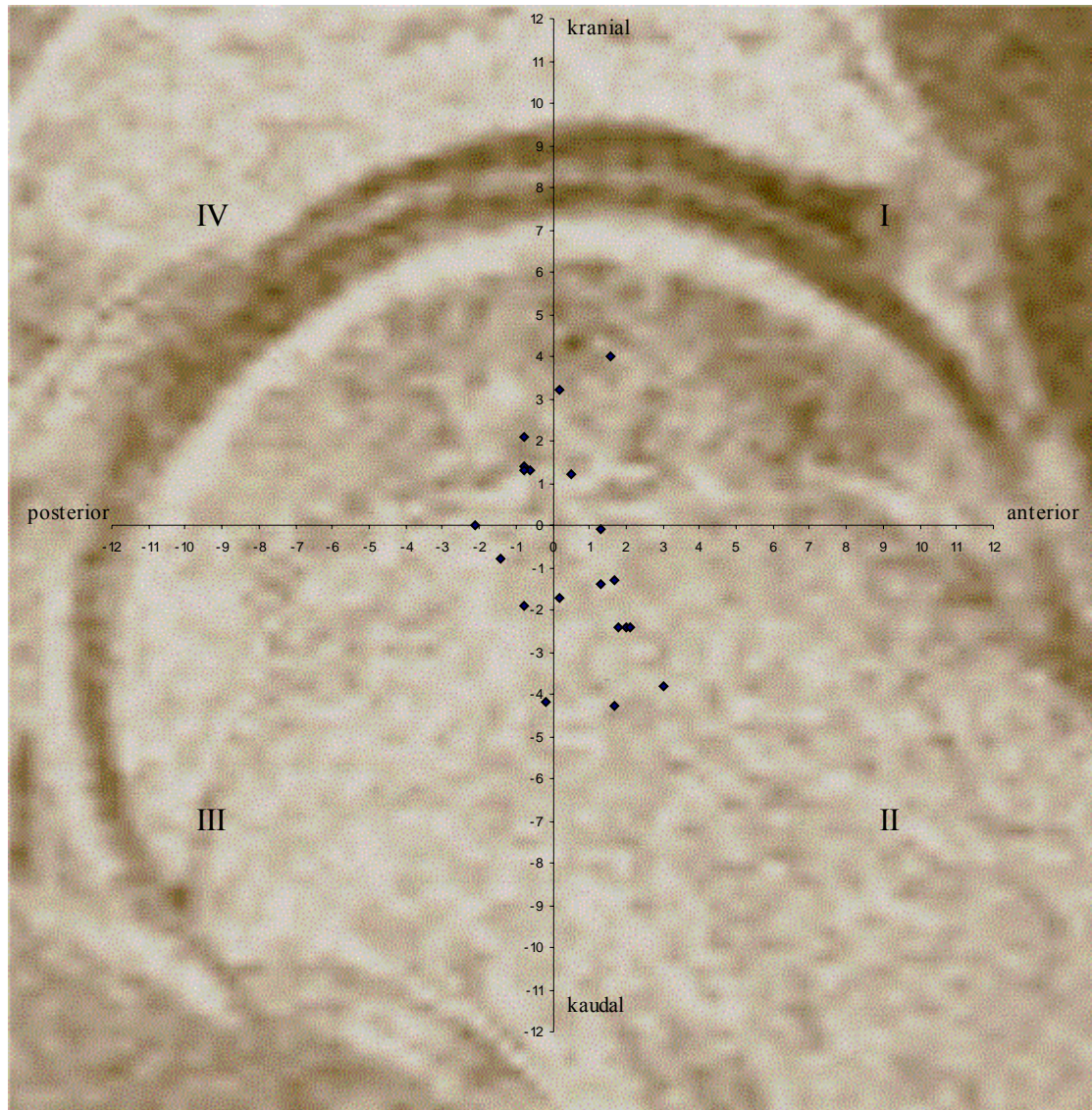


Abbildung 3-4:

Lage der Mittelpunkte der Hüftpfanne zum als Nullpunkt des Koordinatensystems definierten Mittelpunkt des Hüftkopfes in der sagittalen Ebene der kernspintomographischen Darstellung des Hüftgelenkes. Alle Werte in mm.

In der sagittalen kernspintomographischen Darstellung des Hüftgelenkes liegen alle Mittelpunkte der Hüftpfannenkreissegmente auf mindestens einer Achse weiter als 1mm vom Nullpunkt entfernt. Alle Vektorenwerte sind ebenfalls größer als 1 mm.

3.4 Ergebnisse MRT Daten – Kongruenz Gelenkknorpel

In diesem Teil der Ergebnisbetrachtung wird das Kongruenzverhalten der cartilagenen Konturen der Hüftgelenke untersucht.

Bei der Darstellung werden die beiden Projektionsebenen coronar und sagittal getrennt behandelt.

3.4.1 Ergebnisse Kongruenz Gelenkknorpel coronare Projektion

Ein anderes Ergebnis zeigt sich bei der Betrachtung der Gelenkknorpelflächen in bezug auf deren Kongruenz.

In der coronaren Darstellung dieser Hüftgelenksanteile ist ein kongruentes Verhalten zu sehen.

Keiner der gemessenen Werte weicht mehr als 1 mm von dem definierten Nullpunkt des projizierten Koordinatensystems ab (s. Abbildung 3-5). Für die 2-dimensionale Betrachtung ergibt sich auch ein kongruentes Verhalten.

Die nachfolgenden Tabellen zeigen die Ergebnisse der statistischen Auswertungen (s. Tabellen 3-13 und 3-14).

Statistik MRT Knorpel coronar	x-Werte	y-Werte
arithmetisches Mittel	0 mm	-0,4 mm
Median	0 mm	-0,5 mm
Standardabweichung σ	0,2 mm	0,4 mm
Maximum max	0,5 mm	0,8 mm
Minimum min	-0,2 mm	-1 mm
Spannweite SP	0,7 mm	1,8 mm
Standarddistanz SD	0,1 mm	0,5 mm
Kovarianz Cov	0	
Korrelationskoeffizient ρ	0,1	

Tabelle 3-13:

Statistische Darstellung der Auswertung des Kongruenzverhaltens des Gelenkknorpels in der coronaren Projektion der Kernspintomographie.

Statistik MRT Knorpel coronar	Vektor
arithmetisches Mittel	0,5 mm
Median	0,5 mm
Standardabweichung σ	0,3 mm
Maximum max	1 mm
Minimum min	0 mm
Spannweite SP	1 mm
Standarddistanz SD	0,5 mm

Tabelle 3-14:

Statistische Auswertung der Abweichungen mittels 2-dimensionaler Vektoren.

3.4.2 Graphische Darstellung Kongruenzverhalten Gelenkknorpel (MRT - coronare Projektionsebene)

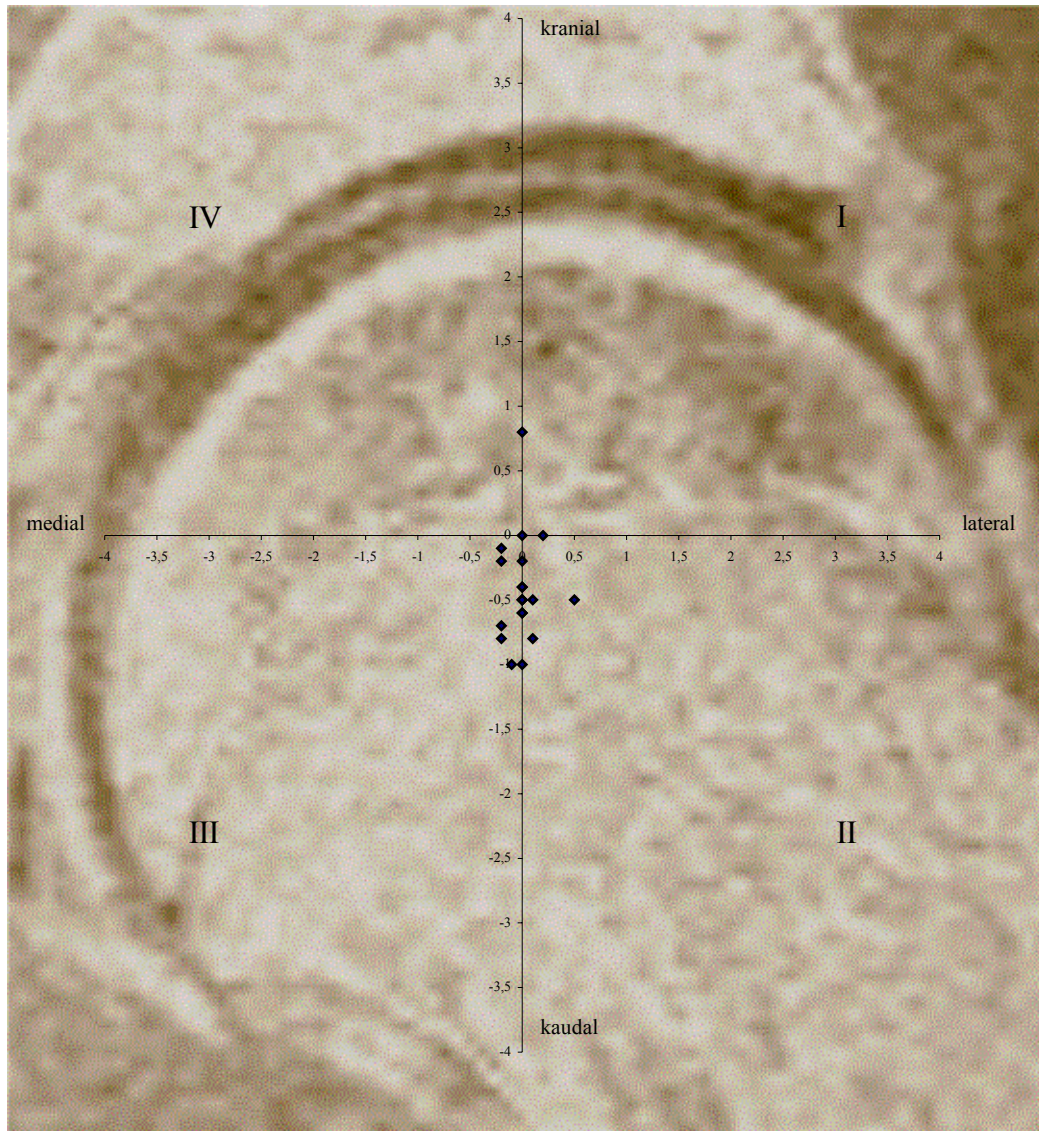
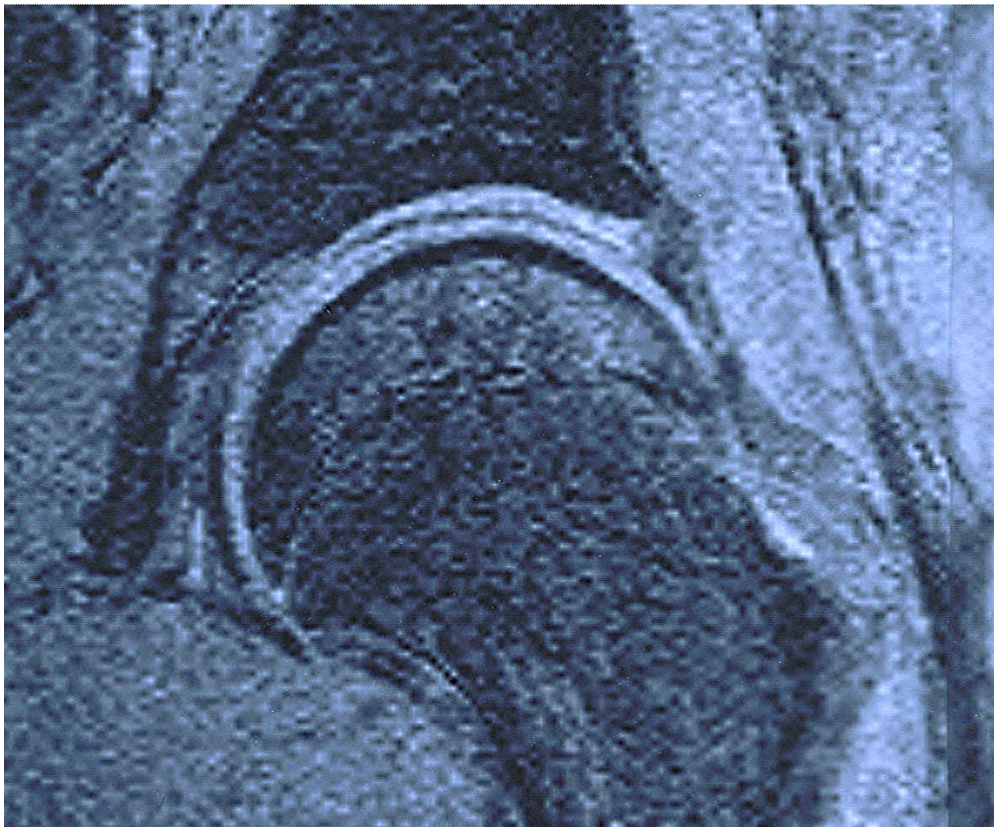


Abbildung 3-5:

Die graphische Darstellung der Beschreibung der Gelenkknorpelkongruenz (Cartilago Hüftkopf versus Cartilago Hüftpfanne) in der coronaren Projektion der Kernspintomographie zeigt für alle Patienten Werte kleiner / gleich 1 mm. Auch die Berechnung der Vektoren ergibt in keinem Fall einen Wert größer 1 mm. Die definitionsgemäße Voraussetzung der Kongruenz der artikulierenden cartilagenen Strukturen ist erfüllt. Alle Werte in mm.



MRT-Scan 1-1



MRT-Scan 1-2



MRT-Scan 1-3

Die MRT-Scans 1-1 bis 1-3 zeigen den Ausgleich einer bestehenden ossären Inkongruenz durch den sich kongruent verhaltenden Gelenkknorpel in der coronaren Schnittbildebene. Der Gelenkspalt ist durch Distraction artifiziell verbreitert worden und als *Low-signal Area* sichtbar. Der Knorpel weist als Zeichen des Ausgleiches der ossären Inkongruenz über der Artikulationsfläche eine unterschiedliche Stärke auf.

3.4.3 Ergebnisse Kongruenz Gelenkknorpel sagittale Projektion

Auch in der sagittalen Betrachtung der Kongruenz der cartilagenen Kongruenz der untersuchten Hüftgelenke konnte ein kongruentes Verhalten festgestellt werden. Bei allen Patienten hat sowohl der gemessene x-Wert als auch der y-Wert eine Nullpunktabweichung kleiner oder gleich 1 mm. Auch die Abweichungen der Vektoren erfüllen das durch die Definition festgelegte Kongruenzverhalten (s. Abbildung 3-6).

Die nachfolgenden Tabellen zeigen die Ergebnisse der statistischen Auswertungen (s. Tabellen 3-15 und 3-16).

Statistik MRT Knorpel sagittal	x-Werte	y-Werte
arithmetisches Mittel	-0,1 mm	-0,4 mm
Median	0 mm	-0,5 mm
Standardabweichung σ	0,3 mm	0,5 mm
Maximum max	0,5 mm	0,8 mm
Minimum min	-0,7 mm	-1 mm
Spannweite SP	1,2 mm	1,8 mm
Standarddistanz SD	0,2 mm	0,5 mm
Kovarianz Cov	0	
Korrelationskoeffizient ρ	-0,2	

Tabelle 3-15:

Statistische Darstellung der Auswertung des Kongruenzverhaltens des Gelenkknorpels in der sagittalen Projektion der Kernspintomographie.

Statistik MRT Knorpel sagittal	Vektor
arithmetisches Mittel	0,6 mm
Median	0,6 mm
Standardabweichung σ	0,3 mm
Maximum max	1 mm
Minimum min	0 mm
Spannweite SP	1 mm
Standarddistanz SD	0,6 mm

Tabelle 3-16:

Statistische Auswertung der Abweichungen mittels 2-dimensionaler Vektoren.

3.4.4 Graphische Darstellung Kongruenzverhalten Gelenkknorpel (MRT - sagittale Projektionsebene)

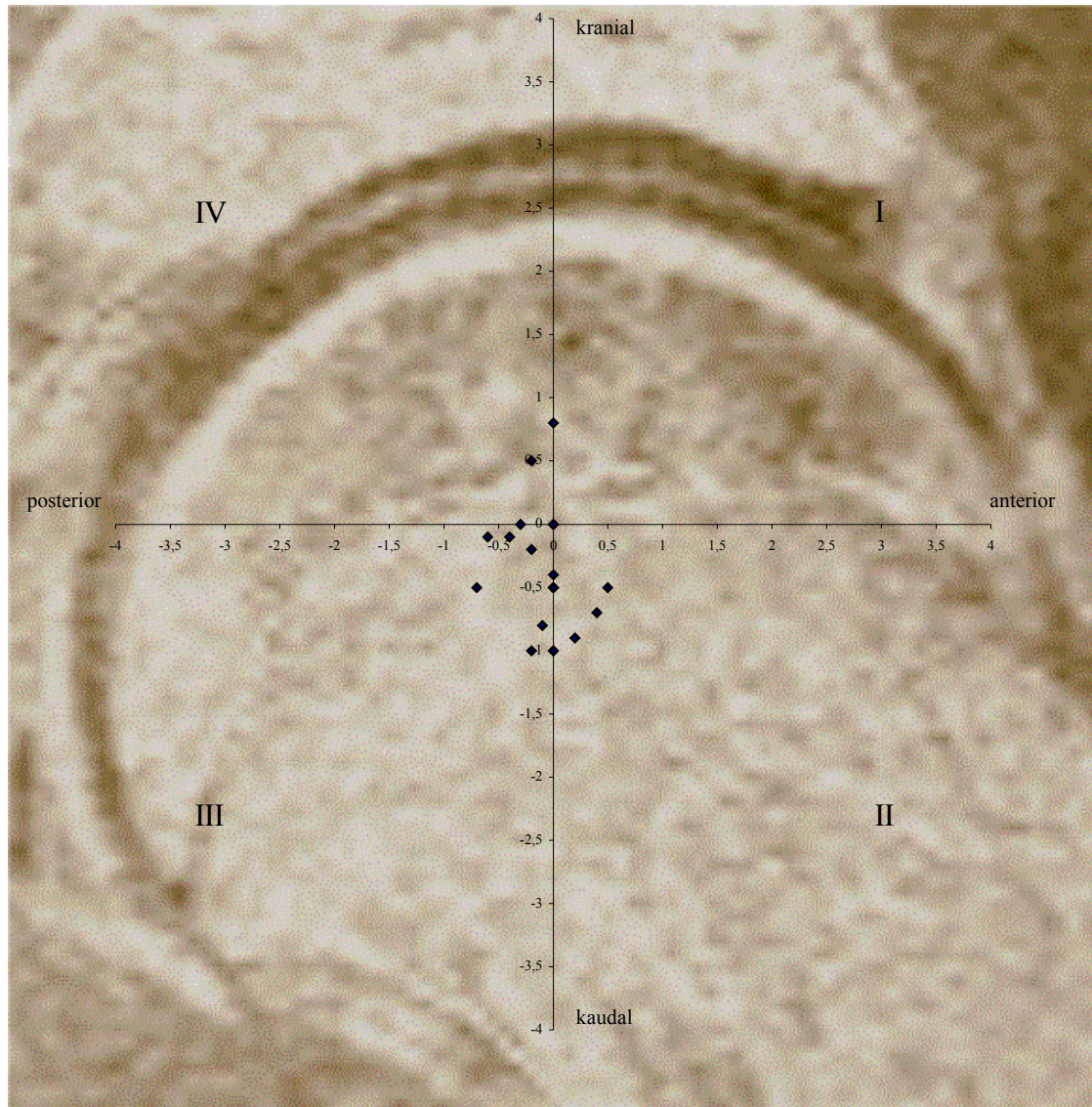


Abbildung 3-6:

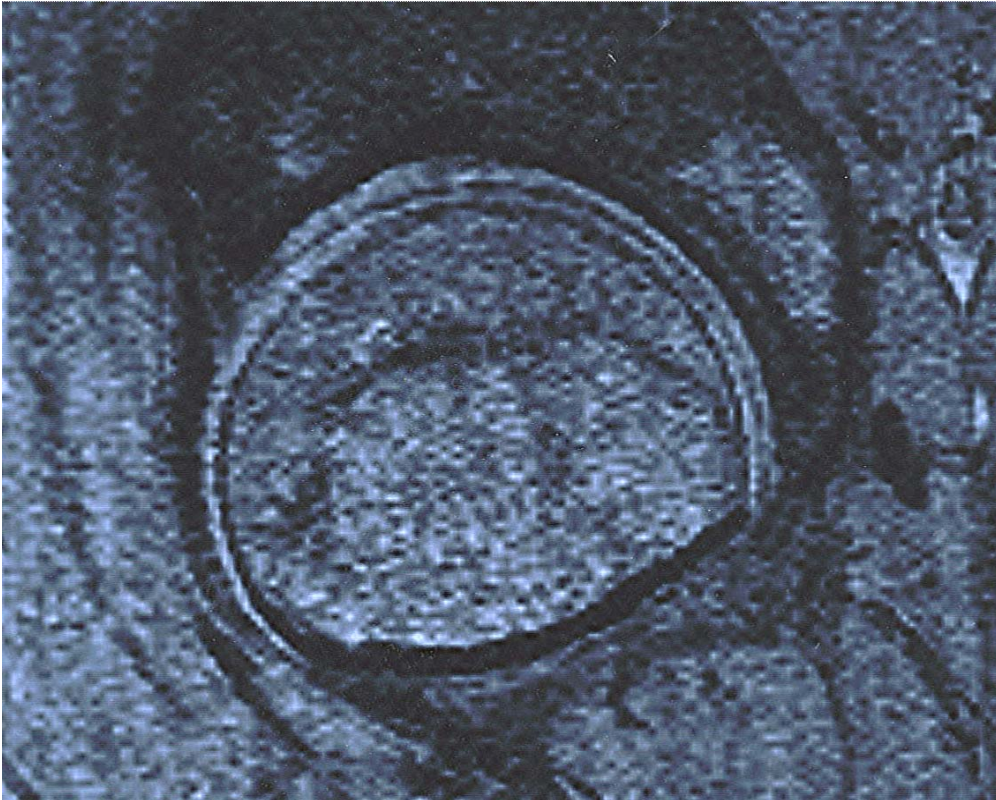
Die graphische Beschreibung der Gelenkknorpelkongruenz (Cartilago Hüftkopf versus Cartilago Hüftpfanne) zeigt auch in der sagittalen Ebene Werte für alle Patienten kleiner / gleich 1 mm auf der x- und auf der y-Achse. Auch die Berechnung der Vektoren ergibt in keinem Fall einen Wert größer 1 mm. In dieser Projektion ist die Voraussetzung der Kongruenz für den Gelenkknorpel ebenfalls gegeben. Alle Werte in diesem Diagramm werden in mm angegeben.



MRT-Scan 2-1



MRT-Scan 2-2



MRT-Scan 2-3

Die MRT-Scans 2-1 bis 2-3 zeigen das kongruente Verhalten des Gelenkknorpels. Der Gelenkspalt ist als *Low-signal Area* sichtbar. Der Gelenkknorpel ist als *High-signal Area* abgebildet. Der Knorpel weist als Zeichen des Ausgleiches der ossären Inkongruenz über der Artikulationsfläche eine unterschiedliche Stärke auf.

3.5 Beurteilung der Knorpelstärke und Knorpeloberfläche über der Gelenkfläche

Im Zusammenhang mit den Messungen an den Patienten wurde ergänzend zur Kongruenzbestimmung des Gelenkknorpels eine subjektive Beurteilung der Gelenkknorpeloberfläche vorgenommen.

Bei allen Patienten war sowohl in der coronaren als auch in der sagittalen Projektionsebene eine Kongruenz der Knorpelsphären zu beobachten. Pathologische Veränderungen konnten nicht festgestellt werden. Die Knorpeldicke zeigte in der coronaren und in der sagittalen Projektionsebene - als Ergebnis bei allen Patienten über den Verlauf der Gelenkfläche - eine unterschiedliche Stärke (s. MRT-Scan 1-1 und 1-2 sowie 2-1 bis 2-3).

3.6 Gelenkspalt unter longitudinaler Traktion

Bei allen Patienten wurde die MRT-Untersuchung unter 15 kp longitudinaler Traktion durchgeführt. In 19 Fällen fand die Untersuchung ohne Applikation eines Lokalanästhetikums statt. In einem Fall erfolgte eine Arthrographie. Durch die Arthrographie sollte der bestehende klinische Verdacht einer Labrumläsion bei einem Patienten ausgeschlossen werden. Während der Arthrographie erfolgte neben der Kontrastmittelapplikation die Verabreichung eines Lokalanästhetikums. Bei diesem Patienten zeigte sich der Gelenkspalt mit 6,2 mm im Gegensatz zu einem Durchschnittswert von 0,6 mm als deutlich verbreitert.

Breite Gelenkspalt	Anzahl Patienten	Durchschnittswert
ohne Lokalanästhetikum	19	0,6 mm
mit Lokalanästhetikum	1	6,2 mm

Tabelle 3-17:

Aufgezeigt werden die durchschnittlichen Gelenkspaltbreiten unter 15 kp longitudinaler Traktion und die Anzahl der untersuchten Patienten. Bei 19 Patienten wurde während

dieser Untersuchung kein Lokalanästhetikum verabreicht. Der Gelenkspalt war in diesen Fällen viel kleiner als im Fall der Applikation eines Lokalanästhetikums.

3.7 Gegenüberstellung Ergebnisse Röntgen vs. MRT

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse des radiologischen ossären Kongruenzverhaltens mit denen des kernspintomographischen ossären Kongruenzverhaltens verglichen.

Bei unserer Untersuchung wurden zwei unterschiedliche bildgebende Verfahren verwendet. Es wurde zum einen die Röntgendarstellung in 2 Ebenen (Becken a.p. und Faux-Profil) und zum anderen die Magnetresonanztomographie in 2 Ebenen (coronar und sagittal) angefertigt. Mittels beider Verfahren wurde die Kongruenz der knöchernen Hüftgelenksanteile nach abgelaufenem Morbus Perthes untersucht.

Sowohl im MRT als auch in der radiologischen Darstellung wurde in jeweils beiden Ebenen eine Inkongruenz der knöchernen Anteile des Hüftgelenkes festgestellt.

Nun stellt sich die Frage, ob die Ergebnisse der Abweichungen in den korrespondierenden Ebenen miteinander vergleichbar sind.

Liegt zum Beispiel bei Patient a, welcher in der Becken a.p.-Darstellung eine Abweichung in Quadrant I aufweist, auch die Abweichung des MRT-Ergebnisses im Quadranten I? Oder liegt diese z. B. in einem anderen Quadranten?

Zusätzlich ist für den Ergebnisvergleich von Radiologie versus MRT noch von Bedeutung, ob die gemessenen Werte auf den jeweiligen Achsen dasselbe Vorzeichen besitzen.

Ein x-Wert mit einem positiven Vorzeichen kann z. B. sowohl in Quadrant I als auch in Quadrant II liegen (s. Kapitel II, 2.6.1 und 2.6.2). Die Quadrantenzugehörigkeit wird in diesem Fall durch das Vorzeichen des y-Wertes definiert. Diese Gegebenheit zeigt eine tendenzielle Analogie der Ergebnisse.

Weiterhin spielt die Größe der Abweichungen der Ergebnisse eine maßgebliche Rolle. Hieraus ergibt sich die Frage, ob die Abweichungen bei dem Vergleich der Verfahren geringere bzw. stärkere Ausprägungen der Abweichungen in den korrespondierenden Ebenen aufweisen?

Hier ergeben die Betrachtungen der Abweichungen (s. Kapitel 3.5.2), die sich aus der Berechnung der x- und y-Abweichungen und der Vektoren ergeben, die notwendigen

Erkenntnisse. Diese Zusatzauswertungen geben Aufschluss über die Gesamtabweichungen der Inkongruenz.

3.7.1 Korrespondierende Ebenen

Die coronare Projektion entspricht in ihrer Darstellungsebene der radiologischen Becken a.p.-Aufnahme im antero-posterioren Strahlengang. Aus diesem Grund können die gemessenen Werte miteinander verglichen.

Die radiologische laterale Faux-Profil-Darstellung entspricht der sagittalen MRT-Projektion.

3.7.2 Vergleich statistischer Werte

Die Ergebnisse der jeweiligen entsprechenden Projektionsebenen beider Darstellungsverfahren werden einander gegenübergestellt, um die Aussagen der Verfahren zu vergleichen.

Dies geschieht mit Hilfe der folgenden statistischen Werte:

- Maximal- und Minimalwert

Mit Hilfe dieser beiden Werte wird die Ausdehnung der Werte verglichen.

- Spannweite

Sie stützt den Vergleich durch die Angabe einer Strecke, auf der alle Werte einer Achse abgebildet werden. Je größer die Spannweite ist, desto weiter liegen der Maximal- und der Minimalwert eines Koordinatenstrahls auseinander.

- Standarddistanz

Die durchschnittliche Abweichung der Messreihe von einem Bezugspunkt wird verglichen, um die absoluten Messergebnisse zu bewerten. In unserem Fall müssen auch negative Messergebnisse als Betrag der Abweichung betrachtet und gewertet werden.

Hier ist die Richtung (medial oder lateral) bzw. das Vorzeichen (positiv oder negativ) nicht von Bedeutung. Denn für die Beurteilung und den Vergleich der Kongruenz vs. Inkongruenz ist allein der Nachweis und die Größe einer Abweichung wichtig.

- Standardabweichung

Die Standardabweichung berechnet sich als Quadratwurzel der Varianz. Sie beschreibt die Verteilung der Werte einer Variablen um den Mittelwert. Die Varianz misst als Streuungsmaß die durchschnittliche quadratische Abweichung vom arithmetischen Mittel. Durch die Quadrierung der einzelnen Werte fallen größere Abweichungen stärker ins Gewicht.

- Kovarianz

Die Kovarianz gibt einen linearen Zusammenhang zweier Messwertreihen x und y wieder. Sie ist die Summe der gemittelten Abweichungsprodukte zweier Variablen. Die ermittelte Regressionsgerade kann entweder eine positive oder eine negative Steigung besitzen und kann zum Vergleich zweier Messreihen in den sich entsprechenden Ebenen verwendet werden.

3.7.3 Becken a.p. versus MRT-coronar

Bei dem Vergleich der Messergebnisse Becken a.p. versus MRT coronar zeigen sich folgende Ergebnisse:

Bei 60 % der Untersuchungsergebnisse (12 Fälle) liegen die verglichenen Abweichungen der Mittelpunkte beider Darstellungsverfahren in denselben Quadranten. Es zeigt sich jedoch bei der Betrachtung der Messergebnisse in bezug auf die Lage der Abweichungen auf den einzelnen Achsen, dass sowohl 75 % aller y-Werte (15 Fälle) als auch 75 % der x-Werte (15 Fälle) beider Verfahren das gleiche Vorzeichen tragen und somit auf dem gleichen Abschnitt der y- bzw. x-Achse in bezug auf den Nullpunkt des Koordinatensystems liegen (s. Tabellen 3-18, 3-19).

Vorzeichen x-Wert gleich	Vorzeichen x-Wert verschieden
75 % (15 Fälle)	25 % (5 Fälle)

Tabelle 3-18:

Gegenüberstellung der Messergebnisse der x-Werte von MRT (coronar) und Radiologie (Becken a.p.).

y-Wert gleich	y-Wert verschieden
75 % (15 Fälle)	25 % (5 Fälle)

Tabelle 3-19:

Gegenüberstellung der Messergebnisse der y-Werte von MRT (coronar) und Radiologie (Becken a.p.).

Bei dem Vergleich der Projektionsebenen Becken a.p. versus MRT coronar kann bei der Auswertung der Ergebnisse für beide Methoden eine Inkongruenz der knöchernen Artikulationssegmente nachgewiesen werden.

Auffällig ist jedoch, dass die Ausprägung bei den beobachteten Ergebnissen der Kernspintomographie in bezug auf die in beiden Verfahren beobachtete Inkongruenz geringer ist als bei den radiologischen Ergebnissen (s. Abbildung 3-7). Die radiologischen Werte sind 1,4-fach bis mehr als 3-fach so stark ausgeprägt; lediglich der Wert $\min_{M,cor}(x)$ zeigt eine stärkere Abweichung als der radiologische Wert $\min_{Bap}(x)$.

Die errechnete Kovarianz beider Messreihen zeigt für die Ergebnisse beider Verfahren einen negativen Steigungsverlauf der ermittelten Regressionsgeraden. Der Verlauf der Regressionsgeraden ist für die Becken a.p.-Aufnahme steiler ($Cov_{Bap} = -4,3$ gegenüber $Cov_{M,cor} = -0,5$) (s. Abbildung 3-7).

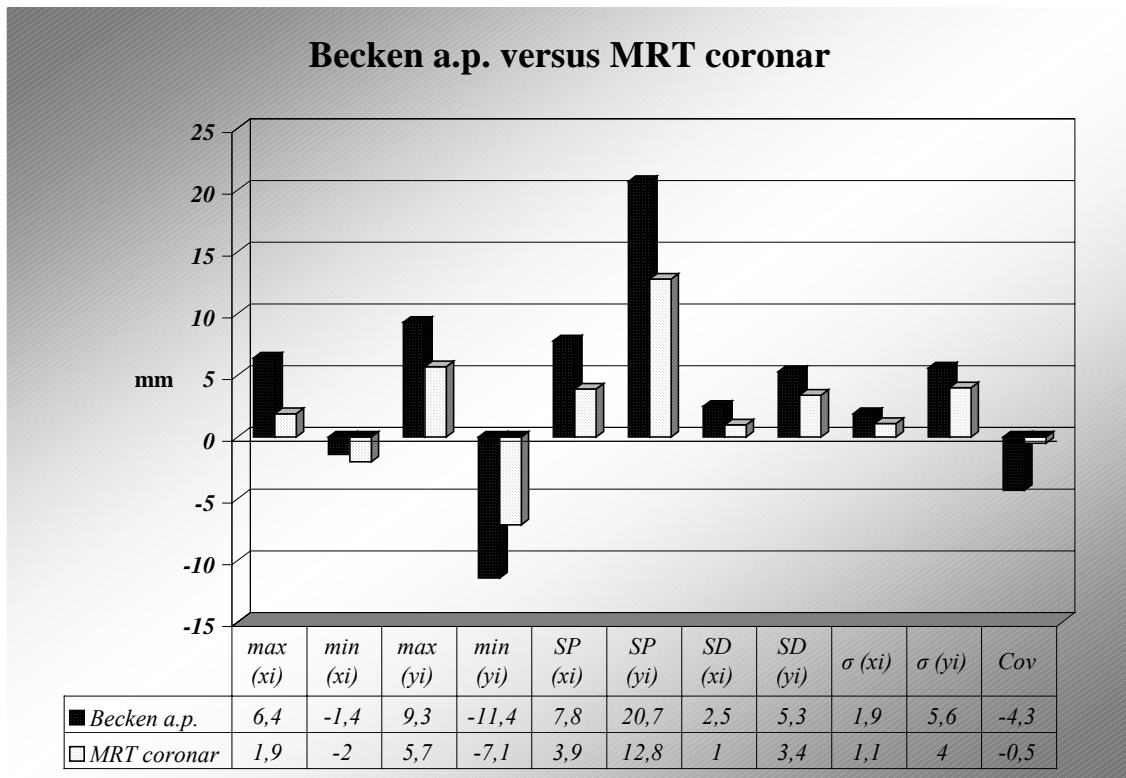


Abbildung 3-7:

Graphische Gegenüberstellung der ermittelten statistischen Werte (in mm) von Radiologie und MRT. Die Ergebnisse Becken a.p. zeigen eine stärkere Ausprägung.

Auch die Gegenüberstellung der Vektorenergebnisse beider Verfahren zeigt die deutlich stärkere Ausprägung der radiologischen Abweichungen vom Nullpunkt (s. Tabelle 3-20).

Vektoren	Becken a.p.	MRT coronar
Maximum max	11,5 mm	7,2 mm
Minimum min	2,9 mm	1,5 mm
Spannweite SP	14,4 mm	8,7 mm
Standarddistanz SD	6,1 mm	3,7 mm
Standardabweichung σ	2,7 mm	1,7 mm

Tabelle 3-20:

Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der Vektorenberechnung Radiologie versus MRT in den korrespondierenden Ebenen.

Die Lagen der Abweichungen im Koordinatensystem zeigen für die korrespondierenden Ebenen beider Verfahren folgende Tendenzen:

- In 85 % der Messungen (17 Fälle) ergibt sich eine laterale Abweichung in der Beckenübersichtsaufnahme. Für die coronare Ebene ist dies in 80 % (16 Fälle) zu beobachten.
- In 70 % (14 Fälle) weicht der Mittelpunkt der Azetabulum-Sphäre in der Becken a.p.-Aufnahme nach kaudal ab. Für die MRT-Abweichungen trifft das in 55 % (11 Fälle) zu (s. Tabelle 3-21).

Lage der Abweichung	lateral	kaudal
Becken a.p.	85 % (17 Fälle)	70 % (14 Fälle)
MRT coronar	80% (16 Fälle)	55 % (11 Fälle)

Tabelle 3-21:

Häufigkeitsverteilung der Abweichungslagen der korrespondierenden radiologischen und kernspintomographischen Ebenen.

3.7.4 Faux-Profil versus MRT sagittal

In 35 % der Untersuchungen (7 Fälle) liegen die Abweichungen der Patienten sowohl in der Kernspintomographie als auch in der radiologischen Projektion in den gleichen Quadranten.

Bei 65 % der Fälle (13 Patienten) liegen die x-Werte der verglichenen Darstellungsverfahren auf dem gleichen Abschnitt der x-Achse in bezug auf den Nullpunkt des Koordinatensystems.

Für die y-Werte trifft dies bei 11 Patienten (55 % der Fälle) zu (s. Tabellen 3-22, 3-23).

Vorzeichen x-Wert gleich	Vorzeichen x-Wert verschieden
65 % (13 Fälle)	35 % (7 Fälle)

Tabelle 3-22:

Gegenüberstellung der Messergebnisse der x-Werte von MRT (sagittal) und Radiologie (Faux-Profil).

Vorzeichen y-Wert gleich	Vorzeichen y-Wert verschieden
55 % (11 Fälle)	45 % (9 Fälle)

Tabelle 3-23:

Gegenüberstellung der Messergebnisse der y-Werte von MRT (sagittal) und Radiologie (Faux-Profil).

Auch in den Projektionsebenen der Faux-Profil-Darstellung und MRT sagittal kann für beide bildgebenden Methoden eine Inkongruenz der ossären Artikulationssegmente nachgewiesen werden.

Man stellt auch für diese Projektionsebenen bei der Gegenüberstellung Radiologie versus MRT eine in ihrer Intensität weniger stark ausgeprägte Inkongruenz der MRT-Daten fest (s. Abbildung 3-8).

Zu bemerken ist, dass die Standarddistanz für die x-Werte des MRT um mehr als die Hälfte geringer ist als für die Faux-Profil-Aufnahme. Die radiologische Spannweite $SP_{FP}(x)$ und $SP_{FP}(y)$ weicht sowohl bei den x- als auch bei den y-Werten um mehr als den doppelten Kongruenzbereich ($> 2 \text{ mm}$) gegenüber der kernspintomographischen Spannweite $SP_{M,sag}(x)$ und $SP_{M,sag}(y)$ ab.

Die Steigungen der Regressionsgeraden beider Messreihen besitzt für beide Verfahren ein negatives Vorzeichen ($Cov_{FP} = -2,5$ und $Cov_{M,sag} = -1,2$) (s. Abbildung 3-8).

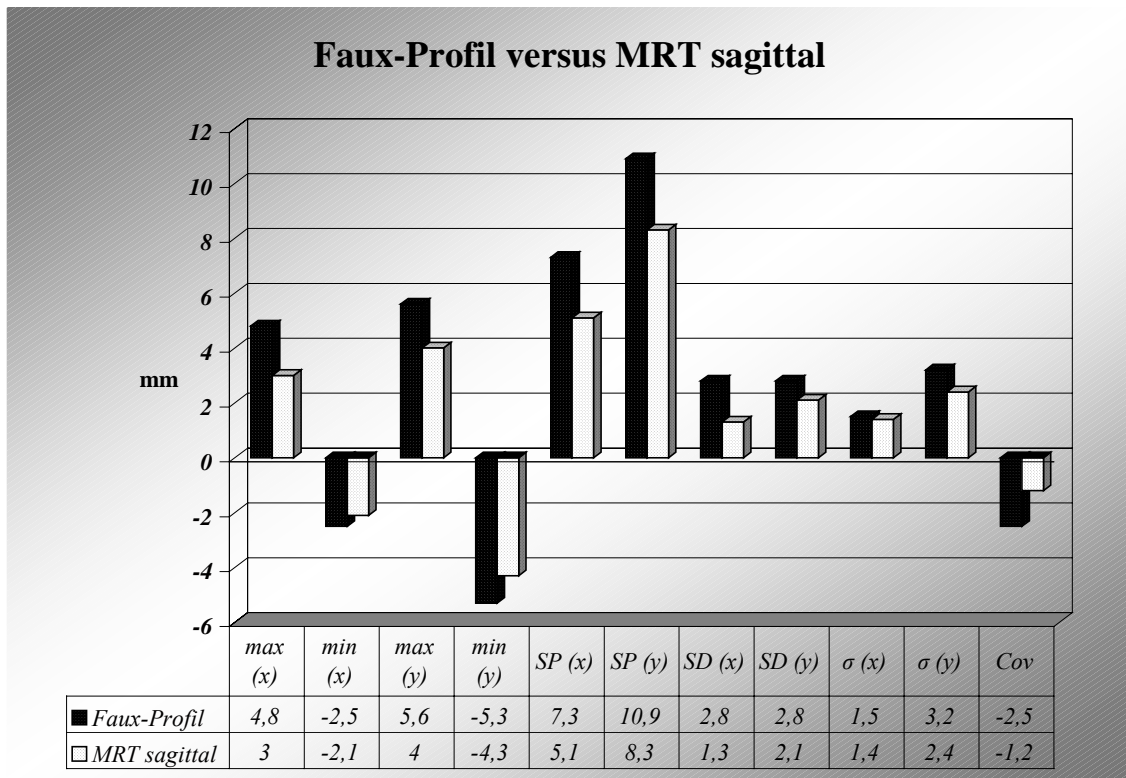


Abbildung 3-8:

Graphische Gegenüberstellung der ermittelten statistischen Werte (in mm) von Radiologie und MRT. Die Ergebnisse Faux-Profil zeigen durchschnittlich eine stärkere Ausprägung gegenüber den Ergebnissen MRT sagittal.

Auch die Gegenüberstellung der Vektorenergebnisse beider Verfahren zeigt die stärkere Ausprägung der radiologischen Abweichungen vom Nullpunkt (s. Tabelle 3-24).

Vektoren	Faux-Profil	MRT sagittal
Maximum max	6,2 mm	4,8 mm
Minimum min	1,8 mm	1,3 mm
Spannweite SP	8 mm	6,1 mm
Standarddistanz SD	4,2 mm	2,6 mm
Standardabweichung σ	1,5 mm	1,2 mm

Tabelle 3-24:

Gegenüberstellung der statistischen Ergebnisse der Vektorenberechnung Radiologie versus MRT in den korrespondierenden Ebenen.

Die Lagen der Abweichungen im Koordinatensystem zeigen für die korrespondierenden Ebenen beider Verfahren folgende Tendenzen:

- In 95 % der Messungen (19 Fälle) ergibt sich eine anteriore Abweichung in der Faux-Profil-Aufnahme. Für die sagittale Ebene ist dies in 60 % (12 Fälle) zu beobachten.
- In 70 % (14 Fälle) weicht der Mittelpunkt der Azetabulum-Sphäre in der Faux-Profil-Aufnahme nach kaudal ab. Für die MRT-Abweichungen trifft dieses Faktum in 60 % (12 Fälle) zu (s. Tabelle 3-25).

Lage der Abweichung	anterior	kaudal
Faux-Profil	95 % (19 Fälle)	70 % (14 Fälle)
MRT sagittal	60% (12 Fälle)	60 % (12 Fälle)

Tabelle 3-25:

Häufigkeitsverteilung der Abweichungslagen der korrespondierenden radiologischen und kernspintomographischen Ebenen.

3.8 Beurteilung der Hüften nach *Stulberg*

Die Beurteilung der konventionellen Röntgenbilder erfolgte weiterhin auf der Grundlage der Klassifikation nach *Stulberg* (*Stulberg et al.*, 1981).

Von den insgesamt 20 dieser Studie zugrundeliegenden Hüften der Patienten, die untersucht wurden, ergaben sich nach der Klassifikation von *Stulberg* folgende Ergebnisse:

Der Klasse I wurden 3 Hüften zugeordnet; der Klasse II 12 Hüften. Damit liegen 75 % der untersuchten Hüften in den Klassen I und II. Die Hüften der Klassen I und II werden als *sphärisch kongruent* beschrieben und nach *Stulberg* entwickelt sich bei Hüften dieser Kategorie keine sekundäre Coxarthrose (*Stulberg et al.*, 1981).

Der Klasse III wurden 4 Hüften zugeteilt. Das entspricht 20 % der Gesamtmenge.

In nur einem Fall (5 %) entspricht das Bild des untersuchten Hüftgelenkes der Klasse IV nach *Stulberg*. In den Klassen III und IV besteht definitionsgemäß eine *asphärische Kongruenz*. Diese Hüften entwickeln im späteren Lebensalter eine sekundäre Coxarthrose aufgrund einer Deformierung des Femurkopfes.

Eine *asphärische Inkongruenz* (Klasse V) mit einer starken Deformierung des Femurkopfes und der frühzeitigen Entwicklung einer sekundären Coxarthrose konnte bei keinem der Patienten festgestellt werden (s. Tabelle 3-26).

<i>Stulberg-Klasse</i>	Anzahl Hüften
I	3
II	12
III	4
IV	1
V	keine

Tabelle 3-26:

Die Klassen I und II gelten nach *Stulberg* in bezug auf deren Kongruenz und Femurkopfform als *sphärisch kongruent*. Die Hüften der Klassen III und IV werden als *asphärisch kongruent* eingestuft. Die Klasse V gilt als *asphärisch inkongruent*.

Die meisten der untersuchten Hüften werden der Klasse II zugeordnet. Hier liegt ein positives Ausheilungsergebnis vor und es besteht kein Risiko der Entwicklung einer sekundären Coxarthrose.

3.8.1 Vergleich der Ergebnisse mit der *Stulberg*-Klassifikation

Das von uns mittels der absoluten Abweichungs- und Vektorenbeiträge gemessene Inkongruenzverhalten der ossären Hüftgelenksanteile wurde für den Vergleich unserer Ergebnisse mit der *Stulberg*-Klassifikation herangezogen.

Es sollte überprüft werden, ob Patienten mit einem guten radiologischen Endresultat und einer guten Prognose nach *Stulberg* (sphärische Kongruenz der *Stulberg*-Klassen I und II) auch bei der Messung ihrer Inkongruenz geringere Inkongruenzwerte aufwiesen als Patienten mit einem schlechteren Resultat und einer asphärischen Kongruenz (*Stulberg*-Klassen III und IV). Zu diesem Zweck wurden die absoluten Abweichungswerte und die Vektorenbeiträge der Patienten den jeweiligen *Stulberg*-

Klassen gegenübergestellt und überprüft, ob sich auch anhand dieser Zahlenwerte eine Gesetzmäßigkeit in bezug auf den Schweregrad und der Prognose des Morbus Perthes nachweisen lässt.

Der Vergleich der gemessenen Beträge der Inkongruenz mit der *Stulberg*-Klassifikation war jedoch nur in der antero-posterioren Projektionsebene möglich. Die *Lauenstein*-Aufnahme (seitliche Hüftgelenksdarstellung mit vertikalem Strahlengang), die in der Arbeit nach *Stulberg* als zweite radiologische Projektionsebene zur Beurteilung verwendet wird, wurde in unserer Studie nicht ausgewertet, da es nicht die korrespondierende radiologische Projektionsebene zur sagittalen kernspintomographischen Ebene ist und somit eine vergleichende Beurteilung der Gelenkknorpelkongruenz nicht möglich ist.

Die größten Abweichungen waren in der auch mit 12 Fällen zahlenmäßig häufigsten *Stulberg*-Klasse II zu finden.

Insgesamt konnte keine Gesetzmäßigkeit oder Relation zwischen der Einteilung nach *Stulberg* und den von uns gemessenen Inkongruenzwerten festgestellt werden.

Zwischen den Klassen I und IV waren im Hinblick auf die absoluten Abweichungswerte keine Unterschiede bzw. Abstufungen erkennbar.

IV. Diskussion

4.1 Diskussion der Methodik

Unsere Studie findet in ihrer Aussagekraft eine klare Limitierung durch die Tatsache, dass für die Untersuchungen nur eine begrenzte Anzahl von Hüftgelenken (20 Hüftgelenke / 18 Patienten) zur Verfügung standen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass viele der mittlerweile erwachsenen Patienten unseres Patienten-Pools durch berufliche und familiäre Gründe verzogen und die aktuellen Adressen nicht mehr zu ermitteln waren. Hinzu kam bei einigen Patienten eine fehlende Compliance, trotz der sinnvollen und wichtigen Nachuntersuchung, insbesondere vielleicht auch, weil ihre Erkrankung zu diesem Zeitpunkt symptomlos war und damit keine Motivation vorlag, die Nachuntersuchung durchführen zu lassen.

Dadurch ergibt sich ein Patienten-Pool, der statistisch zu klein ist, um eine generalisierte und unangreifbare Aussage über das Kongruenzverhalten der ossären Gelenkflächen im Vergleich zum Kongruenzverhalten der Gelenkknorpelflächen des Hüftgelenkes nach Morbus Perthes treffen zu können. Dennoch ist anhand der von uns gefundenen Ergebnisse eine einheitliche Tendenz in Richtung eines Ausgleichs der ossären Inkongruenz durch den Gelenkknorpel nach abgelaufenem Morbus Perthes ersichtlich.

Der Nachuntersuchungszeitraum ist mit einem Mittelwert von 12,95 Jahren post Erstdiagnose eines Morbus Perthes relativ kurz und die Patienten mit einem Durchschnittsalter von 19,3 Jahren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung noch nicht in dem Alter, in dem schon Zeichen einer sekundären Coxarthrose zu erwarten wären. Eine erneute Überprüfung der Ergebnisse in einem Zeitintervall von weiteren 10 Jahren und folgend wäre notwendig, um frühzeitige pathologische Veränderungen feststellen und evtl. therapieren zu können.

Wir können in unserer Versuchsreihe jedoch schon eine evtl. vorhandene Deformierung und Knorpelschädigung des Hüftgelenkes ausschließen, die therapeutische Konsequenzen nach sich ziehen würde.

Eine vergleichende Studie mit der Beurteilung von nicht pathologisch veränderten und vorgeschädigten Hüften im Hinblick auf das ossäre und cartilagene Kongruenzverhalten in diesen Fällen wäre wünschenswert. Dies war jedoch nicht Inhalt und Zielsetzung unserer Studie.

Um eine Aussage über die Kongruenzverhältnisse der untersuchten Hüftgelenke machen zu können, mussten neben der radiologischen Darstellung zur Beurteilung der ossären Kongruenz eine kernspintomographische Darstellung zur Beurteilung der Knorpelstrukturen durchgeführt werden.

Die longitudinale Traktion mit 15 kp war notwendig, um den Gelenkspalt in der Kernspintomographie darzustellen und die Knorpelsphären getrennt beurteilen zu können. Dieses Verfahren wurde von *Nishii 2001* zur detaillierten Gelenkknorpeldarstellung bei dysplastischen Hüften angewendet (*Nishii et al., 2001*). Von den Patienten wurde dieses Verfahren als nicht schmerzhaft empfunden. Der Gelenkspalt konnte in unserer Untersuchung eindeutig definiert werden. Unserer Meinung nach ist dies ein geeignetes Verfahren zur separaten Darstellung und Beurteilung des Gelenkknorpels von Femurkopf und Azetabulum.

Bei einem Patienten wurde zum Ausschluss einer Labrumläsion Kontrastmittel in das Hüftgelenk injiziert. Während der Arthrographie erfolgte die Verabreichung eines Lokalanästhetikums. Der Gelenkspalt zeigte sich mit einem Wert von 6,2 mm bei diesem Patienten, im Gegensatz zu einem Durchschnittswert von 0,6 mm bei den übrigen Patienten, als deutlich verbreitert. Wir führen dies auf das in diesem Fall applizierte Lokalanästhetikum zurück. Sowohl die normale Gelenkspaltdarstellung als auch diese extreme Gelenkspaltdarstellung lieferten sehr gut zu beurteilende Ergebnisse. Eine zusätzliche Applizierung eines Lokalanästhetikums - aus rein diagnostischen Gründen - zur verbreiterten Gelenkspaltdarstellung, kann von uns nicht als vorteilhaft gesehen und empfohlen werden.

Die angesetzten Messverfahren – Kernspintomographie und Radiologie – sind für die Beurteilung der ossären und der knorpeligen Gelenkstrukturen als routinemäßige Standardverfahren anzusehen. Wichtig dabei ist, dass bei der Kernspintomographie keine zusätzliche Strahlenbelastung für die Patienten besteht.

Das von uns angewandte und zur Bestimmung der Abweichung der Mittelpunkte von Femurkopf- und Azetabulumspähre - und somit auch des Ausmaßes der Inkongruenz - eingesetzte Koordinatensystem hat sich als erfolgreiche und als standardisiert anwendbare Methode erwiesen. Durch die körperseitenunabhängige, den Anforderungen genügende Normierung des Koordinatensystems und der Möglichkeit der Definition von eindeutig zu ermittelnden Messpunkten (Sphärenmittelpunkte von Femurkopf und Azetabulum), ist dieses System ohne Einschränkungen für Messungen dieser Art generell einsetzbar.

4.2 Ergebnisbetrachtung und Ausblick

Die Ätiologie und genaue Prognose des Morbus Perthes sind bis heute nicht eindeutig geklärt (de Sanctis *et al.*, 2000; Jäger and Wirth, 1992; Krämer and Grifka, 2005; Niethard and Pfeil, 2003; Wall, 2000; Weinstein, 2000; Wenger *et al.*, 1991). Freilich ist für jede Erkrankung eine Prognose des Verlaufs und die Einschätzung des Risikos von sekundären Folgeproblemen von eminenter Bedeutung (Lecuire, 2002).

In der Literatur werden diverse Klassifikationen des Morbus Perthes verwendet, um die Prognose der Erkrankung einschätzen zu können. Besonders sind hier die schon in Kapitel I genannten Klassifikationen von *Catterall*, *Salter / Thompson* und *Herring* als Klassifikationen während der Erkrankungszeit (Catterall, 1971; Herring *et al.*, 1992; Salter and Thompson, 1984) und die Klassifikationen von *Mose* und *Stulberg*, als Outcome-Klassifikationen, zu erwähnen (Mose, 1980; Stulberg *et al.*, 1981). Diese Klassifikationen sind jedoch nicht einheitlich und werden bei verschiedenen Stadien der Erkrankung benutzt.

Die am häufigsten für die Beurteilung und Prognose eines Morbus Perthes nach Abschluss des Wachstums angewandte Klassifikation ist momentan die *Stulberg*-Klassifikation. Diese Klassifikation ist „stark mit der sekundären Entwicklung einer Osteoarthritis verbunden“ (de Sanctis *et al.*, 2000). Doch auch hier bleibt „in einer relevanten Anzahl der Fälle der Verlauf der Erkrankung unvorhersehbar“ (de Sanctis *et al.*, 2000). Eine mögliche Erklärung für diese Fälle ist eine rein radiologische Bewertung der Gelenkkonturen ohne Einbeziehung des Gelenkknorpels.

Gegenüber der eminenten Bedeutung des Alters der Patienten bei der Erstdiagnose eines Morbus Perthes, der verbliebenen Form des Femurkopfes und der Kongruenz des Gelenkes nach Ablauf der Erkrankung als Einflussfaktoren besteht eine einheitliche Meinung.

Je älter die Patienten bei Krankheitsbeginn sind, desto schlechter ist die Prognose (Catterall, 1971; Gower and Johnston, 1971; Lecuire, 2002; Salter, 1980; Stulberg *et al.*, 1981; Vila Verde *et al.*, 1985; Weinstein, 2000; Wenger *et al.*, 1991).

Der zweite wichtige Einflussfaktor ist die Form des Femurkopfes im Hinblick auf eine Deformierung nach Ablauf der Erkrankung und zum Zeitpunkt der Skelettreife, der als wichtigster prognostischer Indikator in bezug auf die Entwicklung einer degenerativen

Hüftgelenkserkrankung gilt (Lecuire, 2002; McAndrew and Weinstein, 1984; Mose, 1980; Salter, 1980; Stulberg *et al.*, 1981).

So hängt die Prognose des Morbus Perthes im Hinblick auf die Entstehung einer guten Funktionalität des Gelenkes sowie einer therapiebedürftigen verfrühten Coxarthrose entscheidend vom Ausmaß der Hüftkopfdeformität sowie der verbliebenen Gelenkinkongruenz ab (Gower and Johnston, 1971; Lecuire, 2002; McAndrew and Weinstein, 1984; Mose *et al.*, 1977; Stulberg *et al.*, 1981; Weinstein, 2000).

Die verbleibende Kongruenz des Hüftgelenkes spielt auch im Hinblick auf das zeitliche Auftreten einer sekundären Coxarthrose eine sehr entscheidende Rolle (Lecuire, 2002).

„Je größer die Deformität des Femurkopfes und die hieraus resultierende Inkongruenz ist, desto schlechter ist das Langzeitergebnis“ (Weinstein, 2000).

Ein Hüftgelenk, das nach abgelaufenem Morbus Perthes eine radiologische Inkongruenz der Gelenkstrukturen aufweist, kann theoretisch trotzdem eine Kongruenz der Knorpelsphären aufweisen.

Lecuire fand bei 51 % seiner 35 untersuchten Patienten, die das 6. Lebensjahrzehnt erreicht hatten, eine „disabling Osteoarthritis“. Auch konnte er nachweisen, dass Patienten mit deformierten Hüftköpfen und inkongruenter Gelenksituation das schlechteste Endresultat nach Morbus Perthes aufweisen und schon frühzeitig im Alter zwischen 40 und 50 Jahren eine sekundäre Coxarthrose entwickelten. Bei deformierten Femurköpfen - und sich trotzdem kongruent verhaltenden Gelenken - kam es bei den Patienten erst zu sekundären degenerativen Hüftgelenksveränderungen im Alter zwischen 50 und 60 Jahren (Lecuire, 2002). Dies zeigt die überaus wichtige Bedeutung der Gelenkkongruenz nach abgelaufenem Morbus Perthes.

Mose beobachtet in diesem Zusammenhang eine gute Funktion des Gelenkes in einem kurzen Zeitintervall nach Morbus Perthes, unabhängig vom Ausmaß der Femurkopfdeformität (Mose, 1980). Dies spricht dafür, dass Ausgleichs- bzw. Kompensationsmechanismen vorhanden sein könnten.

Mose und *Stulberg* beurteilen bei ihren Klassifikationen die Sphärizität der Femurköpfe. *Mose* hat ein empirisches Verfahren entwickelt, die Messung der Sphärizität anhand von transparenten Kreisschablonen mit unterschiedlichen Radien vorzunehmen (Mose, 1980).

Auch *Stulberg* verwendet diese von *Mose* entwickelte Methode als eines seiner Kriterien zur prognostischen Einschätzung des Morbus Perthes mittels Röntgenbilder

(Stulberg *et al.*, 1981). Doch bleiben die im Zusammenhang mit der Deformität des Femurkopfes häufig verwendeten Begriffe der Sphärizität und Kongruenz undefiniert. Beide Klassifikationen beurteilen die Kongruenz der Hüftgelenke subjektiv ohne standardisiertes System.

Letztendlich wird der Situation des Hüftgelenkknorpels in der Literatur keine Beachtung geschenkt.

Lediglich *Hochbergs* untersuchte in seiner Studie den Zustand des Gelenkknorpels. Er traf eine Aussage über die Dicke des Gelenkknorpels bei Morbus Perthes-Patienten, wobei er sich aber nur auf den femoralen Anteil des Gelenkknorpels beschränkte (*Hochbergs et al.*, 1994).

Schon 1980 forderte *Mose* in seiner Arbeit „Studien, in denen die Messergebnisse von planen Röntgenogrammen mit arthrographischen Ergebnissen der knorpeligen Flächen verglichen werden“ (*Mose*, 1980). Auch war *Mose* verwundert über die Erkenntnis, dass Patienten - seiner Gruppeneinteilung nach mit normal konfigurierten Femurköpfen - im Endresultat Hüftbeschwerden aufwiesen. Er vermutete in diesem Zusammenhang pathologische Veränderungen des Gelenkknorpels, die sich mit konventioneller radiologischer Diagnostik nicht nachweisen ließen (*Mose*, 1980).

So bleiben zwei wichtige Aspekte im Hinblick auf eine hohe prognostische Relevanz der Hüftkopfform und der sich daraus ergebenden Kongruenz des Hüftgelenks bisher nicht eindeutig geklärt:

- (1) Kann das relativ späte Auftreten einer sekundären Coxarthrose im Alter zwischen 50 und 60 Jahren - und bei Patienten mit starker Deformierung des Femurkopfes und gleichzeitig vorliegender Inkongruenz im Alter zwischen 40 und 50 Jahren - durch die ausgleichende Kongruenz des Gelenkknorpels begründet sein (*Lecuire*, 2002; *Stulberg et al.*, 1981; *Mose*, 1980), und
- (2) können die unvorhersehbaren Fälle, die nicht mit der *Stulberg*-Klassifikation erfasst werden, ebenfalls durch die Gegebenheit des Gelenkknorpelausgleichs der knöchernen Inkongruenz erklärt werden (*de Sanctis et al.*, 2000)?

Wir haben mit der vorliegenden Studie sowohl den knöchernen Anteil des Hüftgelenkes (*ossäre Kongruenz*) als auch die Kongruenz des Gelenkknorpels (*cartilagine*

Kongruenz) untersucht und beurteilt, um anhand des vergleichenden Kongruenzverhaltens beider Gelenkkompartimente diesen Fragestellungen nachzugehen und eine Antwort darauf geben zu können.

Grundlage dafür sind die Auswertungen der ossären Kongruenz mittels radiologischer und kernspintomographischer Projektionen und die Auswertung der cartilagenen Kongruenz mittels der Kernspintomographie.

Wir finden im Falle der Messung der ossären Kongruenz in beiden Verfahren eine Inkongruenz der artikulierenden Gelenkflächen per definitionem. Als erstes Ergebnis haben alle gemessenen x- und y-Werte Beträge größer 1 mm in den radiologischen (Becken a.p. und Faux-Profil) sowie in den korrespondierenden kernspintomographischen Projektionen (coronare und sagittale Ebene). Zudem wird die Kongruenzbedingung der 2-dimensionalen Betrachtung (Vektoren) nicht erfüllt.

Im Gegensatz zur ossären Inkongruenz der untersuchten Hüftgelenke konnten wir als zweites Ergebnis bei allen unseren Probanden eine Kongruenz der Gelenkknorpelanteile des Hüftgelenkes nachweisen. Die in beiden kernspintomographischen Ebenen gemessenen Beträge waren entweder kleiner als die für die Erfüllung der Kongruenz vorgegebenen 1 mm oder lagen zum Teil auf dem Nullpunkt.

Die von uns beobachtete unterschiedliche Dicke des azetabulären und femoralen Gelenkknorpels scheint für die Kongruenz des Gelenkknorpels ausschlaggebend. Der Gelenkknorpel gleicht nach abgelaufenem Morbus Perthes die in der Studie gemessene knöcherne Inkongruenz aus. Dies geschieht zum einen durch das kongruente Verhalten der Knorpelsphären, zum anderen durch die unterschiedliche femorale und azetabuläre Knorpeldicke über dem Gelenkflächenverlauf bei allen Patienten.

Unserer Meinung nach ist dies eine sehr wichtige und neue Erkenntnis. Der Ausgleich der knöchernen Inkongruenz durch das kongruente Verhalten der Gelenkknorpelsphären scheint eine normale Funktionalität und Beweglichkeit der Hüftgelenke zu gewährleisten und kann für das relativ späte Auftreten einer sekundären Coxarthrose bei Morbus Perthes-Patienten verantwortlich sein.

Die Hüftgelenke wurden radiologisch und kernspintomographisch dargestellt. Beide Verfahren zeigen die knöcherne Inkongruenz der untersuchten Hüftgelenke. Lediglich die Stärke und Intensität der Abweichungen variiert in beiden Projektionsebenen. Diese Gegebenheit wird durch die größeren radiologischen Messwerte im Vergleich zu den korrespondierenden MRT-Werten deutlich.

Der Vergleich beider Verfahren zeigt weiterhin - trotz unterschiedlicher Häufigkeitsangaben - eine einheitliche Tendenz der Abweichungsrichtungen für beide Projektionsebenen.

Der Verlauf der Regressionsgeraden, die durch die Kovarianz ermittelt wurden, bestätigt die Vergleichbarkeit der beiden Darstellungsverfahren. Für die Becken a.p.- und coronare-Projektion zeigt sich jeweils ein negativer Verlauf. Der Verlauf der Regressionsgeraden ist für die a.p.-Projektion steiler als für die coronare Projektion. Dies ist mit stärkeren Ausschlägen der Maximal- und Minimalwerte auf der y-Achse zu erklären.

Einen stärkeren Zusammenhang lassen die laterale und sagittale Ebene erkennen. Der Verlauf der Regressionsgeraden ist für beide Ebenen negativ. Hier gibt es geringere Differenzen zwischen den Maximal- und den Minimalwerten der y-Achse.

Die Messung ergibt für die ossären Gelenksphären eine Inkongruenz mit einer überwiegenden Abweichungsrichtung der ermittelten Sphärenmittelpunkte. So zeigt der Vergleich, dass die meisten Abweichungen der antero-posterioren bzw. coronaren Projektion lateral des definierten Nullpunktes liegen. Bei der Faux-Profil- bzw. sagittalen Projektion zeigt sich überwiegend eine anteriore Abweichung der verglichenen Sphärenmittelpunkte. Beiden Projektionsebenen ist zusätzlich gemeinsam, dass in der vertikalen Achse die meisten Abweichungen kaudal des Nullpunktes liegen. Die vorliegende *lateral-kaudale* bzw. *anterior-kaudale* Abweichungsrichtung ist nach unserer Meinung durch die Inkongruenz zwischen Femurkopf- und Azetabulumsphäre zu erklären. Die dabei auftretende kaudale Abweichung des Azetabulumsphärenmittelpunktes bedingt einen größeren Krümmungsradius dieser Sphäre gegenüber dem Mittelpunkt der Femurkopfsphäre und ist in weiten Bereichen der Untersuchungen zu finden. In der antero-posterioren bzw. korrespondierenden coronaren Ebene sind die vorhandenen lateralen Abweichungen durch einen medial gegenüber lateral kleineren Gelenkspalt gegeben.

Für die laterale bzw. sagittale Projektion ergeben sich dabei hauptsächlich anteriore Abweichungen. Hierfür ist im dorsalen Bereich augenscheinlich ein kleinerer Gelenkspalt gegenüber dem ventralen Bereich verantwortlich.

Die Ursachen für diese Gegebenheiten sind für uns nicht unbedingt nachvollziehbar. Sowohl die in 19 Fällen durchgeführte Varisationsosteotomie, als auch ein durch den Morbus Perthes bedingtes vermindertes und / oder unproportionales Wachstum des

Femurkopfes während des strukturellen Wiederaufbaus in der Reparationsphase, sind möglich.

Die beiden angewendeten Verfahren – Radiologie und MRT - müssten nach unserer Meinung in den korrespondierenden Ebenen eigentlich die gleiche Ausprägung und Größe der Abweichungen der Einzelergebnisse haben. Dies ist jedoch in der Realität nicht der Fall. Da nach unseren Erkenntnissen keine Messfehler oder Maßstabverzerrungen vorliegen, können die Gründe hierfür nur in der Darstellungsmethode liegen. Wir nehmen an, dass die in beiden Projektionsebenen feststellbare geringere Ausprägung der absoluten Werte des Inkongruenzverhaltens im MRT im Gegensatz zur radiologisch feststellbaren Inkongruenz durch den Summationseffekt der Röntgendarstellung im Vergleich zur Schnittbildformation des MRT erklärt werden kann. Dieser Summationseffekt bedeutet eine insgesamt unpräzisere Darstellung des radiologischen Verfahrens. Eine genauere Darstellung der Hüftgelenkstrukturen scheint durch das MRT möglich. Durch dieses Faktum ergeben sich bei der differenzierten Betrachtung der Hüftgelenke in unserer Studie die insgesamt größeren Abweichungen des radiologischen Projektionsverfahrens gegenüber der MRT-Darstellung.

In einer Long-term Follow-up Studie über den Morbus Perthes stellte *Lecuire* in den meisten von ihm untersuchten Fällen eine initial medial beginnende Osteoarthritis des Hüftgelenkes fest, die sich dann später auf das gesamte Gelenk ausweitete (*Lecuire*, 2002).

Unsere Untersuchung ergab in 85 % der untersuchten Fälle in der Beckenübersicht a.p. eine Lateralisation des Mittelpunktes des artikulierenden Azetabulumsegmentes gegenüber der Femurkopfkontur.

In 80 % der Untersuchungsergebnisse der coronaren MRT-Daten zeigte sich ebenfalls eine laterale Verschiebung des azetabulären Sphärenmittelpunktes. Diese azetabuläre Lateralisation bedeutet umgekehrt eine mediale Verlagerung des Femurkopfmittelpunktes im Vergleich zur Hüftpfannenkontur und deren Mittelpunkt. Durch diese Inkongruenz kommt es zu einer mechanischen Mehrbelastung des medialen Kompartimentes.

Diese Feststellung unterstützt die von *Lecuire* gemachten Beobachtungen im Hinblick auf eine, in diesen Fällen, medial beginnende sekundäre Coxarthrose.

Ein weiterer Aspekt, der die These der Medialisierung des Hüftkopfmittelpunktes unterstützt, ist die bei 19 Patienten durchgeführte Varisationsosteotomie, die zu einer Verschiebung der Kraftvektoren nach medial führt.

Obwohl wir in unserer Studie lediglich Patienten untersucht haben, deren Hüftgelenke in die *Stulberg*-Gruppen I-IV einzuteilen waren, konnte bei genauer geometrischer Betrachtung in diesen Fällen eine ossäre Inkongruenz nachgewiesen werden.

Dieses Ergebnis scheint erstaunlich, da diese Gruppen der Definition nach eine *sphärische Kongruenz* (Klasse I und II nach *Stulberg*) - oder zumindest in der Klasse III und IV - noch eine *asphärische Kongruenz* aufweisen sollten (*Stulberg et al.*, 1981).

Besonders auffällig ist die Gegebenheit, dass keine Relation des Inkongruenzmaßes in den Abweichungsbeträgen oder -vektoren mit den einzelnen Klassen nach *Stulberg* besteht. Die geringsten gemessenen Abweichungswerte entsprechen nicht automatisch den prognostisch günstigen Gruppen nach *Stulberg* (Klasse I und II), weder bei den radiologischen noch bei den kernspintomographischen Ergebnissen.

Diese Erkenntnis beruht unserer Meinung nach auf der Tatsache, dass bei der Einteilung nach *Stulberg* die Femurkopfform im Vordergrund steht. Weiterhin spielen nur pathologische Azetabulumveränderungen bei der Beurteilung eine Rolle. Hüftgelenke, die mittels nicht-geometrischer Verfahren (z. B. das Kreisschablonensystem nach *Mose*) beurteilt wurden, können dennoch inkongruent sein, weil diese aufgrund der geringen Abweichungen im Millimeterbereich vielfach nicht von diesen Verfahren erfasst werden können. Dies spiegelt eine ungenaue Beurteilung der ossären Kongruenz wider.

Anhand der *Stulberg*-Klassifikation konnte keine Inkongruenz der untersuchten Hüftgelenke nach abgelaufenem Morbus Perthes festgestellt werden. Erst die objektive Untersuchung der Gelenke mittels des Koordinatensystems konnte eine ossäre Inkongruenz und eine ausgleichende Kongruenz des Gelenkknorpels nachweisen. Die ossäre Inkongruenz liegt zwar im Bereich von Millimetern, ist aber vorhanden und hat Auswirkungen auf die Druckverteilung im Hüftgelenk.

Aus diesen Erkenntnissen ergibt sich die Schlussfolgerung, dass es für die Beurteilung der Kongruenz von Hüften nach Morbus Perthes wichtig ist, sowohl die knöchernen als auch die cartilagine Kongruenz anhand eines standardisierten Systems zu untersuchen, da auch die cartilagine Situation des Hüftgelenkes eine wichtige Aussage über die

Prognose einer sekundären Coxarthrose liefert und diese Methode eine Ergänzung in bezug auf eine umfassende prognostische Beurteilung zulässt.

Schon 1980 forderte *Mose* Studien, die einen Vergleich von konventionellen Röntgenbildern mit den Gelenkknorpelflächen umfassen (Mose, 1980). Eine von *Mose* angesprochene arthrographische Gelenkknorpeldarstellung ist jedoch im Rahmen einer Routinenachuntersuchung ethisch nicht vertretbar. Die Kernspintomographie ist eine nicht-invasive und nicht-strahlenbelastende Routineuntersuchung zur exakten Knorpeldarstellung und –beurteilung (Conway *et al.*, 1996; de Sanctis *et al.*, 2000; Disler *et al.*, 2000; Egund and Wingstrand, 1991; Mukherjee and Fabry, 1990; Nishii *et al.*, 2001; Noguchi *et al.*, 1999; Recht and Resnick, 1994; Rush *et al.*, 1988; Scoles *et al.*, 1984; Toby *et al.*, 1985; Weishaupt *et al.*, 2000).

Unsere geometrische Messung ergibt für alle untersuchten Hüften eine kernspintomographisch feststellbare Kongruenz des Gelenkknorpels.

Dieses Ergebnis zeigt sich sowohl in der sagittalen, als auch in der coronaren Projektion der Kernspintomographie.

Hierdurch folgert eine, im Gegensatz zur Inkongruenz der untersuchten ossären Gelenkflächen stehende Kongruenz der Knorpelstrukturen. Diese Kongruenz der Knorpelstrukturen des Hüftgelenkes ist Voraussetzung, um die von uns ermittelte ossäre Inkongruenz dieser Hüften auszugleichen. Der Ausgleich der ossären Inkongruenz kann zusätzlich durch eine unterschiedliche Knorpeldicke nachgewiesen werden und ist notwendig, um die Funktionalität des Hüftgelenkes und eine möglichst große Schmerzfreiheit der Patienten über Jahrzehnte zu gewährleisten.

Die Kongruenz der Knorpelsphären kann weiterhin für das von *Lecuire* beobachtete relativ späte Auftreten einer sekundären Coxarthrose nach abgelaufenem Morbus Perthes im Alter von 40-50 Jahren bei Patienten mit deformierten Hüftköpfen und inkongruenter Gelenksituation verantwortlich sein (Lecuire, 2002).

Der Gelenkknorpel scheint in der Lage zu sein, ossäre Inkongruenzen während der Entwicklung auszugleichen und abzufangen. Diese Fähigkeit scheint jedoch durch eine unphysiologische und über die Fläche unterschiedliche Belastung - mit überdurchschnittlichen Spitzenwerten der Flächendrucke - limitiert zu sein.

Da die Arthrographie eine invasive diagnostische Methode darstellt, die nicht routine- und standardmäßig in der Frühdiagnose durchgeführt werden kann (Baber *et al.*, 1999;

Edwards *et al.*, 1995; Egund and Wingstrand, 1991; Hochbergs *et al.*, 1994; Noguchi *et al.*, 1999), bietet sich in diesem Zusammenhang die Kernspintomographie zur Beurteilung der Situation und Struktur des Gelenkknorpels als nicht-invasive diagnostische Methode der Wahl ohne Strahlenbelastung der Patienten an (Conway *et al.*, 1996; de Sanctis *et al.*, 2000; Disler *et al.*, 2000; Egund and Wingstrand, 1991; Mukherjee and Fabry, 1990; Nishii *et al.*, 2001; Noguchi *et al.*, 1999; Recht and Resnick, 1994; Rush *et al.*, 1988; Scoles *et al.*, 1984; Toby *et al.*, 1985; Weishaupt *et al.*, 2000).

So wäre eine kernspintomographische Untersuchung bei Patienten mit Morbus Perthes nach Erreichen der Skelettreife wünschenswert, um eine generelle Aussage sowohl über evtl. pathologische Veränderungen des Knorpels als auch über die Gelenkkongruenz treffen zu können.

Bei Nachuntersuchungen von Morbus Perthes-Patienten hat die Kernspintomographie des Hüftgelenkes leider aufgrund des hohen Kostenaufwandes dieser Untersuchungsmethode kaum eine Chance sich als Standardmethode durchzusetzen. Sie wird wohl weiterhin speziellen diagnostischen Fragestellungen vorbehalten bleiben.

Aufgrund der Ergebnisse unserer Untersuchungen kommen wir abschließend zu folgenden Schlussfolgerungen:

1. Das Hüftgelenk nach abgelaufenem Morbus Perthes, das eine Inkongruenz im Röntgenbild zeigt, kann seitens des Gelenkknorpels kongruent sein. Somit ist die Funktionsfähigkeit des Gelenkes sichergestellt.
2. Der die vermeintlich bestehende Inkongruenz ausgleichende Gelenkknorpel kann Ursache dafür sein, dass die Coxarthrose nach abgelaufenem Morbus Perthes erst relativ spät - im mittleren Lebensalter - auftritt.
3. Dem Gelenkknorpel kommt nach Ablauf eines Morbus Perthes eine wichtige Funktion zu, da der Knorpel in der Lage zu sein scheint, eine bestehende ossäre Inkongruenz auszugleichen.

V. Literaturverzeichnis

Afoke N, Byers P, Hutton W (1980). The incongruous hip joint. A casting study. *J Bone Joint Surg Br* 62-B(4):511-4.

Aksoy M, Caglar O, Yazici M, Alpaslan A (2004). Comparison between braced and non-braced Legg-Calve-Perthes-disease patients: a radiological outcome study. *J Pediatr Orthop B* 13(3):153-7.

Axer A, Gershuni D, Hendel D, Mirovski Y (1980). Indications for femoral osteotomy in Legg-Calve-Perthes disease. *Clin Orthop*.

Baber Y, Robinson A, Villar R (1999). Is diagnostic arthroscopy of the hip worthwhile? A prospective review of 328 adults investigated for hip pain. *J Bone Joint Surg Br* 81(4):600-3.

Bamberg G, Baur F (2001). Statistik. 11. Auflage ed. München.

Blowers D, Elson R, Korley E (1972). An investigation of the sphericity of the human femoral head. *Med Biol Eng* 10(6):762-75.

Bosch K (1993). Mathematik-Taschenbuch. 4. Auflage ed. München Wien Oldenburg: R. Oldenbourg Verlag.

Bronstein J, Semendjajew K, Musiol G, Mühlig H (1999). Taschenbuch der Mathematik. 4. Auflage ed. Frankfurt am Main Thun: Verlag Harri Deutsch.

Bullough P, Goodfellow J, Greenwald A, O'Connor J (1968). Incongruent surfaces in the human hip joint. *Nature* 217(135):1290.

Canale S, D'Anca A, Cotler J, Snedden H (1972). Innominate osteotomy in Legg-Calve-Perthes disease. *J Bone Joint Surg Am* 54(1):25-40.

Canario A, Williams L, Wientroub S, Catterall A, Lloyd-Roberts G (1980). A controlled study of the results of femoral osteotomy in severe Perthes' disease. *J Bone Joint Surg Br* 62-B(4):438-40.

Catterall A (1971). The natural history of Perthes' disease. *J Bone Joint Surg Br* 53(1):37-53.

Catterall A (1981). Legg-Calve-Perthes syndrome. *Clin Orthop Relat Res*.

Conway W, Totty W, McEnery K (1996). CT and MR imaging of the hip. *Radiology* 198(2):297-307.

Crutcher J, Staheli L (1992). Combined osteotomy as a salvage procedure for severe Legg-Calve-Perthes disease. *J Pediatr Orthop* 12(2):151-6.

de Sanctis SN, Rega A, Rondinella F (2000). Prognostic evaluation of Legg-Calve-Perthes disease by MRI. Part I: the role of physeal involvement. *J Pediatr Orthop* 20(4):455-62.

Disler D, Recht M, McCauley T (2000). MR imaging of articular cartilage. *Skeletal Radiol* 29(7):367-77.

Edwards D, Lomas D, Villar R (1995). Diagnosis of the painful hip by magnetic resonance imaging and arthroscopy. *J Bone Joint Surg Br* 77(3):374-6.

Egund N, Wingstrand H (1991). Legg-Calve-Perthes disease: imaging with MR. *Radiology* 179(1):89-92.

Evans I, Deluca P, Gage J (1988). A comparative study of ambulation-abduction bracing and varus derotation osteotomy in the treatment of severe Legg-Calve-Perthes disease in children over 6 years of age. *J Pediatr Orthop* 8(6):676-82.

Freedman D, Pisani R, Purvers R (1998). *Statistics*.-3rd ed. Third Edition ed. New York London.

- Gershuni D (1980). Preliminary evaluation and prognosis in Legg-Calve-Perthes disease. *Clin Orthop Relat Res*.
- Goertzen M, Schulitz K, Assheuer J (1991). [Significance of imaging techniques (roentgen, scintigraphy, MRI) in the diagnosis and therapy planning of Perthes disease]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 129(6):500-6.
- Gower W, Johnston R (1971). Legg-Perthes disease. Long-term follow-up of thirty-six patients. *J Bone Joint Surg Am* 53(4):759-68.
- Greenwald A, O'Connor J (1971). The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech* 4(6):507-28.
- Guille J, Lipton G, Tsirikos A, Bowen J (2002). Bilateral Legg-Calve-Perthes disease: presentation and outcome. *J Pediatr Orthop* 22(4):458-63.
- Hammond B, Charnley J (1967). The sphericity of the femoral head. *Med Biol Eng* 5(5):445-53.
- Herring J, Neustadt J, Williams J, Early J, Browne R (1992). The lateral pillar classification of Legg-Calve-Perthes disease. *J Pediatr Orthop* 12(2):143-50.
- Herring J, Kim H, Browne R (2004). Legg-Calve-Perthes disease. Part I: Classification of radiographs with use of the modified lateral pillar and Stulberg classifications. *J Bone Joint Surg Am* 86-A(10):2103-20.
- Hochbergs P, Eckerwall G, Egund N, Jonsson K, Wingstrand H (1994). Femoral head shape in Legg-Calve-Perthes disease. Correlation between conventional radiography, arthrography and MR imaging. *Acta Radiol* 35(6):545-8.
- Hoikka V, Lindholm T, Poussa M (1986). Intertrochanteric varus osteotomy in Legg-Calve-Perthes disease: a report of 112 hips. *J Pediatr Orthop* 6(5):600-4.

Jäger M, Wirth C (1992). *Praxis der Orthopädie*. 2. Auflage ed. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.

Kamegaya M, Saisu T, Ochiai N, Hisamitsu J, Moriya H (2004). A paired study of Perthes' disease comparing conservative and surgical treatment. *J Bone Joint Surg Br* 86(8):1176-81.

Kamhi E, MacEwen G (1975). Treatment of Legg-Calve-Perthes disease. Prognostic value of Catterall's Classification. *J Bone Joint Surg Am* 57(5):651-4.

Kendig R, Evans G (1986). Biologic osteotomy in Perthes disease. *J Pediatr Orthop* 6(3):278-84.

Kiepuska A (1991). Late results of treatment in Perthes' disease by a functional method. *Clin Orthop*.

Klaue K, Wallin A, Ganz R (1988). CT evaluation of coverage and congruency of the hip prior to osteotomy. *Clin Orthop*.

Kojima A, Nakagawa T, Tohkura A (1998). Simulation of acetabular coverage of femoral head using anteroposterior pelvic radiographs. *Arch Orthop Trauma Surg* 117(6-7):330-6.

Konishi N, Mieno T (1993). Determination of acetabular coverage of the femoral head with use of a single anteroposterior radiograph. A new computerized technique. *J Bone Joint Surg Am* 75(9):1318-33.

Krämer J, Grifka J (2005). *Orthopädie*. 7. Auflage ed. Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Lecuire F (2002). The long-term outcome of primary osteochondritis of the hip (Legg-Calve-Perthes' disease). *J Bone Joint Surg Br* 84(5):636-40.

- Martinez A, Weinstein S, Dietz F (1992). The weight-bearing abduction brace for the treatment of Legg-Perthes disease. *J Bone Joint Surg Am* 74(1):12-21.
- Maxted M, Jackson R (1985). Innominate osteotomy in Perthes' disease. A radiological survey of results. *J Bone Joint Surg Br* 67(3):399-401.
- McAndrew M, Weinstein S (1984). A long-term follow-up of Legg-Calve-Perthes disease. *J Bone Joint Surg Am* 66(6):860-9.
- McElwain J, Regan B, Dowling F, Fogarty E (1985). Derotation varus osteotomy in Perthes disease. *J Pediatr Orthop* 5(2):195-8.
- Menschik F (1997). The hip joint as a conchoid shape. *J Biomech* 30(9):971-3.
- Miller J, Brand R, Andrews J (1997). Quantifying osteoarthrotic hip incongruence. An approach to optimizing osteotomies. *Clin Orthop*.
- Mose K, Hjorth L, Ulfeldt M, Christensen E, Jensen A (1977). Legg Calve Perthes disease. The late occurrence of coxarthrosis. *Acta Orthop Scand Suppl* 169(1-39).
- Mose K (1980). Methods of measuring in Legg-Calve-Perthes disease with special regard to the prognosis. *Clin Orthop* 150):103-9.
- Mukherjee A, Fabry G (1990). Evaluation of the prognostic indices in Legg-Calve-Perthes disease: statistical analysis of 116 hips. *J Pediatr Orthop* 10(2):153-8.
- Nakanishi K, Tanaka H, Nishii T, Masuhara K, Narumi Y, Nakamura H (1999). MR evaluation of the articular cartilage of the femoral head during traction. Correlation with resected femoral head. *Acta Radiol* 40(1):60-3.
- Niethard F, Pfeil J (2003). Orthopädie. 4. Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Nishii T, Sugano N, Tanaka H, Nakanishi K, Ohzono K, Yoshikawa H (2001). Articular cartilage abnormalities in dysplastic hips without joint space narrowing. *Clin Orthop*.

Noguchi Y, Miura H, Takasugi S, Iwamoto Y (1999). Cartilage and labrum degeneration in the dysplastic hip generally originates in the anterosuperior weight-bearing area: an arthroscopic observation. *Arthroscopy* 15(5):496-506.

Petrie J, Bitenc I (1971). The abduction weight-bearing treatment in Legg-Perthes' disease. *J Bone Joint Surg Br* 53(1):54-62.

Popula L (2001). Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler. 10. Auflage ed. Braunschweig / Wiesbaden: Friedr. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft.

Recht M, Resnick D (1994). MR imaging of articular cartilage: current status and future directions. *AJR Am J Roentgenol* 163(2):283-90.

Reddy R, Morin C (2005). Chiari osteotomy in Legg-Calve-Perthes disease. *J Pediatr Orthop B* 14(1):1-9.

Rix J, Maas R, Eggers-Stroeder G, Bruns J (1992). [Legg-Calve-Perthes disease. The value of MRT in its early diagnosis and the assessment of its course]. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 156(1):77-82.

Rush B, Bramson R, Ogden J (1988). Legg-Calve-Perthes disease: detection of cartilaginous and synovial change with MR imaging. *Radiology* 167(2):473-6.

Salter R (1980). Legg-Perthes disease: the scientific basis for the methods of treatment and their indications. *Clin Orthop*.

Salter R, Thompson G (1984). 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 Am* 66(4):479-89.

Schittich I (2001). [MRI in the diagnosis and treatment of Perthes disease and epiphysiolysis of the head of the femur]. *Orthopade* 30(8):519-27.

Scoles P, Yoon Y, Makley J, Kalamchi A (1984). Nuclear magnetic resonance imaging in Legg-Calve-Perthes disease. *J Bone Joint Surg Am* 66(9):1357-63.

Snyder C (1975). Legg-Perthes disease in the young hip--does it necessarily do well? *J Bone Joint Surg Am* 57(6):751-9.

Sponseller P, Desai S, Millis M (1989). Abnormalities of proximal femoral growth after severe Perthes' disease. *J Bone Joint Surg Br* 71(4):610-4.

Stulberg S, Cooperman D, Wallensten R (1981). The natural history of Legg-Calve-Perthes disease. *J Bone Joint Surg Am* 63(7):1095-108.

Toby E, Koman L, Bechtold R (1985). Magnetic resonance imaging of pediatric hip disease. *J Pediatr Orthop* 5(6):665-71.

Van Dam B, Crider R, Noyes J, Larsen L (1981). Determination of the Catterall classification in Legg-Calve-Perthes disease. *J Bone Joint Surg Am* 63(6):906-14.

Vila Verde V, Gomes PJ, Costa B (1985). Value of the head-at-risk concept in assessing the prognosis in Legg-Calve-Perthes disease. *J Pediatr Orthop* 5(4):422-7.

Waldenström H (1922). The Definite Form of the Coxa Plana. *Acta Radiologica* 1(384-394).

Wall E (2000). Legg-Calve-Perthes' disease [Record Supplied By Aries Systems]. *Curr Opin Orthop* 11(2):137-140 .

Wansbrough R, Carrie A, Walker N (1959). Coxa Plana, Its Genetic Aspects and Results of Treatment with the Long Taylor Walking Caliper. A Long-Term Follow-up Study. *J Bone Joint Surg* 41-A(135-146).

Weinstein S (2000). Bristol-Myers Squibb/Zimmer award for distinguished achievement in orthopaedic research. Long-term follow-up of pediatric orthopaedic conditions. Natural history and outcomes of treatment. *J Bone Joint Surg Am* 82-A(7):980-90.

Weishaupt D, Exner G, Hilfiker P, Hodler J (2000). Dynamic MR imaging of the hip in Legg-Calve-Perthes disease: comparison with arthrography. *AJR Am J Roentgenol* 174(6):1635-7.

Wenger D, Ward W, Herring J (1991). Legg-Calve-Perthes disease. *J Bone Joint Surg Am* 73(5):778-88.

Yrjonen T (1999). Long-term prognosis of Legg-Calve-Perthes disease: a meta-analysis. *J Pediatr Orthop B* 8(3):169-72.

VI. Zusammenfassung

Der Morbus Perthes gilt als präarthrotische Deformität für eine sekundäre Coxarthrose. Zum aktuellen Zeitpunkt der Forschung gelten die Sphärizität des Femurkopfes und die Kongruenz des Hüftgelenkes nach abgelaufenem Morbus Perthes als prognostisch entscheidende Faktoren. Die Langzeitstudie von *Stulberg* bezieht sich durch eine subjektive Beurteilung der radiologischen Darstellung auf diese entscheidenden Kriterien. Eine eindeutige Definition der Gelenkkongruenz fehlt.

Ziel der Arbeit war es, die Gelenkkongruenz des Gelenkknorpels und der knöchernen Gelenkstrukturen durch ein objektives Verfahren darzustellen und miteinander zu vergleichen.

Die Studie beinhaltet 20 Hüftgelenke (18 Patienten) mit abgelaufenem und an der Philipps-Universität Marburg therapierten Morbus Perthes. Bei jedem Patienten wurde jeweils ein Röntgenbild im anterior-posterioren (Becken a.p.) und im lateralen Strahlengang (Faux-Profil) angefertigt. Zusätzlich erfolgte die kernspintomographische Darstellung in den korrespondierenden Ebenen (coronare und sagittale Projektion) unter 15 kp longitudinalem Zuggewicht. Die Kongruenz der knöchernen und der knorpeligen Gelenkstrukturen wurde anhand eines standardisierten geometrisch-mathematischen Systems untersucht. Hierbei ergeben sich folgende Resultate: Sowohl die radiologische als auch die kernspintomographische Darstellungsform ergeben eine Inkongruenz der artikulierenden ossären Hüftgelenksanteile der untersuchten Patienten, wobei die Abweichung im radiologischen Darstellungsverfahren stärker ausgeprägt ist. Die überwiegende Abweichungsrichtung beider Verfahren ist latero-kaudal bzw. antero-kaudal. Im Gegensatz zur Inkongruenz der knöchernen Gelenkanteile zeigte sich eine Kongruenz des Gelenkknorpels der untersuchten Hüftgelenke per definitionem. Die objektive Klassifikation nach *Stulberg* ergab in diesem Zusammenhang bei 15 Hüften eine bestehende *sphärische Kongruenz* und bei 5 Hüften eine *asphärische Kongruenz* nach *Stulberg*. Diese Feststellung steht im Gegensatz zu dem von uns objektiv ermittelten Kongruenzgrad.

Der Gelenkknorpel scheint eine radiologisch nachweisbare ossäre Inkongruenz des Hüftgelenkes nach abgelaufenem Morbus Perthes z.B. durch unterschiedliche Knorpeldicke ausgleichen zu können, was für das relativ späte Auftreten von sekundären Coxarthrosen bei Perthes-Patienten ursächlich zu sein scheint und die Funktionsfähigkeit des Hüftgelenkes sicherstellt.

VII. Abstract

Doktorand: Frank-Hendric Peter Kretschmer
Titel der Arbeit: „Vergleich der knöchernen und knorpeligen
Kongruenz des Hüftgelenkes nach abgelaufenem
Morbus Perthes“

Der Morbus Perthes wird definiert als idiopathische juvenile aseptische Osteonekrose des Femurkopfes und stellt eine präarthrotische Deformität im Sinne einer sich entwickelnden sekundären Coxarthrose dar. Die Ätiologie des Morbus Perthes ist bis zum jetzigen Zeitpunkt nicht eindeutig geklärt. Der Morbus Perthes wird durch verschiedene Autoren nach unterschiedlichen radiologischen Kriterien und zu unterschiedlichen Zeitpunkten klassifiziert. Die Follow-up Studie von *Stulberg* wird heute zur prognostischen Abschätzung des Arthroserisikos beim Morbus Perthes angewandt. Bei der Klassifikation nach *Stulberg* stehen die Sphärizität des Femurkopfes und die sich hieraus ergebende Kongruenz des Hüftgelenkes im Vordergrund. Zum derzeitigen Stand der Wissenschaft wird eine Prognose des Morbus Perthes allein anhand von Röntgenbildern gestellt. Der Gelenkknorpel wird nicht beurteilt. Weiterhin fehlt eine eindeutige und objektive Definition der Gelenkkongruenz.

In dieser Studie wurden 20 Hüftgelenke (18 Patienten) mit abgelaufenem und an der Philipps-Universität Marburg therapiertem Morbus Perthes untersucht. Bei jedem Patienten wurden 2 Röntgenbilder im anterior-posterioren (Becken a.p.) und im lateralen Strahlengang (Faux-Profil) aufgenommen. Zusätzlich wurden die kernspintomographisch korrespondierenden Ebenen (coronare und sagittale Projektion) unter 15 kp longitudinalem Zuggewicht aufgenommen. Die anterior-posteriore radiologische Projektion entspricht der coronaren Ebene des MRT und die Faux-Profil-Aufnahme entspricht der sagittalen kernspintomographischen Ebene. Mit der Darstellung unter Distraction können die knorpeligen Gelenkflächen eindeutig separat dargestellt und beurteilt werden.

Unsere Studie beschreibt die Kongruenz der ossären Kreissegmente und der cartilagenen Kreissegmente. Der Femurkopf und das Azetabulum gelten als artikulierende kreisförmige Strukturen, für die auch die mathematischen Voraussetzungen des kongruenten Verhaltens zueinander gelten: zwei kreisförmige Strukturen gelten als kongruent, wenn sie den gleichen Mittelpunkt, unabhängig ihrer Radien,

aufweisen. Es wurden die Mittelpunkte der femoralen und der azetabulären Sphären sowohl für die radiologischen, als auch für die korrespondierenden kernspintomographischen Projektionen geometrisch bestimmt und miteinander verglichen.

In einem ersten Schritt wurde in den Mittelpunkt des femoralen Artikulationssegmentes der Nullpunkt eines Koordinatensystems projiziert. Das Koordinatensystem wurde dahingehend standardisiert, dass sowohl die laterale x-Achse als auch die kraniale y-Achse mit einem positiven Wert versehen wurde. In einem nächsten Schritt wurde der Mittelpunkt des azetabulären Artikulationssegmentes bestimmt und sich ergebende Abweichungen der Kreismittelpunkte beschrieben. Als kongruent werden Abweichungen der Mittelpunkte von kleiner / gleich 1 mm sowohl für den absoluten x- und y-Wert als auch gleichzeitig für den 2-dimensionalen Abweichungsbetrag (Vektor) definiert. Weiterhin wurden die Hüften nach *Stulberg* klassifiziert und mit unseren geometrisch ermittelten Ergebnissen verglichen.

Es zeigte sich für beide Darstellungsverfahren in den korrespondierenden Ebenen eine relative Inkongruenz der ossären Strukturen, wobei die Inkongruenz in der knöchernen Darstellung stärker ausgeprägt war. Im Gegensatz zur Inkongruenz der ossären Gelenkflächen ergab sich eine Kongruenz des Gelenkknorpels. Als Zeichen des Ausgleichs variiert die Dicke des Gelenkknorpels über dem Gelenkverlauf.

Die Gegenüberstellung der Ergebnisse des radiologischen ossären Kongruenzverhaltens mit denen des kernspintomographischen ossären Kongruenzverhaltens ergaben für beide Verfahren ein Inkongruenzverhalten der knöchernen Artikulationssegmente, welches jedoch in den korrespondierenden Ebenen für die MRT-Daten weniger stark ausgeprägt war. Diese Tatsache erklären wir durch den Summationseffekt der radiologischen Darstellung, die zu einer unpräziseren Darstellung führt.

Die Abweichungen der Mittelpunkte lagen für beide Verfahren hauptsächlich lateral-kaudal und anterior-kaudal des definierten Nullpunktes in allen Ebenen.

Die Kongruenz des Gelenkknorpels, der tatsächlich gelenkbildenden Struktur, scheint die Inkongruenz der knöchernen Artikulationssegmente auszugleichen und für das relativ späte Auftreten einer sekundären Coxarthrose bei Perthes-Patienten zwischen dem 50. bis 60. Lebensjahr und bei Patienten mit starker Deformierung mit gleichzeitiger Inkongruenz für das Auftreten einer sekundären Coxarthrose im Alter von 40 bis 50 Jahren verantwortlich zu sein.

Verzeichnis meiner akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren:

Arnold, Barth, Baum, Baur, Bause, Brand, Christiansen, Dötz, Ernst, Falkai, Franz,
Gillissen, Göthert, Griss, Grote, Happle, Hellinger, Hoeft, Hofmann, Isler, Katthagen,
Keller, Korz, Krieg, Kroll, Maisch, Mutters, Oertel, Renschmidt, Schmidt, Schott,
Schuchardt, Schuster, Soennecken, Stephan, Strunk, Vohland, Werner, Wirth,
Wulfhekel

Danksagung

Für die Hilfe und Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen für diese Arbeit danke ich den Mitarbeitern der Radiologischen Abteilung der Philipps-Universität Marburg, als auch ganz besonders den Mitarbeiterinnen der MRT-Abteilung, welche die Durchführung der Untersuchung erst ermöglicht und mich bei meiner Arbeit - ohne Einschränkung - unterstützt haben. Ebenfalls danke ich Herrn Dr. med. habil. Jan Schmitt für seine Unterstützung. Auch meinen Eltern danke ich für ihr Verständnis und ihre Unterstützung während meines Studiums und über den Zeitraum der gesamten Arbeit.

Mein ganz besonderer Dank gilt natürlich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Thomas Wirth, der mich jederzeit mit Rat und Tat unterstützt und mir auch in schwierigen Phasen der Arbeit uneingeschränkt geholfen hat, um die Arbeit erfolgreich abschließen zu können.