

Robert Stampfer

**Subchondrale Mineralisierungsmuster
im gesunden und dysplastischen Hüftgelenk
und ihre Veränderungen nach Dreifachosteotomie**

Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand Prof. Dr. med. R. Putz

**Subchondrale Mineralisierungsmuster
im gesunden und dysplastischen Hüftgelenk
und ihre Veränderungen nach Dreifachosteotomie**

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

vorgelegt von Robert Stampfer
aus Eichstätt
im Jahr 2001

**Mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. M. Müller-Gerbl

Mitberichterstatter: Priv.-Doz. Dr. M. Pfahler
Priv.-Doz. Dr. B. Heimkes

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 22.02.2001

Meinen Freunden und meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Allgemeine Einleitung	1
1.2	Spezielle Einleitung	3
1.2.1	Anatomie der gesunden Hüfte	3
1.2.2	Biomechanik der gesunden Hüfte	5
1.2.3	Anatomie der dysplastischen Hüfte	9
1.2.4	Pathobiomechanik der dysplastischen Hüfte	10
1.2.5	Subchondraler Knochen	12
1.2.5.1	Definition des subchondralen Knochens	12
1.2.5.2	Morphologie des subchondralen Knochens	13
1.2.5.3	Funktion des subchondralen Knochens	14
1.2.5.4	Dichteverteilung im subchondralen Knochen des Hüftgelenks	15
1.3	Fragestellung	17
2	Material	19
2.1	Darstellung aller Daten der Kollektive	19
2.1.1	Normalkollektiv	19
2.1.2	Patientenkollektiv	20
2.2	Gruppenbildung	21
3	Methoden	22
3.1	CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)	22
3.1.1	Anfertigen der CT-Datensätze	22
3.1.2	CT-Datensätze aus der Klinik	22
3.1.3	Erstellen der Densitogramme	22
3.2	Auswertung der einzelnen Densitogramme	25
3.2.1	Primäre Meßdaten	25
3.2.1.1	Bestimmung der Lokalisation, Form und Fläche der Dichtemaxima	25

3.2.1.2	Pixelzählung mit der Software ANALYZE	27
3.2.2	Sekundäre Meßdaten	28
3.2.2.1	Ermittlung der Flächen und Mineralisierung mit der quantitativen CT-OAM	28
3.2.2.2	Statistische Weiterverarbeitung der Daten mit dem Programm SPSS	28
3.3	Auswertung der verschiedenen Gruppen	30
3.3.1	Vergleiche innerhalb des Normalkollektivs	30
3.3.2	Vergleiche innerhalb des Patientenkollektivs	31
3.3.3	Vergleich des Normalkollektivs mit dem Patientenkollektiv	31
3.3.4	Vergleich prä- und postoperativer Daten im Patientenkollektiv	31
4	Ergebnisse	33
4.1	Ergebnisse im Normalkollektiv	33
4.1.1	Acetabulum	33
4.1.1.1	Densitogramme	33
4.1.1.2	Rasterauswertung	33
4.1.1.3	Ergebnisse der quantitativen CT-OAM	36
4.1.2	Caput femoris	37
4.1.2.1	Densitogramme	37
4.1.2.2	Rasterauswertung	37
4.1.2.3	Ergebnisse der quantitativen CT-OAM	40
4.2	Ergebnisse im Patientenkollektiv	42
4.2.1	Acetabulum	42
4.2.1.1	Densitogramme	42
4.2.1.2	Rasterauswertung	44
4.2.1.3	Ergebnisse der quantitativen CT-OAM	46
4.2.2	Caput femoris	48
4.2.2.1	Densitogramme	48
4.2.2.2	Rasterauswertung	48
4.2.2.3	Ergebnisse der quantitativen CT-OAM	51

4.3	Ergebnisse des prä- und postoperativen Vergleichs	52
4.3.1	Acetabulum	52
4.3.1.1	Densitogramme	52
4.3.1.2	Ergebnisse der quantitativen CT-OAM	55
4.3.2	Caput femoris	57
4.3.2.1	Densitogramme	57
	57	
4.3.2.2	Ergebnisse der quantitativen CT-OAM	57
5	Diskussion	60
5.1	Diskussion des Materials	60
5.2	Diskussion der Methode	60
5.3	Diskussion der Ergebnisse	63
5.3.1	Diskussion der Ergebnisse im Normalkollektiv	63
5.3.1.1	Diskussion der Ergebnisse der subchondralen Dichtemuster	63
5.3.1.2	Biomechanische Interpretation der Befunde	66
5.3.2	Diskussion der Ergebnisse im Patientenkollektiv	69
5.3.2.1	Diskussion der Ergebnisse der subchondralen Dichtemuster	69
5.3.2.2	Biomechanische Interpretation der Befunde	70
5.3.3	Diskussion des prä- und postoperativen Vergleichs	72
5.3.3.1	Diskussion der Ergebnisse der subchondralen Dichtemuster	73
5.3.3.2	Biomechanische Interpretation der Befunde	74
6	Zusammenfassung	78
7	Literaturverzeichnis	80
8	Anhang	88
9	Danksagung	96

Lebenslauf

1.1 Allgemeine Einleitung

Der Begriff Luxatio coxae congenita umfaßt die Dysplasia coxae congenita, die Subluxation und die Luxation des Hüftgelenks, wobei die Luxatio coxae congenita die häufigste Fehlbildung des menschlichen Haltungs- und Bewegungsapparates ist (Witt 1987).

Die Häufigkeit der Hüftdysplasie ist im nationalen und internationalen Vergleich regional sehr unterschiedlich und stellt vor allem ein Problem für die weißen Rassen dar (Idelberger 1951, Tönnis 1984, Skirving 1979). In der Bundesrepublik Deutschland sind zwischen 2 und 4% der Säuglinge betroffen, von denen wiederum ohne Therapie jeder 10. Fall eine Luxation des Hüftgelenks erleidet (Witt 1987). Außerdem tritt die Erkrankung geschlechtsgebunden mit einer Bevorzugung des weiblichen Geschlechts im Verhältnis 6 : 1 auf (Bjerkreim 1974, Zilch 1989).

Die Ätiologie der Hüftdysplasie ist letztendlich nicht eindeutig geklärt. Es werden sowohl genetische, wie auch exogene Faktoren diskutiert:

Hinweise auf eine genetische Komponente sind das gehäufte Auftreten bei hellhäutigen Völkern, das extrem geringe Vorkommen in der schwarzen Bevölkerung (Edelstein 1966, Pompe van Meedervoort 1977, Skirving 1979) und die erhöhte Inzidenz bei nahen Verwandten und eineiigen Zwillingen (Idelberger 1951, Wynne-Davis 1970, Bjerkreim 1974). Sowohl die vermutlich durch additive Polygenie vererbte Bildungsstörung des Acetabulums, als auch die eher monogenisch vererbte Kapsel-Band-Laxität gelten als prädisponierende Faktoren (Wynne-Davis 1970, Czeizel 1975). Inwieweit in diesem Prozeß auch Schwangerschaftshormone eine Rolle spielen ist noch Gegenstand der Diskussion (Dunn 1976, Yamamuro 1977, Weiß 1979).

Als exogene Faktoren werden vor allem prä- und postnatale mechanische Faktoren betrachtet, die eine unphysiologische Druckverteilung im Hüftgelenk fördern, wie die intrauterine Lage und Beinstellung des Fötus (Beckenendlage), die veränderte Lage des Uterus bei Primiparae, das Oligohydramnion und die postnatalen Tragegewohnheiten der verschiedenen Völkergruppen (Dega 1973, Dunn 1976).

1. Einleitung

Die Dysplasia coxae congenita beschreibt in erster Linie die Morphologie einer Verknöcherungsstörung des Pfannendaches, die dazu führt, daß die Pfanne zu flach und das Pfannendach zu steil bleibt, so daß der Hüftkopf seitlich und vorne ungenügend gedeckt wird und keinen Halt findet (Putti 1937, Harris 1976, Idelberger 1984, Tönnis 1984, Diméglio 1994). Da der Verlauf dieser Entwicklungsstörung vielfältige Ausprägungen zeigt und deshalb sowohl frühe Spontanheilungen, aber auch schwerste arthrotische Deformitäten beobachtet werden, die häufig einen prothetischen Ersatz oder eine Arthrodesse notwendig machen (Harris 1975, 1976, 1986, Weinstein 1987, Benett 1989, Smith 1995), wurden konservative und operative Therapien entwickelt, die zum Ziel haben die vorliegende Pathobiomechanik günstig zu beeinflussen.

Unter diesen Gesichtspunkten entwickelte Tönnis (1981, 1984) die Dreifach-Beckenosteotomie. Bei dieser Operation wird das dysplastische Acetabulum durch relativ pfannennahe Osteotomien mobilisiert und nach antero-lateral rotiert mit dem Ziel, durch die Horizontalstellung des Acetabulums über dem Femurkopf ein Fortschreiten der Erkrankung zu verhindern und die mechanischen Verhältnisse zu verbessern (Abbildung 1).

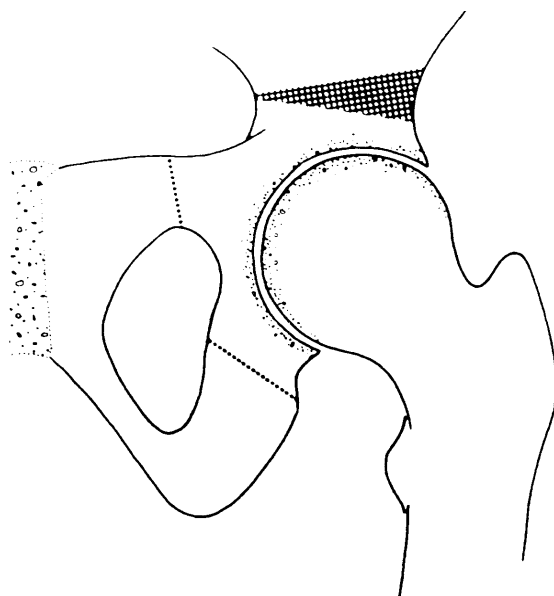


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Dreifachosteotomie des Beckens nach Tönnis (aus Tönnis, 1984)

Die Vielfalt der unterschiedlichen Therapieansätze, die in Abhängigkeit vom Alter und vom Grad der Deformität Anwendung finden (Chiari 1955, Pauwels 1973, 1980, Steel 1973, Tönnis 1981, 1984, 1985, 1994, Salter 1984) und die verschiedenen Rechenmodelle, die zur Analyse der Biomechanik des Hüftgelenks entwickelt wurden (Hamacher und Roesler 1971, 1972, 1974, Brinckmann et al. 1974, 1980, Debrunner 1975, Legal et al. 1977, 1978, 1980) zeigen jedoch, daß immer noch Unklarheiten hinsichtlich der Pathophysiologie der Dysplasiehüfte bestehen.

1.2 Spezielle Einleitung

1.2.1 Anatomie der gesunden Hüfte

Das Hüftgelenk, *Articulatio coxae*, ist ein Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden. Da der Rand des Acetabulums durch einen faserknorpeligen Ring, das *Labrum acetabulare*, erhöht ist und das *Caput femoris* zu fast $2/3$ in der Gelenkpfanne liegt, wird das Hüftgelenk auch als Nußgelenk, *Articulatio cotylica*, bezeichnet. Das *Labrum* überbrückt auch die *Incisura acetabuli* und geht hier in das *Ligamentum transversum acetabuli* über (Waldeyer 1987, Löhe 1996).

Das Acetabulum entwickelt sich aus den drei Knochen des Beckens: *Corpus ossis ilii*, *Corpus ossis ischii* und *Corpus ossis pubis*, die beim Kind noch durch eine Y-förmige Knorpelfuge getrennt sind, und zwischen dem 13. und 18. Lebensjahr synostosieren (Harty 1991).

Tillmann (1969) beschrieb den äußeren Rand der *Facies lunata* als nahezu kreisförmig und dem Verlauf einer „Schraubentour“ folgend, wobei er die verschiedenen Formen der Gelenkfläche durch den unterschiedlichen Verlauf des inneren Knorpelrandes bedingt sah. Die Tiefe der knöchernen Gelenkpfanne beträgt durchschnittlich 2,4 cm und ihr Durchmesser variiert zwischen 4,7 cm bei der Frau und 5,1 cm beim Mann (Chung 1991).

Die hufeisenförmige Gelenkfläche hat mit über 2,5 cm ihre größte Breite ventral im Pfannendach, die schmalste Stelle liegt mit weniger als 1,5 cm im Vorderhorn (Fick 1904, Oberländer 1978). Dabei zeigt sich durchgängig ein breiteres Hinterhorn mit kreisförmiger Abrundung und ein schmales, spitz auslaufendes

1. Einleitung

Vorderhorn (Fick 1911, Tillmann 1969). Die Knorpeldicke steigt zum ventralen oberen Teil des Pfannendaches an (2,01 bis $\geq 2,51$ mm) und fällt zur Fossa acetabuli und zu den Hörnern hin ab (≤ 1 mm) (Oberländer 1977) (Abbildung 2).

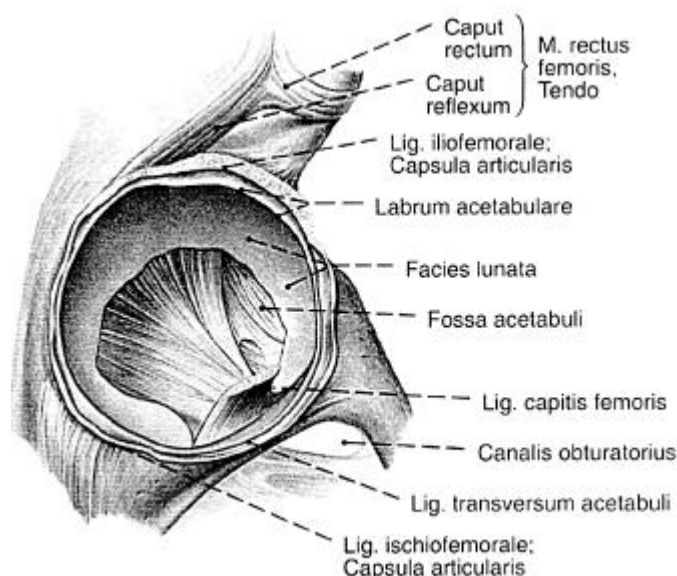


Abbildung 2: Anatomie des gesunden Acetabulums

(aus Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, 20. Auflage, Band 2)

Das Caput femoris gleicht zu 2/3 einer Kugeloberfläche, wobei sich unterhalb der Mitte ein Grübchen befindet, die Fovea capitis, in dem das Ligamentum capitis femoris inseriert (Waldeyer 1987).

Breul (1979) errechnete einen durchschnittlichen Durchmesser des Femurkopfes von 4,7 cm (Frauen 4,4 cm, Männer 5,0 cm), woraus sich eine durchschnittliche Kugeloberfläche von 68,9 cm² ergibt. Davon sind wiederum nur 53% mit Knorpel bedeckt, was einer Fläche von 36,7 cm² entspricht. Die Knorpeldicke erreicht Maximalwerte lateral der Fovea capitis, oberhalb des Spongiosadruckbündels (bis zu 3,7 mm) und nimmt zum Rand hin so ab, daß sich die Ausdünnung in ventro- und dorso-lateraler Richtung langsamer vollzieht als in ventro- und dorso-medialer Richtung (Kurrat 1977, Müller-Gerbl 1987) (Abbildung 3).

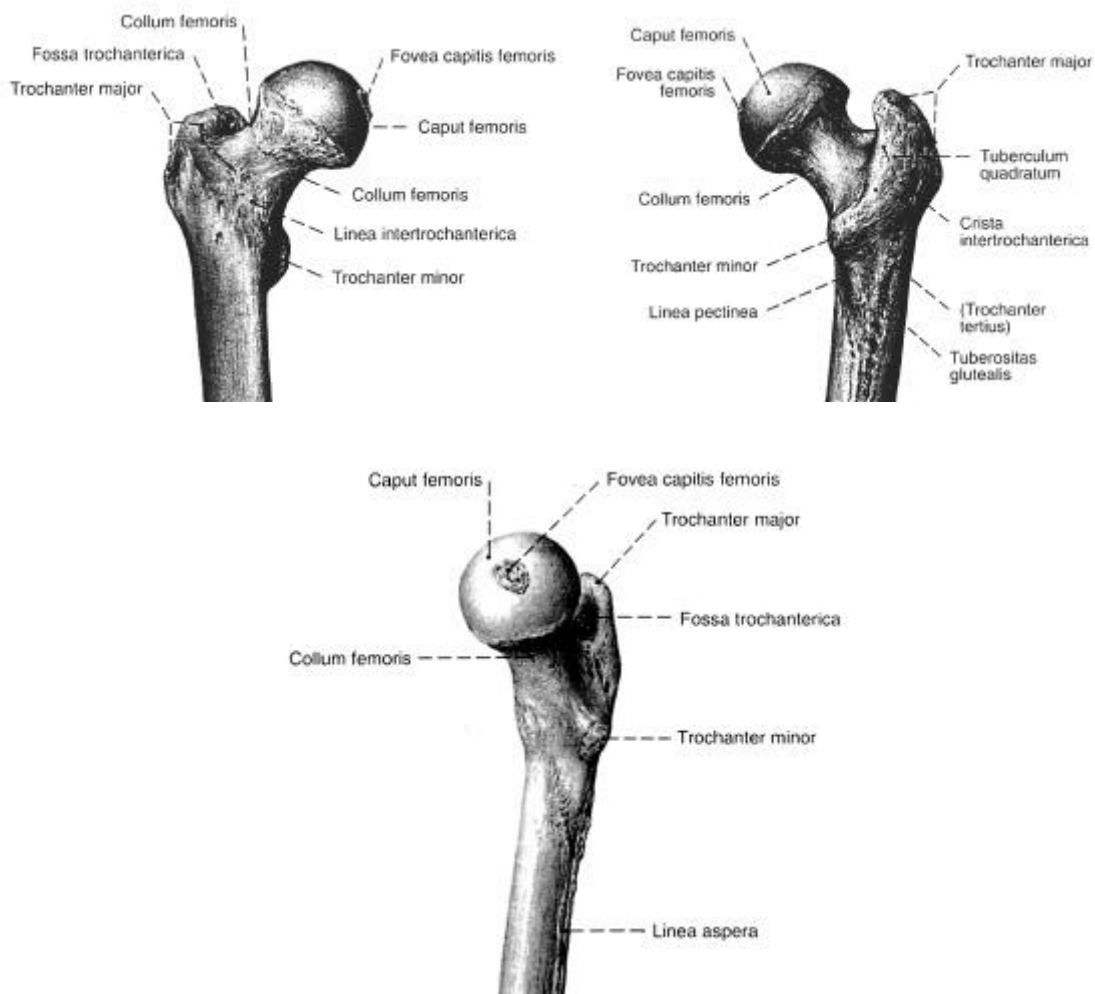


Abbildung 3: Anatomie des gesunden Caput femoris, Ansichten von links nach rechts: anterior, posterior, medial (aus Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, 20. Auflage, Band 2)

1.2.2 Biomechanik der gesunden Hüfte

Basierend auf den Arbeiten von Wolff (1892), Fick (1911) und Roux (1912) entwickelte Pauwels (1965, 1973) ein statisches Modell der physiologischen Belastung des coxalen Femurendes.

Seine theoretischen Erkenntnisse erweiternd folgerte Kummer (1985), daß die statische Beanspruchung des Hüftgelenks in der Standbeinphase des Gangs am größten ist, wobei der Gesamtkörperschwerpunkt senkrecht über der Unterstützungsfläche (Fuß) liegen muß. Auf das Hüftgelenk wirkt die Körpermasse abzüglich der Masse des Standbeines (G_5) als Drehmoment, das durch die Gegenkraft der Hüftabduktoren (M) kompensiert wird. Aus der

1. Einleitung

vektoriellen Summe der Kräfte G_5 und der Muskelkraft M berechnet sich die Resultierende R , die in Richtung und Größe durch die Richtungen und Größen von G_5 und M bestimmt wird, wobei die Wirkungslinie der Resultierenden, die Gleichgewichtsbedingung voraussetzend, genau durch den Drehpunkt des Gelenks verläuft (Abbildung 4).

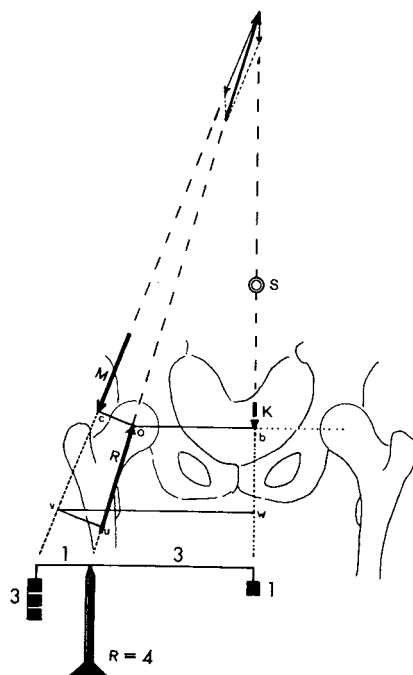


Abbildung 4: Grobe Abschätzung von Richtung und Größe der Gesamtergebnenden in der Einbeinstandphase der gesunden Hüfte (M = resultierende Wirkungslinie der Hüftabduktoren, K = Körperpartialgewicht G_5 , S = Körperschwerpunkt S_5 , $c-o = h$ = Hebelarm der Muskelkraft M , $o-b = d_5$ = Hebelarm des Körperpartialgewichts G_5) (aus Pauwels 1973)

Die physiologische Beanspruchung des Hüftgelenks wird sowohl von der Größe der belastenden Gesamtkraft und von der Lage des Durchstoßungspunktes der Resultierenden bestimmt (Pauwels 1965, 1973, Kummer 1968, 1985, Amtmann 1968), aber auch von der Geometrie der Gelenkflächen beeinflusst (Bullough 1968, 1973, 1981, Greenwald 1971, 1972, Afoke 1980), die sich wiederum auf die Größe und Lage der Kontaktflächen auswirkt (Eckstein 1994, 1999, v. Eisenhart-Rothe 1996, Jacobs 1997):

Nach den Berechnungen Pauwels (1965, 1973) beträgt die Größe der resultierenden Belastung im Zweibeinstand zirka ein Drittel des Körpergewichts

und steigt in der Standbeinphase auf das bis zu 4,5fache des Körpergewichts an. Basierend auf diesen Grundlagen und unter Berücksichtigung weiterer Faktoren berechneten Legal et al. (1977, 1978, 1980) die Resultierende im Einbeinstand bei einem Körpergewicht von 65 kg mit $3,08 \cdot 54 \text{ kp}$, woraus sich eine Beanspruchung von $10,2 - 11,34 \text{ kp/cm}^2$ ergab.

In vivo Messungen am Menschen haben dies bestätigt und darüber hinaus gezeigt, daß die Resultierende beim Gehen von 280% bis zu 480% des Körpergewichts, beim Laufen bis zu 550%, beim Stolpern sogar bis zu 870% des Körpergewichts betragen kann (Bergmann et al. 1988, 1993).

Die statischen Analysen Pauwels (1965, 1973) zeigten, daß die Resultierende in einem Winkel von 16° zur Vertikalen in das Hüftgelenk eingeleitet wird und durch die Mitte der tragenden Fläche von medial oben nach lateral unten verläuft. Dabei wird die Kraft ungleichmäßig über die Gelenkflächen verteilt mit höchsten Werten am Durchstoßungspunkt der Resultierenden und leicht abfallenden Werten zu den Seiten hin. Das Caput femoris wird aufgrund der schräg zur Schenkelhalsachse einfallenden Resultierenden maßgeblich frontal und auf Biegung beansprucht. Dort ist die Lage der Kraft jedoch nicht konstant, sondern verschiebt sich von vorne nach hinten und wird zusätzlich von horizontal gerichteten Kräften überlagert, so daß Pauwels von einem sagittal gerichteten „Krafteinleitungsbezirk“ des coxalen Femurendes ausging.

Den Erkenntnissen Pauwels folgend berechneten Kummer (1968) und Amtmann (1968) die Größe und Richtung der Hüftgelenkresultierenden unter Einbeziehung aller geometrischer Daten des Becken-Bein-Skeletts und ermittelten nur einen geringfügigen Fehler bei der Transformation der Belastungsebene in die Frontalebene.

In einem dreidimensionalen Finit Element Modell analysierte Dalstra (1993) die Lastübertragung des Beckenknochens unter Berücksichtigung der Muskelkräfte und der verschiedenen Gangphasen und kam zu dem Schluß, daß die Spannungen in der Kortikalis ($15 - 20 \text{ MPa}$) zirka 50 mal größer sind als im darunterliegenden Trabekelwerk ($0,3 - 0,4 \text{ MPa}$). Die größten Spannungen treten im Dach des Acetabulums antero-superior auf und werden von dort zum größeren

1. Einleitung

Teil über den Rand in die Region der Incisura ischiadica zum Sakro-Iliacal-Gelenk und zum geringeren Anteil zur Symphyse übertragen.

Auch Belastungsmessungen des Hüftgelenks in vivo mit Hilfe von Telemetriesonden (Bergmann 1988, 1993, Davy 1988, Hodge 1989) lokalisierten die Resultierende hauptsächlich im antero-superioren Bereich der Prothese mit Spitzenwerten um 3,1 MPa.

Bullough (1968, 1973, 1981) und Greenwald (1971, 1972) formulierten die Theorie zur physiologischen Inkongruenz des Hüftgelenks. Ihre Ergebnisse zeigten, daß weder das Acetabulum noch das Caput femoris genau halbkugelig ist, und daß die Geometrie der Gelenkflächen durch das im Dach tiefer angelegte Acetabulum eher einem gotischen Bogen ähnelt, der mit einer Kugel artikuliert. Außerdem stellten sie fest, daß diese Inkongruenz in Abhängigkeit vom Alter abnimmt, was sich auch in anderen Studien bestätigte (Oberländer 1973, Müller-Gerbl 1992, 1993), jedoch derzeit noch kontrovers diskutiert wird (Afoke 1980, v. Eisenhart-Rothe 1996, Eckstein 1997).

Basierend auf Arbeiten, die sich mit dem Deformationsverhalten des Acetabulums innerhalb der Gesamtkonstruktion des Beckens beschäftigten (Huggler 1974, Jacob 1976, Rapperport 1985) untersuchten Eckstein (1994, 1999) und Jacobs (1997) im Finit Element Modell den Einfluß der Gelenkgeometrie auf die Spannungsverteilung im inkongruenten Gelenk und berechneten ein bizentrisches Muster im konkaven Gelenkkörper, wobei die auftretenden Zugspannungen dort bis zum 4fachen höher lagen als die Druckspannungen. Die Ursache dafür sahen die Autoren im Aufdehnen der inkongruenten Gelenkpfanne begründet, was sich für das Hüftgelenk auch durch Dehnungsmessungen am Ligamentum transversum acetabuli bestätigte (Löhe 1996).

Die Erkenntnisse von Armstrong (1979), Afoke (1980) und Brown (1983) erweiternd zeigte Miyanaga (1984), daß weder die Druckverteilung, noch die Kontaktflächen im Acetabulum symmetrisch sind, sondern abhängig von der Größe der Belastung. Bei geringen Belastungen (1000 N) zeigte sich ein bizentrisches Verteilungsmuster, das sich bei einer Last von 1500 bis 2000 N über

die gesamte Gelenkfläche ausbreitete, mit allgemein höheren Druckwerten im Vorderhorn.

Ähnliche Ergebnisse erzielten in jüngerer Zeit Arbeiten von Eckstein (1997) und von v. Eisenhart-Rothe (1996), die an einem größeren Kollektiv die Gelenkspaltweite und die Flächenpressung des Acetabulums quantifizierten. Sie stellten eine Zunahme des Gelenkspalts vom Pfannenrand in Richtung Fossa acetabuli fest, und unterschieden einen Typ 1, bei dem schon bei geringen Kräften Kontaktflächen im Pfannendach nachweisbar waren, von einem Typ 2 mit Kontaktflächen im Vorderhorn und Hinterhorn des Acetabulums, die sich bei Kräften von bis zu 300% des Körpergewichts zwar vergrößerten, aber bizentrisch verteilt blieben.

1.2.3 Anatomie der dysplastischen Hüfte

Die Entwicklung des Hüftgelenks ist ein hierarchisch abgestufter Prozeß, der von der Größe, Tiefe und Orientierung des Acetabulums beeinflusst wird, aber auch von der Ausrichtung und Länge des Schenkelhalses, der Bedeckung und Form des Femurkopfes, der Gestalt des Beckens und außerdem von der Konsistenz der periartikulären Muskeln und des periartikulären Bindegewebes abhängig ist. Diese Erkenntnisse stützen auch Tierversuche, in denen durch Manipulation oben genannter Faktoren Dysplasiehüften erzeugt werden konnten (Smith 1963, Yamamuro 1977, Lust 1980, Schoenecker 1984), wobei immer noch diskutiert wird, welche Faktoren für die pathologische Entwicklung der Hüfte hauptsächlich verantwortlich sind:

Dega (1973) betrachtete die Pfannentiefe, die Pfannenneigung und die Schenkelhalsantetorsion als bei Geburt physiologisch labile Komponenten, die sich gegenseitig beeinflussen. Bei pathologischer Veränderung einer der Komponenten kann sich das Hüftgelenk dysplastisch entwickeln.

Witt (1987) sah die Hauptrolle bei der Entstehung des Dysplasie-Luxations-Komplexes in der retardierten Entwicklung des Acetabulums, im dysplastischen proximalen Femurende und in der Kapsel-Band-Laxität begründet.

1. Einleitung

Tönnis (1984) und Idelberger (1984) betrachteten die Verknöcherungsstörung des Pfannendaches als Primärursache für die Entwicklung der Dysplasiehüfte, welche sekundär -durch die flache Pfanne und das steile Pfannendach- zu einer verzögerten Verknöcherung des Schenkelkopfkerns und zum pathologischen Richtungswachstum des Femurkopfes führt. Die exzentrische Lage des Femurkopfes und die Imbalance der periartikulären Muskulatur ziehen dann auch die Vergrößerung des Schenkelhalswinkels und die pathologische Antetorsion des coxalen Femurendes nach sich, was durch die exzentrische Druckverteilung am Pfannenerker zur weiteren Atrophie führt.

Außerdem wurden bei Hüftdysplasien neben degenerativen Veränderungen weitere morphologische Veränderungen festgestellt, wie z. B. die vorzeitige Ossifikation der Y-Fuge (Diméglio 1994), eine verminderte Durchblutung des Caput femoris (Schoenecker 1984), die Hypertrophie des Pulvinars und des Ligamentum capitis femoris (Lust 1980) und eine Hypertrophie im kranialen Anteil der Gelenkkapsel mit Verwachsungen, deren Ursache in der unphysiologischen Belastung durch das instabile Gelenk gesehen wurde (Witt 1987, Dörr 1990).

1.2.4 Pathobiomechanik der dysplastischen Hüfte

Nach Kummer (1985) ist die Ermittlung der Hüftgelenkresultierenden bei Dysplasiehüften problematisch, da die Gelenkkontur von einem Kreisbogen abweicht, und somit ein „Drehzentrum“, das zur Konstruktion von Wirkungslinien dienen könnte, nicht eindeutig definiert werden kann. Ferner ist fraglich, ob die Muskelkraft der Abduktoren bei gegebener Richtung überhaupt im Stande ist, ein nach Lage und Größe festgelegtes Gewicht im Gleichgewicht zu halten.

Tschauner (1997) verglich das dysplastische Acetabulum mit einer nach cranio-lateral ansteigenden „schiefen Ebene“, wobei je nach Ausprägungsgrad tangential gerichtete Scheerkräfte auftreten, die das Gelenk instabil machen und den Hüftkopf entlang der geneigten Tragfläche verschieben.

Die Beanspruchung des dysplastischen Hüftgelenks wird einerseits durch die veränderte Geometrie der Gelenkflächen bestimmt (Putti 1937, Murphy 1990), andererseits von der Lage und Größe der Resultierenden im Gelenk beeinflusst (Pauwels 1965, 1973, Kummer 1985, Schüller 1993):

Nach Pauwels (1973) und Kummer (1985) wirkt die resultierende Druckkraft in der dysplastischen Hüfte exzentrisch, wobei Spitzenwerte im lateralen Teil der Gelenkfläche auftreten. Darüber hinaus kam Kummer (1988, 1991) mit Hilfe eines Computermodells zu dem Schluß, daß ein verringerter Zentrum-Eck-Winkel für die Fehlbeanspruchung im dysplastischen Hüftgelenk ausschlaggebender ist als die Steilstellung des Schenkelhalses.

In einem dreidimensionalen Finit Element Modell berechneten Schüller und Dalstra (1993) die Spannungsverteilung des dysplastischen Hüftgelenks im Einbeinstand unter Berücksichtigung von Muskelkräften. Ihre Analyse drei verschiedener Schweregrade der Dysplasie zeigte, daß sich der Ort der höchsten Spannung, der im gesunden Acetabulum nach antero-superior gerichtet ist, zum postero-superioren Pfannenrand um so stärker verschiebt, je schwerer die Dysplasie ausgeprägt ist.

Bereits Putti (1937) analysierte die pathologische Geometrie der dysplastischen Hüfte. Er beschrieb das Dach des Acetabulums als zu steil und zu flach, so daß der Femurkopf ungenügend gedeckt wird, was eine ungleichmäßige Lastverteilung auf der Epiphysenfuge zur Folge hat, die dann zur typischen Umgestaltung des Caput femoris (der Form eines Dogenhut ähnlich) führt. Diese veränderten geometrischen Gegebenheiten führen sekundär zu verkleinerten Kontaktflächen für die Lastverteilung.

In einer dreidimensionalen Studie quantifizierte Murphy (1990) die Geometrie dysplastischer Hüften bei Erwachsenen. Es zeigte sich eine hohe Variabilität der individuellen Analysen mit einem Drittel globaler Pfannenranddefekte, einem Drittel anteriorer und einem Drittel posteriorer Pfannenranddefekte.

Genda und Konishi (1995) analysierten mit Hilfe eines dreidimensionalen Modells den Kontaktdruck und die Kontaktflächen der dysplastischen Hüfte in verschiedenen Gangphasen und berechneten, daß sich die Kontaktfläche mit abnehmendem Zentrum-Eck-Winkel verkleinert und zum Pfannenrand hin verschiebt. Außerdem konzentrierte sich der Kontaktdruck an der lateralen Pfannenecke und stieg exponentiell mit der Verringerung des Zentrum-Eck-Winkels. Die Zunahme des maximalen Kontaktdrucks ergab sich nicht nur bei einer globalen Reduzierung der lateralen Femurkopfüberdachung, sondern trat

1. Einleitung

auch auf, wenn das Acetabulum nur im anterioren Bereich defizitär ausgebildet war.

1.2.5 Der subchondrale Knochen

1.2.5.1 Definition des subchondralen Knochens

Betrachtet man die Verwendung des Begriffes subchondraler Knochen in der Literatur, so fällt auf, daß dieser Begriff von unterschiedlichen Autoren für verschiedene morphologische Strukturen verwendet wurde:

Meachim (1984) beschrieb damit die subartikuläre Platte aus kompaktem Knochen, die von knöchernen Bögen und Streben unterstützt in das Trabekelwerk übergeht, und auf der die kalzifizierte Knorpelschicht mit dem darüberliegenden unkalzifizierten Knorpel liegt.

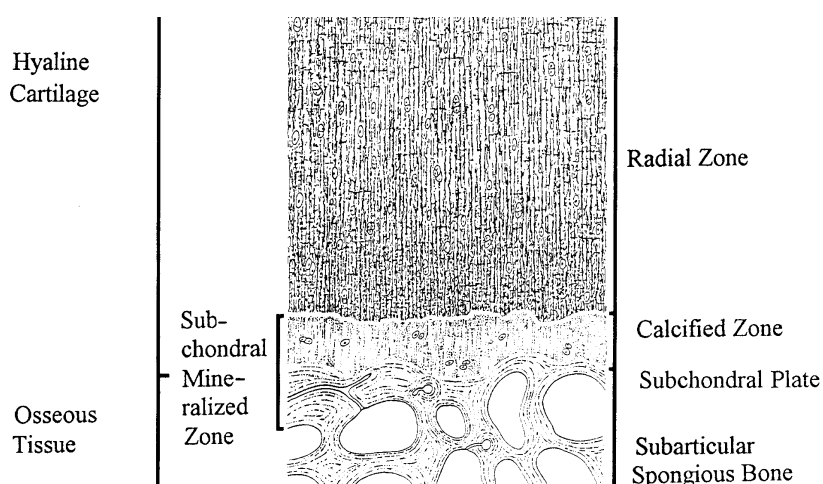


Abbildung 5: Schematische Zeichnung des hyalinen Knorpels mit dem darunterliegenden subchondralen Knochen (aus Müller-Gerbl 1998)

Duncan (1987) definierte die subchondrale Platte als mineralisierte Schicht, die den Gelenkknorpel vom Knochenmark trennt und aus zwei Anteilen besteht: dem mineralisierten Knorpel und einer aus Lamellen bestehenden Knochenplatte.

Die Grenze zwischen kalzifizierter und unkalzifizierter Knorpelschicht wird in der Literatur als tidemark, kalzifizierte Linie oder, wegen ihrer Haematoxilinsensitivität, auch als basophile Linie bezeichnet (Lane 1980, Meachim 1984, Duncan 1987, Oettmeier 1989).

In dieser Arbeit schließen wir uns der Definition von Müller-Gerbl (1998) an, die den Begriff „subchondrale Mineralisierungszone“ bzw. „subchondrale Knochenlamelle“ für die knöcherne, kompakte Schicht unterhalb der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels verwendete (Abbildung 5).

1.2.5.2 Morphologie des subchondralen Knochens

Im mikroskopischen, senkrecht zur Oberfläche gerichteten Schnitt erscheint der subchondrale Knochen wie eine solide Schicht, die durch Zwischenräume unterbrochen ist und nach einer Übergangszone von zirka 5 mm in die Spongiosa übergeht (Singh 1978, Simkin 1991).

Tangential zur Oberfläche geführte, elektronenmikroskopische Analysen zeigten, daß die subchondrale Knochenlamelle aus kleinen Platten besteht, die parallel angeordnet und miteinander verbunden sind. Jede dieser Platten besteht wiederum aus 10 - 15 Schichten kollagener Lamellen, die jeweils eine Dicke von 10 - 20 µm aufweisen und wiederum aus Fibrillen zusammengesetzt sind (Inoue 1981). Clark (1990) untersuchte die Ultrastruktur des subchondralen Knochens ebenfalls elektronenmikroskopisch und unterschied konzentrische, um Gefäßkanäle von Osteonen angeordnete Lamellenschichten von flachen, in appositionellen Lagen angeordneten Lamellen, die sich in tieferen Bereichen in multiplen Lagen fanden.

Außerdem wurden mit unterschiedlichen Methoden Lückenbildungen in der subchondralen Mineralisierungszone gefunden, die das Knochenmark teilweise direkt mit dem Gelenkknorpel verbinden und von denen einige mit Erythrozyten angefüllt waren (Woods 1970, Bullough 1981, Inoue 1981, Duncan 1987, Milz und Putz 1994a). Diese Lückenbildungen wurden aufgrund ihrer Größe und Form unterschieden, wobei ampulläre Formen (Durchmesser 80 µm) überwiegend an dünnen und wenig beanspruchten Stellen und kanalikuläre Formen (Durchmesser 30 µm) eher an dicken und stärker beanspruchten Stellen der Gelenkfläche gefunden wurden (Milz 1994a).

Simkin (1980, 1991) und Dewire (1996) zeigten, daß in den meisten Gelenken mit konvex-konkaven Gelenkflächen, wie z. B. dem Hüftgelenk, die konkave Seite des subchondralen Knochens wesentlich dicker ist als die konvexe, und daß dort

1. Einleitung

wiederum die größte Dicke im Zentrum der Gelenkfläche liegt mit abfallenden Werten zu den Seiten.

Weitere Untersuchungen zur Dicke des subchondralen Knochens ergaben eine hohe Variabilität sowohl zwischen verschiedenen Gelenken, als auch innerhalb der Gelenkfläche (Milz 1994b, 1995a, 1997). Im Acetabulum wurden für die Dicke des subchondralen Knochens Werte zwischen 300 µm und 3500 µm ermittelt, wobei die Maximalwerte im Pfannendach lagen und Orte hoher Knochendicke mit Orten hoher Knochendichte korrelierten (Milz und Putz 1995b).

1.2.5.3 Funktion des subchondralen Knochens

Dem subchondralen Knochen werden sowohl metabolische und mechanische Funktionen, als auch eine Beteiligung an Umbauvorgängen des Knochens zugeschrieben (Salter 1960, Radin 1986, Farkas 1987):

Ingelmark (1950) und Ekholm (1951) betonten bereits neben anderen Autoren (Woods 1970, Clark und Huber 1990, Milz und Putz 1994b) die Ernährungsfunktion des subchondralen Knochens, der mit Kapillargefäßen ausgestattet -ergänzend zur Synovialflüssigkeit- vor allem die tieferen Schichten des Gelenkknorpels versorgt. Den im subchondralen Knochen gefundenen Lückenbildungen wurden neben der hauptsächlich nutritiven Funktion auch mechanische und elektrophysiologische Funktionen zugeschrieben (Milz und Putz 1994a).

Duncan (1987) beschrieb die subchondrale Knochenplatte als integrale und dynamische Komponente des Gelenks, deren Teilfunktion darin besteht den darüberliegenden Knorpel zu stützen. Außerdem schwächt der subchondrale Knochen die auf das Gelenk wirkenden Kräfte ab und schützt so den darüberliegenden Knorpel, wobei diese Funktion durch unphysiologische Belastung verloren gehen und Knorpelläsionen nach sich ziehen kann (Radin 1970a, 1970b, 1986, Simon 1972, Brown 1984, Carter 1984).

Pugh (1973a, 1973b, 1974) zeigte, daß die Steifigkeit der subchondralen Knochenplatte in Abhängigkeit von der Anordnung des angrenzenden Trabekelwerks innerhalb der Gelenkfläche erheblich variiert und folgerte, daß die Absorption der Energie in Regionen mit geringerer Steifigkeit konzentrierter ist.

1.2.5.4 Dichteverteilung im subchondralen Knochen des Hüftgelenks

Basierend auf den Theorien zur Form-Funktions-Beziehung der mesenchymalen Stützgewebe von Wolff (1892) und Roux (1912) stellten Pauwels (1960, 1965, 1980) und Kummer (1962) die Hypothese auf, daß die funktionelle Anpassung des Knochens innerhalb physiologischer Grenzen einem Regelkreis unterworfen ist, und daß die Apposition der Knochenmasse der Beanspruchung proportional entspricht.

Die Erkenntnisse Pauwels erweiternd stellten Carter et al. (1984, 1987a, 1987b, 1989) eine positive Korrelation zwischen der tatsächlichen Knochendichte und der lokalen mechanischen „loading history“ für das proximale Femurende fest. Die Knochendichteverteilung glich den natürlichen Verhältnissen am meisten, wenn die resultierende Kraft von verschiedenen Richtungen eingeleitet wurde.

Weitere Untersuchungen haben gezeigt, daß die Theorie der kausalen Histogenese auch auf den subchondralen Knochen übertragbar ist, und daß sich die subchondralen Mineralisierungsmuster mit Hilfe der CT-Osteoabsorptiometrie flächig und in vivo reproduzieren lassen (Müller-Gerbl 1989, 1990, 1991a, 1992, 1993).

Pauwels (1973) verglich graphisch ermittelte Spannungsverteilungen in einem unterschiedlich beanspruchten Modellgelenk mit Röntgenbildern von Hüftgelenken und stellte fest, daß der subchondrale Knochen offenbar durch die Ausbildung einer Verdichtungszone auf die Spannungsverteilung individuell reagiert. In gesunden Hüftgelenken fand er eine annähernd gleichmäßig verteilte röntgendichte Zone im subchondralen Knochen („Sourcil“ = Augenbraue).

1. Einleitung

Je stärker sich jedoch die Gelenkresultierende dem Pfannenrand näherte, desto stärker stieg das Spannungsdiagramm zum lateralen Pfannenrand mit der entsprechend dreieckig erscheinenden subchondralen Verdichtungszone im Pfannendach (Pauwellsches Dreieck) (Abbildung 6).

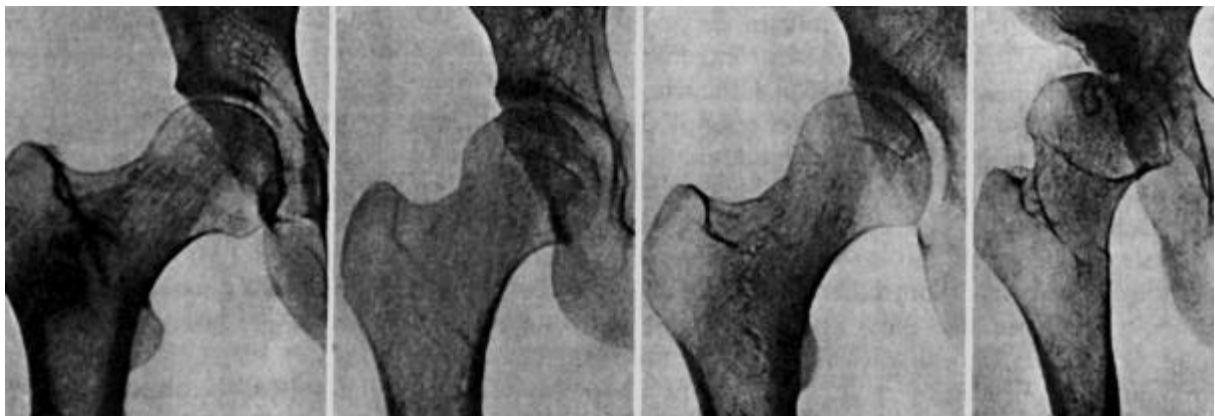
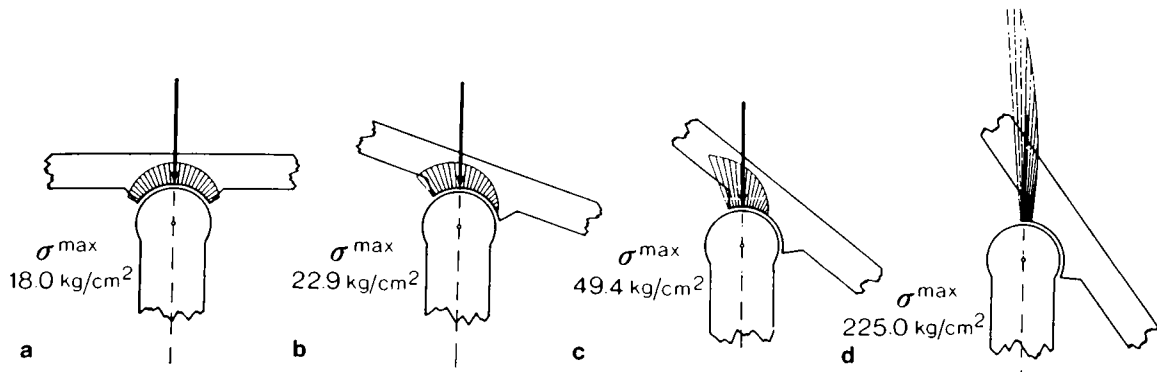


Abbildung 6: Entwicklung der Pfannendachsklerose („Sourcil“) sowie schematische Darstellung von Größe und Verteilung des Gelenkdrucks in Abhängigkeit von der Kopfüberdachung:

a) Horizontal überdachtes Gelenk mit großer Auflagefläche: „Sourcil“ niedrig, regelmäßig weit über den Kopf reichend; b) und c) Bei zunehmender Steilstellung der Pfanne und Reduzierung der tragenden Fläche steigen die Spannungen zum Pfannenerker hin an: „Sourcil“ im Röntgenbild zur Pfannenecke hin höher entwickelt; d) Maximal reduzierte tragende Gelenkfläche mit Konzentration der Druckspannungen auf den Pfannenerker: Entwicklung eines schmalen Sklerosesaumes, zur Pfannenecke stark ansteigend mit zystischer Durchsetzung des Kopfes und der Pfanne (aus Pauwels 1973)

Oberländer (1973, 1977) untersuchte mit Hilfe der Röntgendensitometrie (Knief 1967a, 1967b, Konermann 1971) die Knochendichteverteilung im Acetabulum und fand die größte Knochendichte am äußeren Pfannenrand und im vorderen Teil des Acetabulums mit abfallenden Dichtewerten in Richtung Fossa acetabuli, wobei die Knochendichte im Pfannendach eines jugendlichen Präparates erheblich geringer war.

Diese Erkenntnisse erweiternd analysierten Müller-Gerbl et al. (1992, 1993) die subchondrale Dichteverteilung im Acetabulum in Abhängigkeit vom Alter. In dieser Studie zeigte sich bei Individuen unter 60 Jahren ein überwiegend bizenstrisches Verteilungsmuster im Pfannendach, bei älteren Individuen war dagegen ein vorwiegend monozentrisches Verteilungsmuster häufiger.

Eckstein (1994, 1999) und Jacobs (1997) berechneten im Finit Element Modell ein bizenstrisches Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte für die konkave Gelenkfläche im inkongruenten Gelenk mit Zugspannungen, die bis zum 4fachen höher lagen als die auftretenden Druckspannungen. Diese Erkenntnisse bestätigten sich auch in Untersuchungen von Vogt (1999) zur Vorzugsrichtung der Kollagenfasern im subchondralen Knochen des Acetabulums. Die relativ regelmäßige, transversale Ausrichtung der Spaltlinien im Vorder- und Hinterhorn wurde als morphologisches Korrelat für die ventro-dorsale Druckbelastung im konkaven Gelenkpartner gedeutet, die zu einem Aufbiegen der Gelenkpfanne führt mit daraus resultierenden Zugspannungen.

1.3 Fragestellung

Betrachtet man die in der Literatur beschriebenen Theorien zur Therapie und Biomechanik der dysplastischen Hüfte, so zeigt sich das Problem, daß immer noch Unklarheiten hinsichtlich Verlauf und Pathomechanik der Erkrankung bestehen.

Um nähere Aufschlüsse über die mechanischen Verhältnisse der Dysplasiehüfte zu erhalten, wählten wir für unsere Arbeit mit der CT-Osteoabsorptiometrie einen biologischen Ansatz, wobei die Verteilung der subchondralen Dichtemuster, basierend auf der Form-Funktions-Beziehung des Knochens (Wolff 1892, Roux

1. Einleitung

1912, Pauwels 1960, 1980, Kummer 1962), die zeitliche Summation der Spannungsverteilung an der Gelenkfläche (Langzeitbelastung) widerspiegelt.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Unterschiede der subchondralen Mineralisierungsmuster zwischen gesunder und dysplastischer Hüfte zu beschreiben und zu quantifizieren. Dabei wurden auch altersabhängige Unterschiede innerhalb des Normalkollektivs berücksichtigt.

Da die subchondralen Dichtemuster als biologisches Korrelat der Langzeitbeanspruchung auf Veränderungen der Biomechanik individuell reagieren, wurde in dieser Arbeit als weiterer Aspekt untersucht, wie sensibel die subchondrale Knochendichteverteilung auf eine Modifizierung der mechanischen Situation reagiert. Zu diesem Zweck wurden die postoperativen Befunde nach einer Dreifach-Osteotomie des Beckens mit den präoperativen Analysen am identischen Gelenk verglichen.

Die Untersuchung gliederte sich in drei Bereiche:

1. Die Dichteverteilung des subchondralen Knochens wurde sowohl im Acetabulum, wie auch erstmals im Caput femoris in einem Normalkollektiv in Abhängigkeit vom Alter und in einem Patientenkollektiv in Abhängigkeit vom Schweregrad charakterisiert und quantifiziert.
2. Die Dichtemuster der dysplastischen Hüften wurden mit der entsprechenden Altersgruppe des Normalkollektivs qualitativ und quantitativ verglichen.
3. Die postoperativen Veränderungen der subchondralen Mineralisierungsmuster wurden erfaßt und mit den präoperativen Befunden verglichen.

2.1 Darstellung aller Daten der Kollektive

2.1.1 Normalkollektiv

Als Normalkollektiv standen die CT-Datensätze von Hüftgelenken aus dem Gerichtsmedizinischen Institut, München zur Verfügung. Dabei handelte es sich um makroskopisch gesunde Hüften, die zufällig und ohne Rücksicht auf Alter, Geschlecht oder Seite ausgewählt worden waren.

Die insgesamt 15 Gelenke stammten von 5 Frauen und 10 Männern im Alter von 18 bis 88 Jahren. Die CT-Datensätze wurden mit dem Computertomographen Somatom plus der Firma Siemens erstellt, wobei die Schnittrichtung bei 6 Präparaten transversal und bei 9 Präparaten parallel zur Pfanneneingangsebene gewählt worden war. Die Schichtdicke wurde mit 1 und 2 mm angelegt (Tabelle 1).

Gelenk	Geschlecht	Alter	Altersgruppe	Schnittrichtung	Schichtdicke
n1	m	52	1	parallel z. Pfanneneingangsebene	2 mm
n2	m	86	2	transversal	2 mm
n3	w	85	2	transversal	2 mm
n4	w	88	2	transversal	2 mm
n5	m	18	1	parallel z. Pfanneneingangsebene	1 mm
n6	m	22	1	parallel z. Pfanneneingangsebene	1 mm
n7	m	68	2	transversal	2 mm
n8	m	39	1	parallel z. Pfanneneingangsebene	1 mm
n9	m	52	1	parallel z. Pfanneneingangsebene	1 mm
n10	w	75	2	transversal	2 mm
n11	m	77	2	transversal	2 mm
n12	w	78	2	parallel z. Pfanneneingangsebene	2 mm
n13	m	47	1	parallel z. Pfanneneingangsebene	1 mm
n14	w	75	2	parallel z. Pfanneneingangsebene	1 mm
n15	m	45	1	parallel z. Pfanneneingangsebene	1 mm

Tabelle 1: Darstellung der Daten aus dem Normalkollektiv; Zeichenerklärung:

w = weiblich, m = männlich, Altersgruppe 1 \leq 60 Jahre, Altersgruppe 2 $>$ 60 Jahre

2. Material

2.1.2 Patientenkollektiv

Als weiteres Untersuchungsmaterial dienen die Daten aus einer orthopädischen Klinik von Patienten mit kongenitaler Dysplasie der Hüfte. Diese CT-Aufnahmen waren im Rahmen der Vorbereitung oder zur Nachsorge einer Dreifachosteotomie des Beckens nach Tönnis (1981, 1994) angefertigt worden.

Von den insgesamt 16 Patienten lagen 14 Aufnahmen beidseitig und 2 Aufnahmen einseitig vor. Das Kollektiv setzte sich aus 11 Frauen und 5 Männern im Alter von 19 bis 47 Jahren zusammen. Bei allen Untersuchungen war der Computertomograph Siemens Somatom plus verwendet worden. Aus Gründen des Strahlenschutzes wurde das Dach des Acetabulums und die obere Hälfte des Caput femoris mit einer Schichtdicke von 1 mm, das Vorderhorn und das Hinterhorn der Gelenkpfanne und der untere Teil des Caput femoris mit einer Schichtdicke von 3 mm in transversaler Schnittrichtung aufgenommen.

Gelenk	Geschlecht	Alter	Grad	Seiten	Schnittrichtung	Schichtdicke	postoperativ
p1	w	42	l	b	transversal	4 mm	
p2	w	22	s	b	transversal	1 / 3 mm	
p3	m	19	s	b	transversal	1 / 3 mm	b
p4	w	29	s	r	transversal	1 / 3 mm	
p5	w	37	l	b	transversal	1 / 3 mm	b
p6	w	35	s	b	transversal	1 / 3 mm	
p7	w	30	s	b	transversal	1 / 3 mm	b
p8	m	47	l	b	transversal	1 / 3 mm	
p9	w	26	l	b	transversal	1 / 3 mm	
p10	w	38	l	b	transversal	1 / 3 mm	
p11	w	20	l	b	transversal	1 / 3 mm	
p12	m	20	s	b	transversal	1 / 3 mm	
p13	w	27	l	b	transversal	1 / 3 mm	b
p14	m	19	s	b	transversal	1 / 3 mm	r
p15	m	33	s	b	transversal	1 / 3 mm	
p16	w	24	l	r	transversal	1 / 3 mm	

Tabelle 2: Darstellung der Daten aus dem Patientenkollektiv; Zeichenerklärung:

w = weiblich, m = männlich, l = leicht, s = schwer, b = beide, r = nur rechts

Von 5 Patienten lagen prä- und postoperative Daten in der gleichen Aufnahmetechnik wie oben beschrieben vor. Der Zeitraum zwischen der Anfertigung beider Aufnahmen betrug ca. 12 Monate (Tabelle 2).

2.2 Gruppenbildung

Um altersabhängige Unterschiede innerhalb des Normalkollektivs verdeutlichen zu können wurden verschiedene Gruppen gebildet. Die Altersgruppe 1 umfaßte die Aufnahmen von den 7 Präparaten bis einschließlich 60 Jahre, die Altersgruppe 2 die Aufnahmen von den 8 Präparaten über 60 Jahre.

Im Patientenkollektiv konnten aufgrund der Geometrie der Gelenkflächen 8 leichtere Ausprägungen der Dysplasie von 8 schwereren abgegrenzt werden und wurden mit den Buchstaben „l“ bzw. „s“ gekennzeichnet (Tabelle 2).

Im statistischen Vergleich mit dem Normalkollektiv wurden die Daten dysplastischer Hüftgelenke mit der Zahl 1 und gesunde Hüftgelenke der Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre) mit der Zahl 0 belegt.

Eine weitere Gruppe bildeten die 5 dysplastischen Hüften, bei denen eine präoperative und eine postoperative Aufnahme vorlag. Sie wurden als „präoperativ“ und „postoperativ“ bezeichnet, wobei die Gruppe „präoperativ“ auch einen Teil des Patientenkollektivs darstellte.

3. Methoden

3.1 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Grundlage dieser Studie waren die CT-Aufnahmen der Hüftgelenke von Präparaten und Patienten. Diese wurden mit der CT-OAM zu Densitogrammen weiterverarbeitet, aus denen durch weitere Verfahren Meßdaten gewonnen wurden. Mit Hilfe der quantitativen CT-OAM erfolgte anschließend eine statistische Auswertung.

3.1.1 Anfertigen der CT-Datensätze

Für das Normalkollektiv wurden mit dem Computertomographen Siemens Somatom plus konventionelle CT-Aufnahmen angefertigt. Die Schichtdicke betrug bei 7 Präparaten 1 mm und bei 8 Präparaten 2 mm, die Schnittrichtung wurde für 9 Gelenke parallel zur Pfanneneingangsebene, für 6 Gelenke transversal gewählt.

3.1.2 CT-Datensätze aus der Klinik

Als Patientenkollektiv verwendeten wir konventionelle CT-Bilder, die alle mit dem Somatom plus der Firma Siemens erstellt worden waren. Aufgrund der unterschiedlichen Schichtdicken mußten diese in einem eigenen Arbeitsschritt mit Hilfe der Software ANALYZE, Version 7.0 (Mayo-Klinik, Rochester, Minnesota, USA) zusammengefügt werden. Die Schichtdicken betragen 1 und 3 mm. Für alle Aufnahmen war eine transversale Schnittrichtung gewählt worden.

Die postoperativen Datensätze waren analog mit den gleichen Schichtdicken und der gleichen Schnitfführung erstellt worden wie die präoperativen Datensätze.

3.1.3 Erstellen der Densitogramme

Die CT-Datensätze wurden in eine Workstation (IBM, RISC System / 6000) eingelesen und mit der Software ANALYZE (Version 7.0), entwickelt an der Mayo-Klinik, Rochester (Minnesota, USA), weiterverarbeitet. Danach erfolgte die dreidimensionale Rekonstruktion der Gelenkflächen und der subchondralen Mineralisierungsmuster nach dem Verfahren der CT-OAM nach Müller-Gerbl et al. (1992, 1998):

- a) Aus allen CT-Bildern wurde mit der Funktion „Region of interest“ das Hüftgelenk markiert und herausvergrößert.
- b) In einem ersten Editierschritt wurden die knöchernen Anteile des Acetabulums und des Caput femoris interaktiv markiert, getrennt und als jeweils eigener Datensatz weiterverarbeitet.
- c) Die Gelenkflächen wurden, jede für sich, dreidimensional rekonstruiert. Dieses Übersichtsbild wurde in Dichtestufen ≥ 200 Hounsfield Einheiten (HE) hergestellt, wodurch sich alle knöchernen Strukturen darstellten, die Weichteile jedoch ausgespart blieben.
- d) Mit Hilfe einer Funktion zur Drehung der dreidimensionalen Darstellung konnte das Übersichtsbild der jeweiligen Gelenkfläche in 5 verschiedenen Ansichten rekonstruiert werden. Diese Einstellungen wurden dann für alle Datensätze standardisiert beibehalten.
- e) In einem weiteren Editierschritt wurde aus den einzelnen Bildern eines CT-Datensatzes die subchondrale Knochenlamelle der beiden Gelenkflächen interaktiv isoliert.
- f) Die dreidimensionale Rekonstruktion der subchondralen Mineralisierungszone erfolgte in den gleichen Ansichten wie die Gelenkflächen. Die Funktion „Maximum intensity projection“ ermöglichte es, daß hier nur die Bildpunkte mit den höchsten Dichtewerten an die Oberfläche projiziert wurden.
- g) Die so gewonnenen Dichtemuster der subchondralen Knochenlamelle wurden mit einem Farbkeil belegt, wobei Abstufungen von jeweils 100 Hounsfield Einheiten (HE) einer eigenen Farbe zugeordnet worden waren. Hohe Dichtewerte entsprachen den Farben: weiß, schwarz, dunkelrot, hellrot, orange (weiß = 1400 HE, schwarz = 1300 HE, dunkelrot = 1200 HE, hellrot = 1100 HE, orange = 1000 HE), niedrige Dichtewerte entsprachen den Farben: blau und grün (blau = 400 HE, grün = 500 HE).
- h) Abschließend wurden die mit Falschfarben belegten Dichtemuster der subchondralen Knochenlamelle in der jeweiligen Ansicht auf die rekonstruierten Gelenkflächen projiziert, und die verschiedenen Ansichten in einem Gesamtbild gespeichert.

3. Methoden

Die Endergebnisse waren Densitogramme, die jeweils 5 dreidimensionalen Ansichten der Gelenkflächen des Hüftgelenks mit farbiger Kartographie der Dichteverteilung des subchondralen Knochens entsprachen:

Vom Acetabulum wurden zunächst 2 Übersichtsansichten angefertigt. Weitere Ansichten ermöglichten es die Dichtemaxima im Dach, im Vorderhorn und im Hinterhorn in ihrer größten Ausdehnung und ohne Überlagerungsartefakte darzustellen (Abbildung 7).

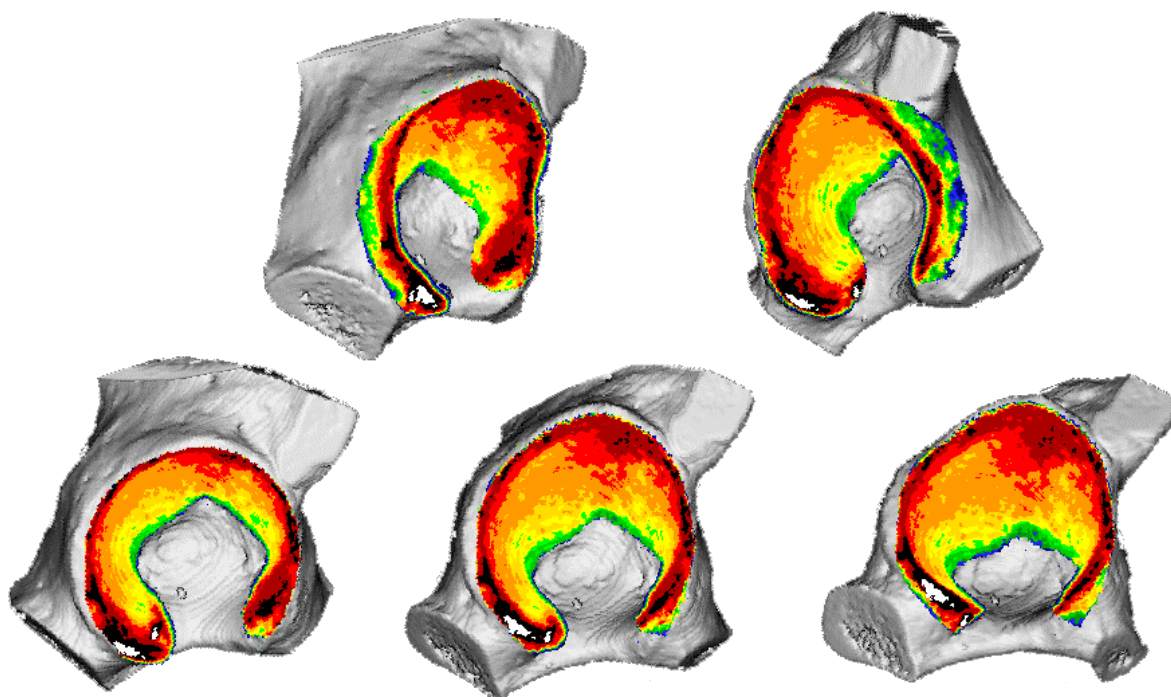


Abbildung 7: Densitogramme: Gesundes Acetabulum eines 18jährigen Mannes; Ansichten von links nach rechts: Vorderhorn, Hinterhorn, Übersichtsansicht 1 und 2, Maximum im Dach

Um den geometrischen Gegebenheiten des nahezu halbkugeligen Caput femoris gerecht zu werden, wurden Ansichten von ventral, dorsal, medial, superior und inferior gewählt. Dabei wurden Überlagerungsartefakte dadurch ausgeschlossen, daß in der jeweiligen Ansicht nur die Vorderseite der subchondralen Knochenlamelle rekonstruiert wurde (Abbildung 8).

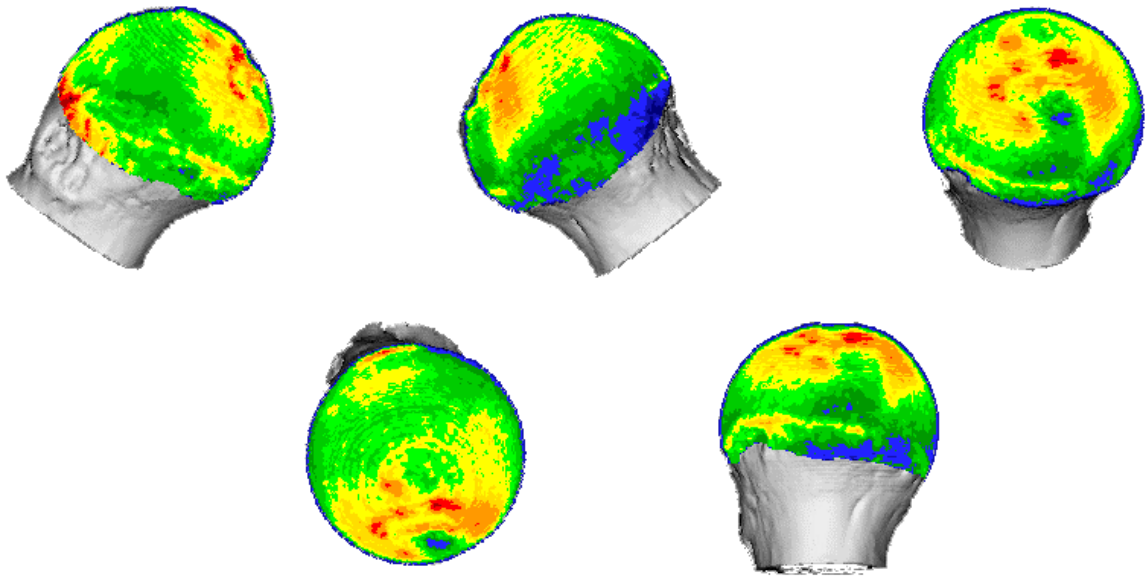


Abbildung 8: Densitogramme: Gesundes Caput femoris eines 18jährigen Mannes; Ansichten von links nach rechts: anterior, posterior, medial, superior, inferior

3.2 Auswertung der einzelnen Densitogramme

3.2.1 Primäre Meßdaten

3.2.1.1 Bestimmung der Lokalisation, Form und Fläche der Dichtemaxima

Die Densitogramme wurden in einen Personal Computer (PC) übertragen und mit der Software Corel Draw, Version 7 weiterverarbeitet:

Zur Beschreibung der Lokalisation, Form und Flächenausdehnung der Dichtemaxima wurde ein Raster in Anlehnung an das Äquatorialmodell von Oberländer (1977, 1978) entwickelt, das jeweils proportional zur Größe der jeweiligen Gelenkfläche angepaßt wurde. Das Koordinatensystem bestand aus konzentrischen Kreisen mit gleichem Abstand, wobei als äußerste Begrenzung des Rasters der größte Durchmesser der jeweiligen Gelenkfläche diente. Die Kreise wurden durch Geraden in 30°-Schritten segmentiert, woraus sich 4 Quadranten (anterior, posterior, superior und inferior) mit jeweils 3 Unterquadranten ergaben.

3. Methoden

Für das Acetabulum wurde die leicht nach hinten gekippte Übersichtsansicht 2 ausgewählt und alle rekonstruierten Fälle wurden in dieser standardisierten Ansicht mit dem Raster so belegt, daß sich das Zentrum in der Mitte, am tiefsten Punkt der Fossa acetabuli befand (Abbildung 9).

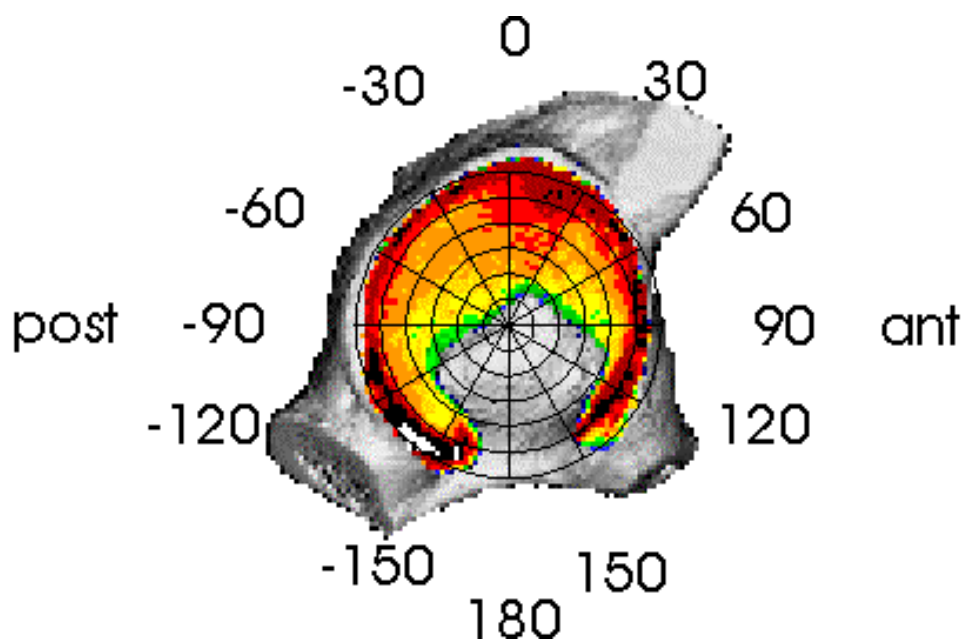


Abbildung 9: Acetabulum nach Aufbringen des Rasters (Übersichtsansicht 2)

Die Maxima des Caput femoris wurden mit Hilfe der Software Corel Draw, Version 7 in einer standardisierten Ansicht zusammengefügt. Als Basiseinstellung diente die Ansicht von oben, an die durch genaue Referenzpunktwahl die Maxima aus den Ansichten von ventral, dorsal, und medial angefügt wurden. Anschließend wurde das Raster mit dem Zentrum in der Fovea capitis liegend aufgebracht (Abbildung 10).

Zur weiteren Auswertung und zum Vergleich der Gruppen untereinander wurden die Konturen der subchondralen Dichtemaxima in gerasterten Mustergelenkflächen summiert, wobei jeder einzelne Fall mit einer eigenen Farbe gekennzeichnet wurde (Abbildung 14).

Als Maxima wurden durchgängig die Flächen mit den 3 höchsten Dichtestufen (3 Falschfarben, die pro Farbe 100 HE kodierten) definiert.

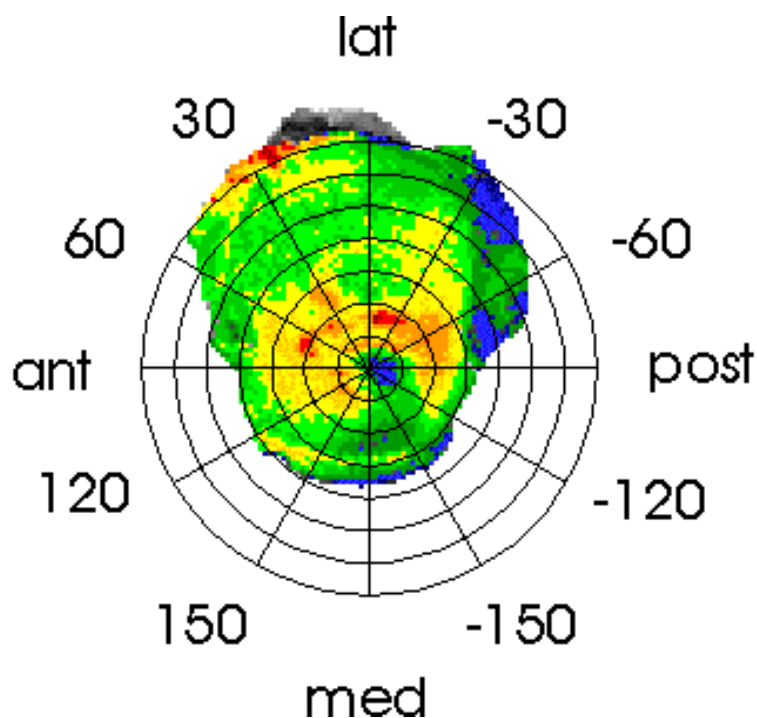


Abbildung 10: Caput femoris nach der Weiterverarbeitung im PC und Aufbringen des Rasters

3.2.1.2 Pixelzählung mit der Software ANALYZE

Mit Hilfe der Software ANALYZE, Version 7.0 konnten von interaktiv markierten Flächen der Densitogramme Pixelzählungen vorgenommen werden, wobei das Programm die Pixelsummen den verschiedenen Grauwerten in Histogrammen zuordnete:

Aus den verschiedenen Ansichten der Acetabula wurde die gesamte Gelenkfläche aus der Übersichtsansicht 2, das Maximum im Dach, das Maximum im Vorderhorn und das Maximum im Hinterhorn ausgewertet. Im Patientenkollektiv konnte bei 4 Hüftgelenken das Maximum im Hinterhorn und bei einem Hüftgelenk das Maximum im Vorderhorn nicht ausgewertet werden, weil hier die CT-Aufnahmen zu hoch angesetzt worden waren.

Von den Densitogrammen des Caput femoris wurde die Gesamtfläche ventral und dorsal und die Maxima antero- und postero-superior ausgewertet.

Als Maxima wurden auch hier die Flächen mit den jeweils 3 höchsten Dichtestufen definiert und standardisiert in der Ansicht markiert, in der sie sich mit der größten Ausdehnung darstellten.

3.2.2 Sekundäre Meßdaten

3.2.2.1 Ermittlung der Flächen und der Mineralisierung mit der quantitativen CT-OAM

Die Histogramme wurden von der Workstation in einen PC übertragen und mit der Software Microsoft Excel, Version 8.0 weiterverarbeitet. Aus den Pixelsummen wurden in Abhängigkeit von der Auflösung der Bilder die Gesamtflächen und die Flächen der Maxima in mm² errechnet. Ein speziell dafür entworfenes Programm ordnete den verschiedenen Grauwerten die jeweiligen Calciumkonzentrationen zu und ermöglichte so die Berechnung der Gesamtkonzentrationen der oben genannten Flächen in mg Calcium/ml (Tabelle A1 bis A10 im Anhang).

3.2.2.2 Statistische Weiterverarbeitung der Daten mit dem Programm SPSS

Die mit Hilfe der quantitativen CT-OAM ermittelten Werte der Mineralisierungen und der Flächen wurden in das Statistikprogramm SPSS, Version 9.0 übertragen. Dann erfolgte die Berechnung der Mittelwerte mit Standardabweichungen, sowie die Berechnung der Kurtose und der Schiefe und deren Standardfehler zur Überprüfung der Normalverteilung (Tabelle A1 bis A10 im Anhang).

Die Schiefe beschreibt die Abweichung der beobachteten Verteilung von der Symmetrie einer Normalverteilung. Schiefe = 0 heißt keine Abweichung, ein positiver Wert bedeutet, daß die Verteilung zu weit nach rechts gezogen ist; ein negativer Wert bedeutet, daß die Kurve zu weit nach links gezogen ist. Die Kurtose beschreibt, ob die Verteilung zu spitz (Kurtose negativ) oder zu flach (Kurtose positiv) ist. Ein Wert von 0 heißt, daß kein Unterschied zur Verteilung nach Gauß besteht.

Die Größe der Werte, die für eine signifikante Abweichung von der Normalität sprechen, errechnen sich aus dem Verhältnis der Werte Schiefe bzw. Kurtose zu ihren Standardfehlern. Traditionsgemäß wird die Normalität bei Werten dieser Verhältnisse größer 2 bzw. kleiner -2 nicht akzeptiert. Obwohl parametrische varianzanalytische Verfahren, einschließlich dem t-Test die Normalverteilung der Daten voraussetzen, sind sie dennoch „robust gegenüber Abweichungen von der Normalität“. Trotzdem wurden in dieser Arbeit parametrische Berechnungen nur

mit Daten durchgeführt, deren Werte innerhalb der oben genannten Grenzen lagen. Bei Werteverteilungen die diesem Kriterium nicht entsprachen wurde die beschreibende Statistik angewandt.

Die graphische Darstellung der Daten erfolgte dann mit Hilfe von Boxplots (Abbildung 11):

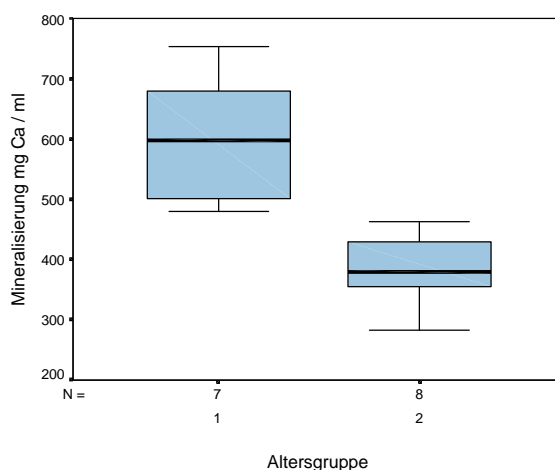


Abbildung 11: Graphische Darstellung der Daten in Boxplots

Für die Altersgruppen 1 (bis 60 Jahre) und 2 (über 60 Jahre) ist hier beispielsweise die Verteilung getrennt, nichtparametrisch dargestellt. Der dicke Balken im blauen Bereich (Box) ist der Median. Das heißt 50% der Fälle haben höhere Werte, 50% niedrigere Werte. 50% der Fälle insgesamt liegen in der Box, wobei der obere Rand der Box wiederum die obere Hälfte der Stichprobe halbiert (der Rand liegt also am 75. Perzentil). Entsprechendes gilt für die untere Hälfte (unterer Rand entspricht dem 25. Perzentil). Ausreißer werden durch kleine runde Kreise, noch extremer abweichende Werte durch kleine Sternchen dargestellt. Die dünnen waagrechten Striche beschreiben die höchsten bzw. niedrigsten Werte, die noch keine Ausreißer sind. Die Grafik zeigt auch deutlich die Symmetrie der Verteilung beider Gruppen und die Ähnlichkeit der Streuung beider Gruppen. Sind diese Kriterien erfüllt, so ist eine parametrische Analyse (t-Test) vertretbar. Inhaltlich verdeutlicht der Boxplot hier eine geringere Mineralisierung des Acetabulum in der Altersgruppe 2 (über 60 Jahre).

3. Methoden

Solche Plots sagen jedoch nichts über die Signifikanz des Unterschiedes aus, d. h. inwieweit der Schluß gezogen werden kann, daß die Mineralisierung im Acetabulum im Allgemeinen in Abhängigkeit vom Alter sinkt. Um die einzelnen Hypothesen zu überprüfen, verwendeten wir den t-Test für unverbundene Stichproben und den Wilcoxon Signed Ranks Test für den prä- und postoperativen Vergleich, wobei wir einen α -Wert von 0,05 festsetzten.

3.3 Auswertung der verschiedenen Gruppen

3.3.1 Vergleiche innerhalb des Normalkollektivs

Als erster Schritt erfolgte die deskriptive Analyse der Dichtemaxima anhand der Densitogramme und der gerasterten Standardansichten unter Berücksichtigung der verschiedenen Altersgruppen.

Der zweite Schritt beinhaltete die statistische Auswertung der Daten in Abhängigkeit vom Alter. Die Mittelwerte der Flächen und Mineralisierungen wurden mit ihren Standardabweichungen sowohl für die gesamte Gelenkfläche, als auch für die einzelnen Maxima getrennt berechnet und verglichen.

Die Signifikanzanalyse für folgende Hypothesen erfolgte mit dem t-Test für unverbundene Stichproben:

- a) Die Gesamtmineralisierung im gesunden Acetabulum ist größer als im Caput femoris und dies ist unabhängig von der Altersgruppe.
- b) Die Mineralisierung beider Gelenkflächen ist sowohl insgesamt, als auch innerhalb der einzelnen Maxima in der Altersgruppe bis 60 Jahre höher als in der Altersgruppe über 60 Jahre.
- c) Die Gesamtflächen und die Flächen der Maxima beider Gelenkflächen unterscheiden sich nicht signifikant zwischen den Altersgruppen.

3.3.2 Vergleiche innerhalb des Patientenkollektivs

Es erfolgte die Beschreibung der Geometrie der Gelenkflächen und der Form, Lage und Intensität der Dichtemaxima unter Berücksichtigung der Schweregrade mit Hilfe der Densitogramme und der Rasterauswertung.

3.3.3 Vergleich des Normalkollektivs mit dem Patientenkollektiv

Die Unterschiede zwischen den beiden Kollektiven wurden anhand der Densitogramme beschrieben und mit Hilfe der Rasterauswertung und der Summationsbilder objektiviert. Form, Lokalisation und Intensität der Dichtemaxima wurden dabei in Abhängigkeit vom Schweregrad analysiert und mit der entsprechenden Altersgruppe des Normalkollektivs (bis 60 Jahre) verglichen.

In der statistischen Auswertung wurden die im Patientenkollektiv erhobenen Daten mit den Daten des Normalkollektivs der Altersgruppe bis 60 Jahre verglichen. Folgende Hypothesen wurden mit dem t-Test für unverbundene Stichproben geprüft:

- a) Die Gesamtmineralisierung und die Mineralisierung der Maxima sind im dysplastischen Acetabulum geringer als im gesunden Acetabulum.
- b) Die Gesamtfläche des dysplastischen Acetabulums zeigt keinen signifikanten Unterschied gegenüber der Gesamtfläche des gesunden.
- c) Die Flächen der Dichtemaxima im Dach, im Vorderhorn und im Hinterhorn des Acetabulums sind im Patientenkollektiv kleiner als im Normalkollektiv.
- d) Sowohl die Gesamtmineralisierung und die Mineralisierung der Maxima, als auch die Gesamtfläche und die Fläche der Maxima des Caput femoris sind im Patientenkollektiv geringer als im Normalkollektiv.

3.3.4 Vergleich prä- und postoperativer Daten im Patientenkollektiv

Die Densitogramme, die gerasterten Standardansichten und die Zahlenwerte der Gruppen „präoperativ“ und „postoperativ“ wurden an der jeweils operierten Seite miteinander verglichen.

3. Methoden

Mit dem Wilcoxon Signed Ranks Test wurden folgende Hypothesen untersucht:

- a) Die Gesamtmineralisierung und die Mineralisierung der Maxima des Acetabulums sind postoperativ geringer als präoperativ.
- b) Die Flächen des Maximum im Dach und im Hinterhorn sind -ausgehend von der intraoperativen Rotationsrichtung des Acetabulums- postoperativ vergrößert, dagegen ist die Fläche im Vorderhorn postoperativ verkleinert.
- c) Die Gesamtmineralisierung und die Mineralisierung der Maxima des Caput femoris nehmen postoperativ ab und die Flächen der Maxima des Caput femoris sind postoperativ verkleinert.

4.1 Ergebnisse im Normalkollektiv

4.1.1 Acetabulum

4.1.1.1 Densitogramme

Die deskriptive Analyse der Densitogramme ergab in den gesunden Acetabula ein Hauptmaximum im Dach, das oval geformt und leicht nach anterior gerichtet war. Seine Fläche war relativ homogen mineralisiert und größtenteils vom Limbus abgesetzt. Zusätzlich fanden sich zwei Nebenmaxima, und zwar ein größeres im Hinterhorn und ein kleineres im Vorderhorn, wobei diese vom Limbus meist nicht abzugrenzen waren. Während die Größe und die Lage des Maximums im Hinterhorn bei beiden Altersgruppen relativ konstant waren, variierten diese beim Maximum im Vorderhorn in der Altersgruppe über 60 Jahre besonders stark. Außerdem zeigte der Limbus eine hohe Mineralisierung, die jedoch nicht durchgängig war, sondern bei 12 von 15 Gelenken im oberen Bereich fehlte. Bereits auf den ersten Blick fiel auf, daß sowohl die gesamte Gelenkfläche, als auch die Maxima bei den jüngeren Individuen stärker und homogener mineralisiert waren als bei den älteren Individuen (Abbildung 12, 13).

4.1.1.2 Rasterauswertung

In der Rasterauswertung wurde deutlich, daß sich bei beiden Altersgruppen das Hauptmaximum zwischen 0 und 60°, d. h. im antero-superioren Quadranten des Pfannendaches befand, und daß sich dieses hinsichtlich Form und Flächeninhalt zwischen den Gruppen nicht wesentlich unterschied. Auch das Maximum im Hinterhorn, das zwischen -120 und -150° lokalisiert war, ließ kaum Abweichungen zwischen den Gruppen erkennen, wohingegen das Maximum im Vorderhorn in der Altersgruppe über 60 Jahre eine Variabilität bezüglich der Lokalisation (meist 90 bis 120°) und bezüglich der Flächenausdehnung aufwies (Abbildung 14, 15).

4. Ergebnisse

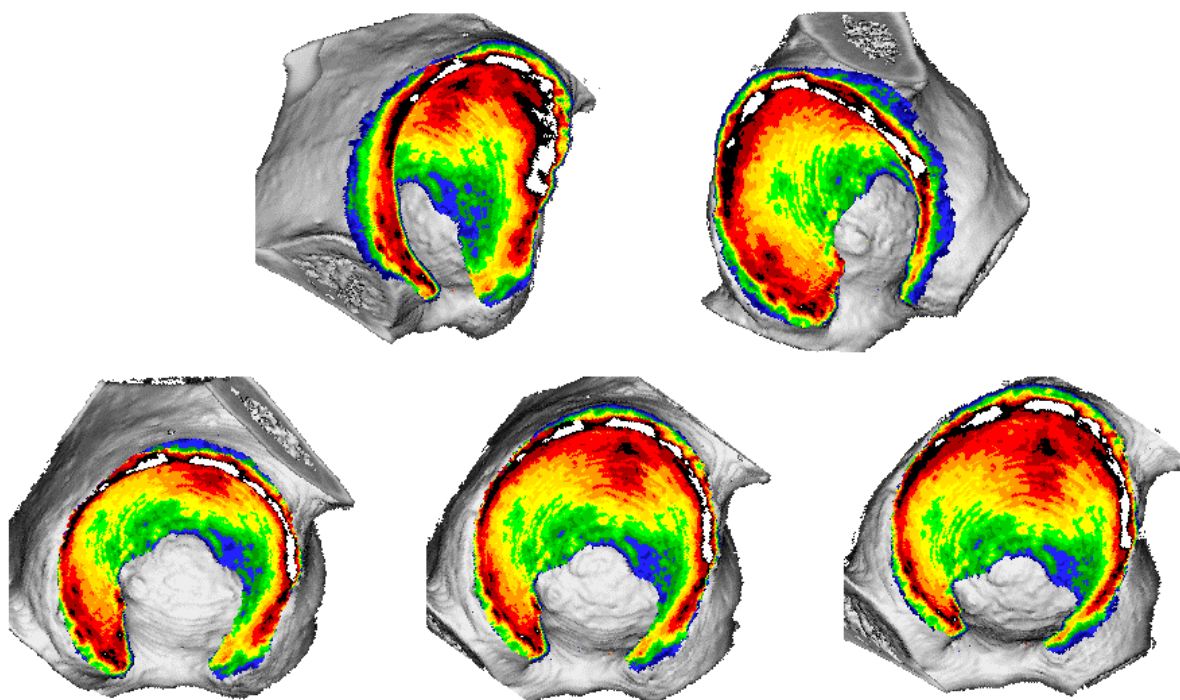


Abbildung 12: Densitogramme: Gesundes Acetabulum eines 39jährigen Mannes; Ansichten von links nach rechts: Vorderhorn, Hinterhorn, Übersichtsansicht 1 und 2, Maximum im Dach

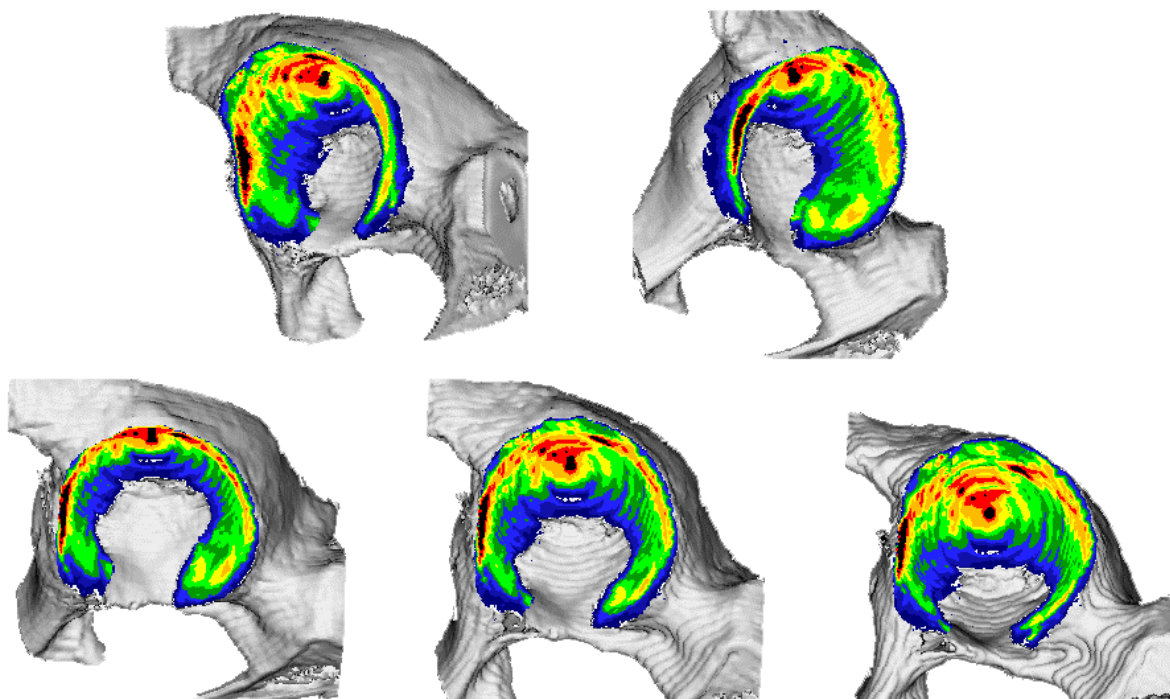


Abbildung 13: Densitogramme: Gesundes Acetabulum eines 86jährigen Mannes; Ansichten von links nach rechts: Vorderhorn, Hinterhorn, Übersichtsansicht 1 und 2, Maximum im Dach

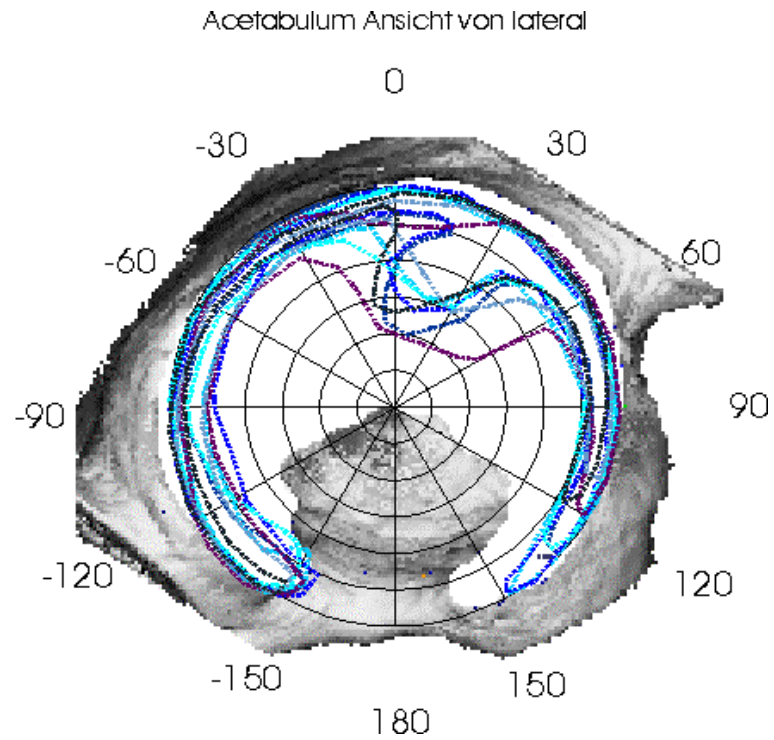


Abbildung 14: Summation der Dichtemaxima gesunder Acetabula der Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre); linker Halbkreis: posterior, rechter Halbkreis: anterior

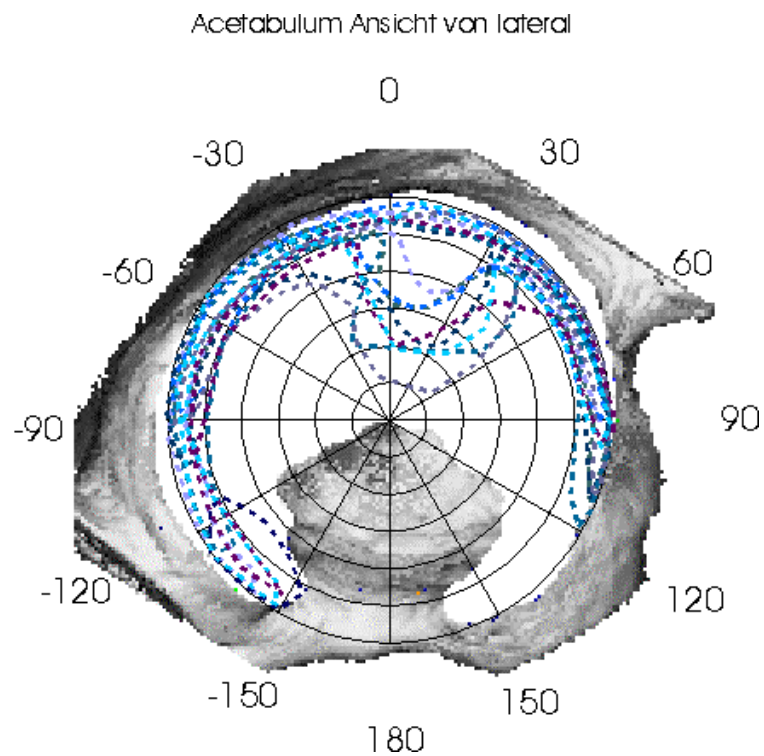


Abbildung 15: Summation der Dichtemaxima gesunder Acetabula der Altersgruppe 2 (über 60 Jahre); linker Halbkreis: posterior, rechter Halbkreis: anterior

4. Ergebnisse

Die Auswertung des Limbus acetabuli ergab bei 12 von 15 Gelenken ein bizenstrisches Verteilungsmuster der Dichtemaxima. Dabei befand sich ein Dichtemaximum anterior zwischen 60 und 120°, ein zweites posterior zwischen -30 und -90°. Bei 2 Acetabula war die Dichteverteilung im Limbus durchgehend hoch mineralisiert und bei einem Acetabulum war sie nur anterior zwischen 30 und 90° zu finden. 5 von 7 Hüftpfannen mit bizenstrischem Dichtemuster waren der Altersgruppe unter 60 Jahre, und 7 von 8 Gelenken waren der Altersgruppe über 60 Jahre zuzuordnen (Abbildung 14, 15).

4.1.1.3 Ergebnisse der quantitativen CT-OAM

Die Gesamtmineralisierung der gesunden Acetabula war in der Altersgruppe bis 60 Jahre [Mittelwert 732,43 mg Ca/ml (Std. Abweichung 115,2)] signifikant höher als in der Altersgruppe über 60 Jahre [Mittelwert 488,25 mg Ca/ml (Std. Abweichung 117,27)]: $t = 4,056$, Freiheitsgrade 13, $p \leq 0,001$ (Abbildung 16).

Außerdem war die Mineralisierung der Dichtemaxima in der Altersgruppe bis 60 Jahre signifikant höher als in der Altersgruppe über 60 Jahre (Tabelle A1 im Anhang).

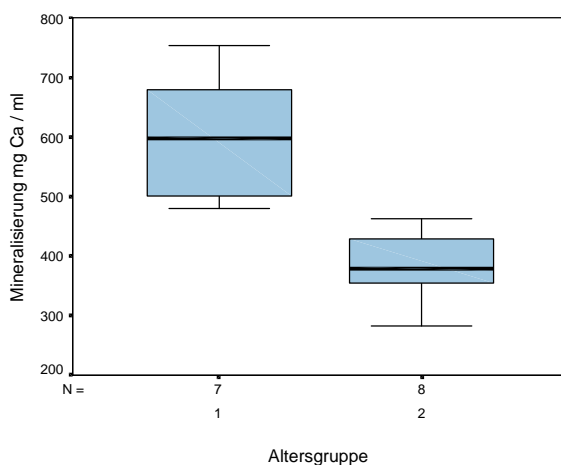


Abbildung 16: Gesamtmineralisierung des Acetabulums in Abhängigkeit vom Alter
Altersgruppe 1 \leq 60 Jahre, Altersgruppe 2 $>$ 60 Jahre

Die Gesamtflächen der gesunden Acetabula unterschieden sich nicht signifikant zwischen den Altersgruppen [Altersgruppe bis 60 Jahre: Mittelwert 2055,61 mm² (Std. Abweichung 299,36), Altersgruppe über 60 Jahre: Mittelwert 1953,74 mm²].

(Std. Abweichung 489,25)] (Abbildung 17). Die Werte für die Größe der Dichtemaxima verhielten sich analog und zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen den Altersgruppen (Tabelle A2 im Anhang).

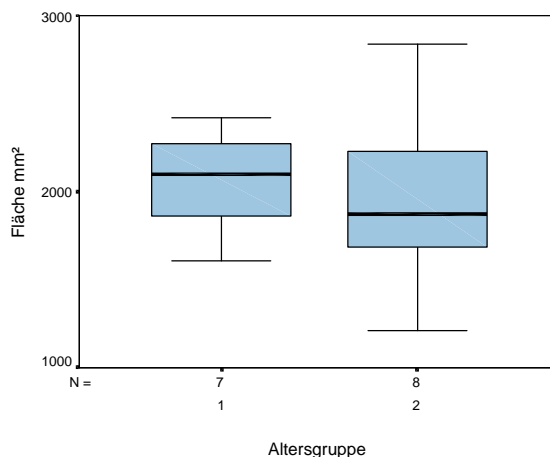


Abbildung 17: Gesamtfläche des Acetabulums in Abhängigkeit vom Alter
Altersgruppe 1 \leq 60 Jahre, Altersgruppe 2 $>$ 60 Jahre

4.1.2 Caput femoris

4.1.2.1 Densitogramme

Bei der Betrachtung der subchondralen Dichtemuster des Caput femoris zeigten sich in den meisten Fällen zwei Dichtemaxima, die in Abhängigkeit vom Alter unterschiedlich stark mineralisiert waren. Das größere Maximum stellte sich in 13 von 15 Fällen postero-superior dar (Abbildung 18). Bei den beiden anderen Gelenken, die von Individuen mit 85 und 86 Jahren stammten, befand sich das größere Maximum antero-superior (Abbildung 19).

4.1.2.2 Rasterauswertung

Die Analysen der Rasterauswertung ergaben in der Altersgruppe bis 60 Jahre ein überwiegend bizenrisches Verteilungsmuster der Dichtemaxima. Das Hauptmaximum war im postero-superioren Quadranten, das Nebenmaximum war in 5 von 7 Fällen im antero-superioren Quadranten und in 2 Fällen im antero-inferioren Quadranten lokalisiert (Abbildung 20).

4. Ergebnisse

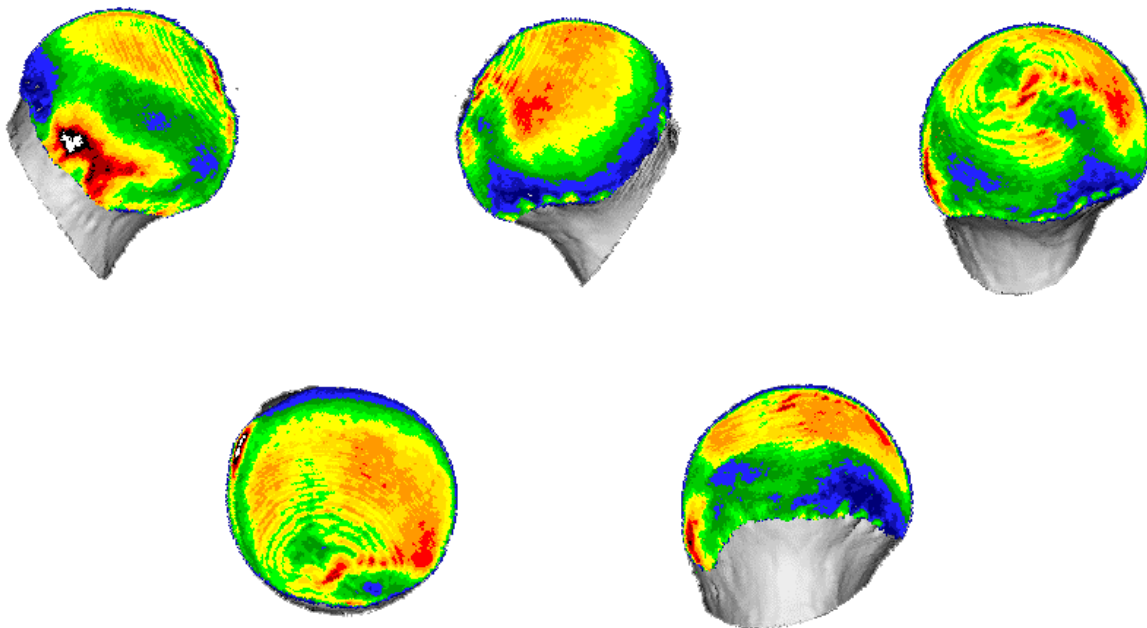


Abbildung 18: Densitogramme: Gesundes Caput femoris eines 39jährigen Mannes; Ansichten von links nach rechts: anterior, posterior, medial, superior, inferior

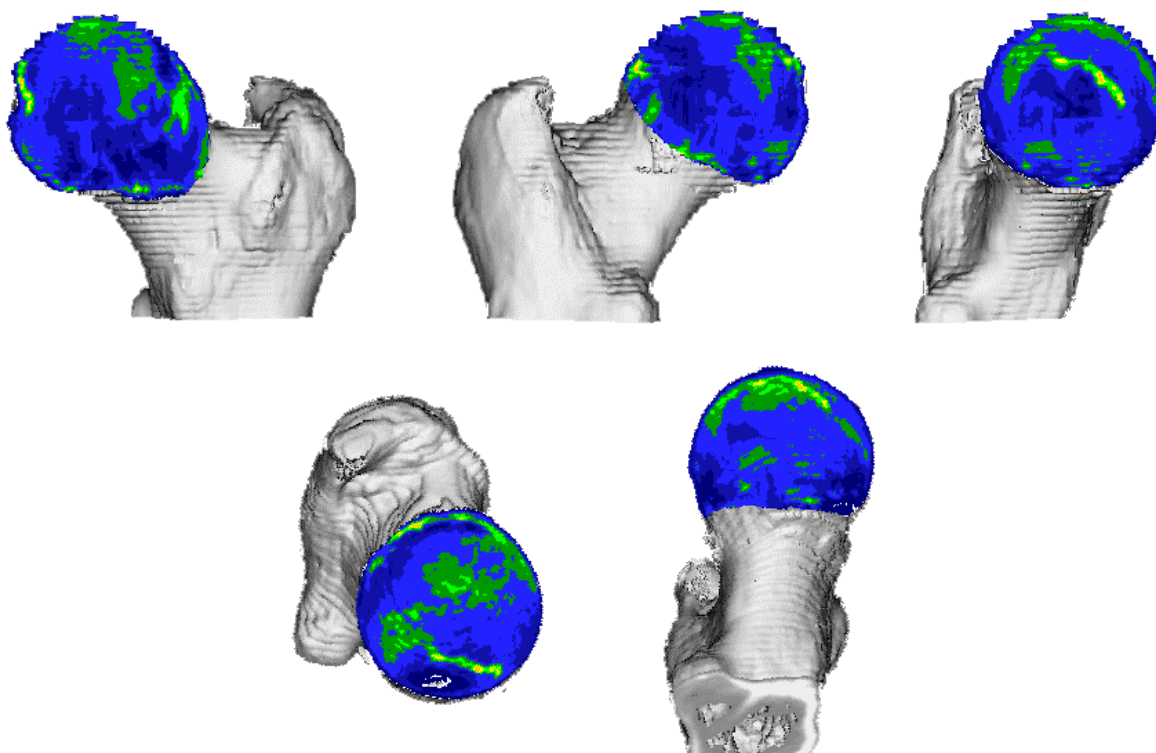


Abbildung 19: Densitogramme: Gesundes Caput femoris eines 86jährigen Mannes; Ansichten von links nach rechts: anterior, posterior, medial, superior, inferior

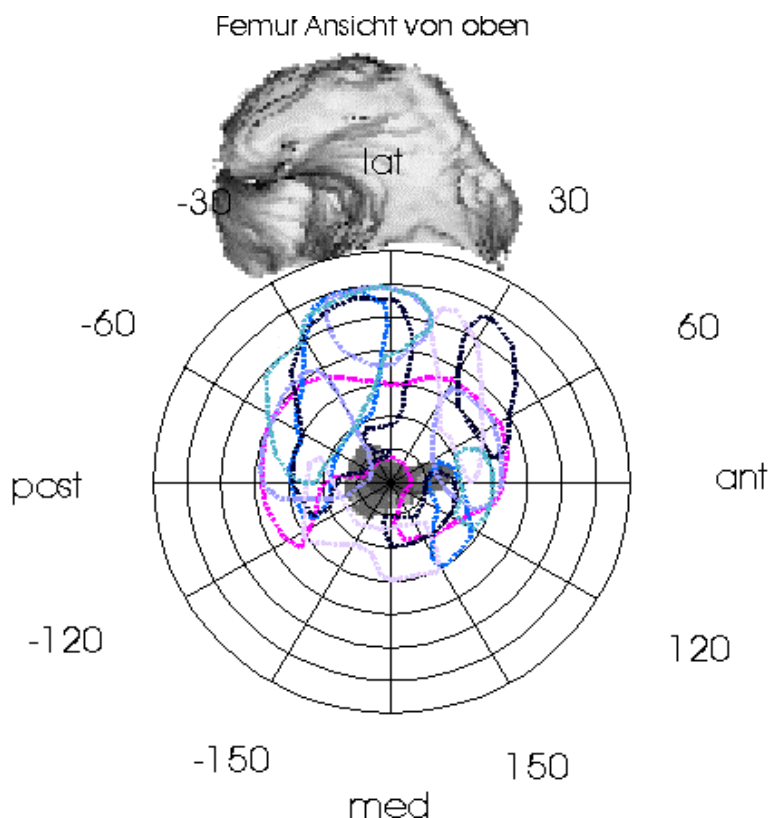


Abbildung 20: Summation der Dichtemaxima gesunder Capita femora der Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre)

Die Ergebnisse der Altersgruppe über 60 Jahre waren weniger einheitlich als die der Altersgruppe bis 60 Jahre. Hier fanden sich bei 5 von 8 Gelenken die Hauptmaxima auch postero-superior, in zwei Fällen jedoch antero-superior, und in einem Fall postero-inferior. 4 von 8 Gelenken zeigten ihre Nebenmaxima auch antero-superior, wie die Altersgruppe bis 60 Jahre, 2 jedoch antero-inferior und 2 postero-superior (Abbildung 21).

Aus den Summationsbildern wurde ersichtlich, daß sich in der Altersgruppe 2 (über 60 Jahre) die Dichtemaxima nicht so deutlich voneinander abgrenzen ließen wie in der Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre), wobei sich für beide Gruppen ein bizenrisches Verteilungsmuster mit überwiegend antero- und postero-superiorer Anordnung ergab. Bei allen Capita femora war in einem bandförmigen Areal, das sich von der Fovea capitis zum Rand der Gelenkfläche, zwischen -120 und 180° , nach postero-inferior keilförmig verbreiterte kein Dichtemaximum zu finden (Abbildung 20, 21).

4. Ergebnisse

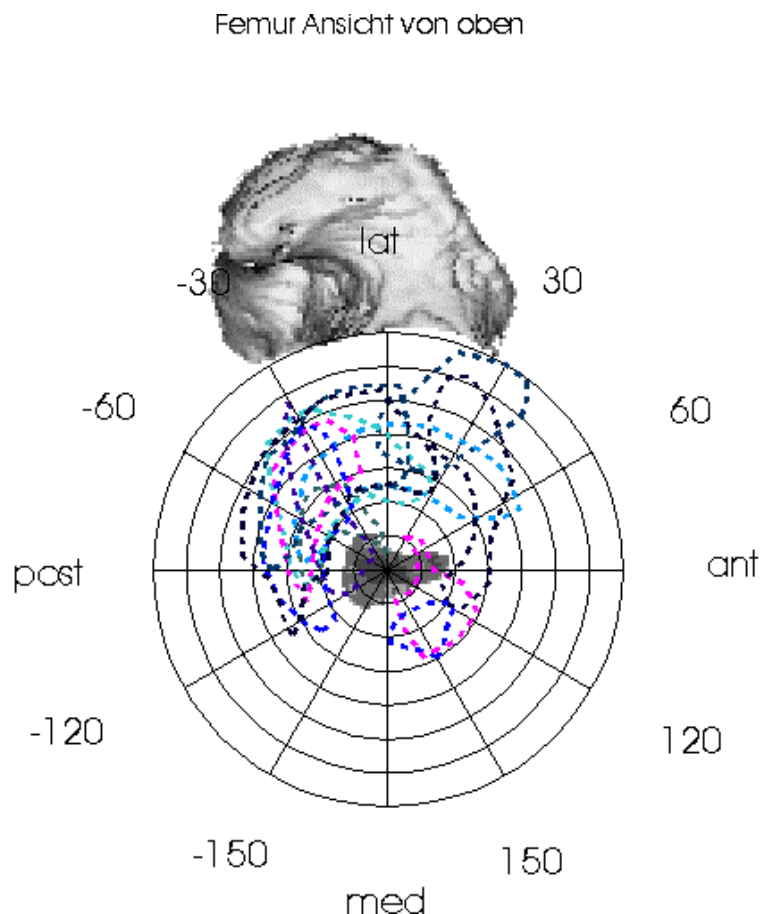


Abbildung 21: Summation der Dichtemaxima gesunder Capita femora der Altersgruppe 2 (über 60 Jahre)

4.1.2.3 Ergebnisse der quantitativen CT-OAM

Die Gesamtmineralisierung der Capita femora war in der Altersgruppe bis 60 Jahre signifikant höher [Mittelwert 516,29 mg Ca/ml (Std. Abweichung 90,91)] als in der Altersgruppe über 60 Jahre [Mittelwert 303,75 mg Ca/ml (Std. Abweichung 56,41)]: $t = 5,523$, Freiheitsgrade 13, $p \leq 0,001$ (Abbildung 22).

Die Mineralisierung der Maxima verhielt sich analog, wobei das Maximum postero-superior in der Altersgruppe bis 60 Jahre [Mittelwert 664,86 mg Ca/ml (Std. Abweichung 127,91)] und in der Altersgruppe über 60 Jahre [Mittelwert 414,38 mg Ca/ml (Std. Abweichung 76,92)] den höchsten Mineralisierungsgrad zeigte (Tabelle A3 im Anhang).

Die Gesamtmineralisierung des Acetabulums [Mittelwert 602,2 mg Ca/ml (Std. Abweichung 168,71)] war jedoch signifikant höher als die des Caput femoris [Mittelwert 402,93 mg Ca/ml (Std. Abweichung 131,07)]: $t = -9,598$, Freiheitsgrade

14, $p \leq 0,001$, wobei das Acetabulum sowohl in der Altersgruppe bis 60 Jahre, als auch in der Altersgruppe über 60 Jahre signifikant höher mineralisiert war.

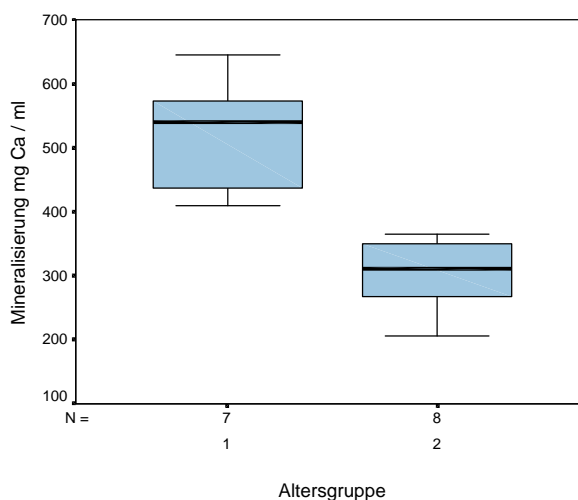


Abbildung 22: Gesamtmineralisierung des Caput femoris in Abhängigkeit vom Alter
Altersgruppe 1 \leq 60 Jahre, Altersgruppe 2 $>$ 60 Jahre

Die Gesamtfläche der Capita femora unterschied sich nicht signifikant zwischen den Altersgruppen [Altersgruppe bis 60 Jahre: Mittelwert 3130,99 mm² (Std. Abweichung 432,86), Altersgruppe über 60 Jahre: Mittelwert 3118,96 mm² (Std. Abweichung 696,96)]: (Abbildung 23).

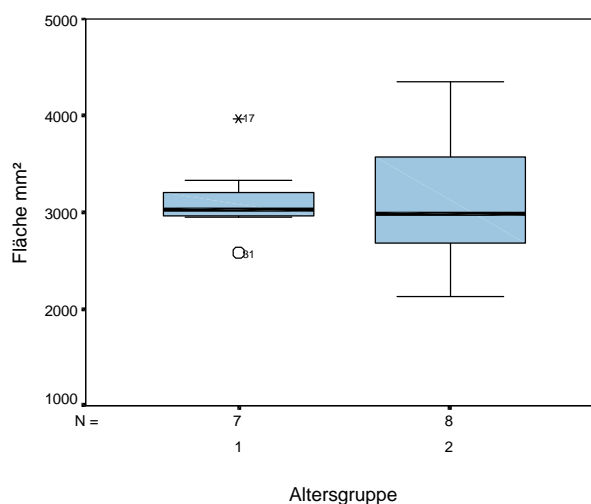


Abbildung 23: Gesamtfläche des Caput femoris in Abhängigkeit vom Alter
Altersgruppe 1 \leq 60 Jahre, Altersgruppe 2 $>$ 60 Jahre

4. Ergebnisse

Die Fläche des Maximums postero-superior war jedoch in der Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre) deutlich größer [Mittelwert 587,55 mm² (Std. Abweichung 107,59)] als in der Altersgruppe 2 (über 60 Jahre) [Mittelwert 445,98 mm² (Std. Abweichung 240,54)] (Tabelle A3 im Anhang).

4.2 Ergebnisse im Patientenkollektiv

4.2.1 Acetabulum

4.2.1.1 Densitogramme

Alle dysplastischen Acetabula wiesen eine deutlich geringere Mineralisierung und wesentlich kleinere Flächen der Dichtemaxima im Dach, im Vorderhorn und im Hinterhorn auf als das Normalkollektiv. Außerdem war das Maximum im Dach bei allen Fällen nicht homogen mineralisiert, sondern stellenweise von Orten sehr niedriger Mineralisierung durchsetzt.

Die Betrachtung der Geometrie der Gelenkflächen und der Verteilung der Maxima innerhalb des Patientenkollektivs ließ eine Unterteilung in 8 schwerere und 8 leichtere Befunde zu:

Die leichteren Fälle zeigten eine Verschiebung des Dichtemaximums im Pfannendach nach antero-superior an den Pfannenrand, der relativ geringfügig entrundet und ausgedünnt war (Abbildung 24).

Die schwereren Fälle fielen durch eine relativ zu flache Pfanne mit teilweise völlig entrundetem und ausgedünnten Pfannenrand auf, wobei das Maximum im Pfannendach bei 4 von 8 Fällen an den antero-superioren, bei 4 Fällen an den postero-superioren Pfannenrand verschoben war (Abbildung 25).

Außerdem zeigte der Limbus vor allem in der Gruppe der schwereren Dysplasien Orte hoher Mineralisierung antero- oder postero-superior, die meist von dem Dichtemaximum im Pfannendach nicht mehr abgrenzbar waren. Sie waren, verglichen mit dem Normalkollektiv, deutlich kleiner und teils nach inferior verschoben.

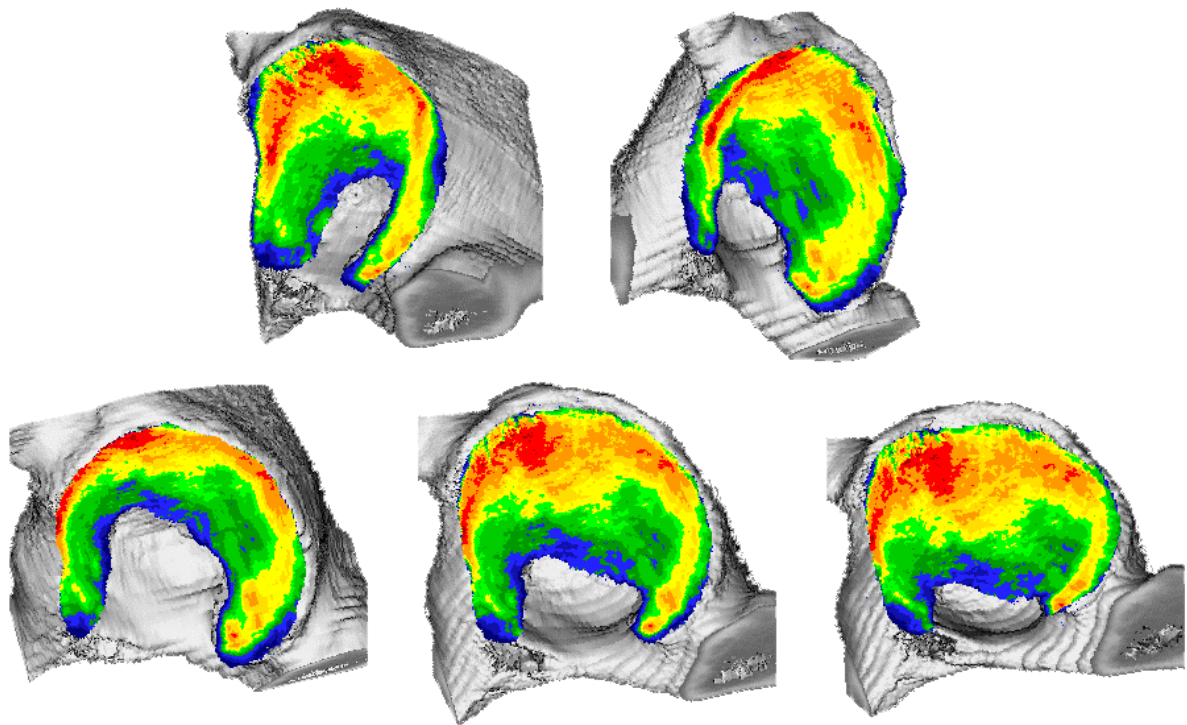


Abbildung 24: Densitogramme: Acetabulum mit leichter Dysplasie eines 47jährigen Mannes; Ansichten von li. n. re.: Vorder- und Hinterhorn, Übersichtsansicht 1 und 2, Maximum im Dach

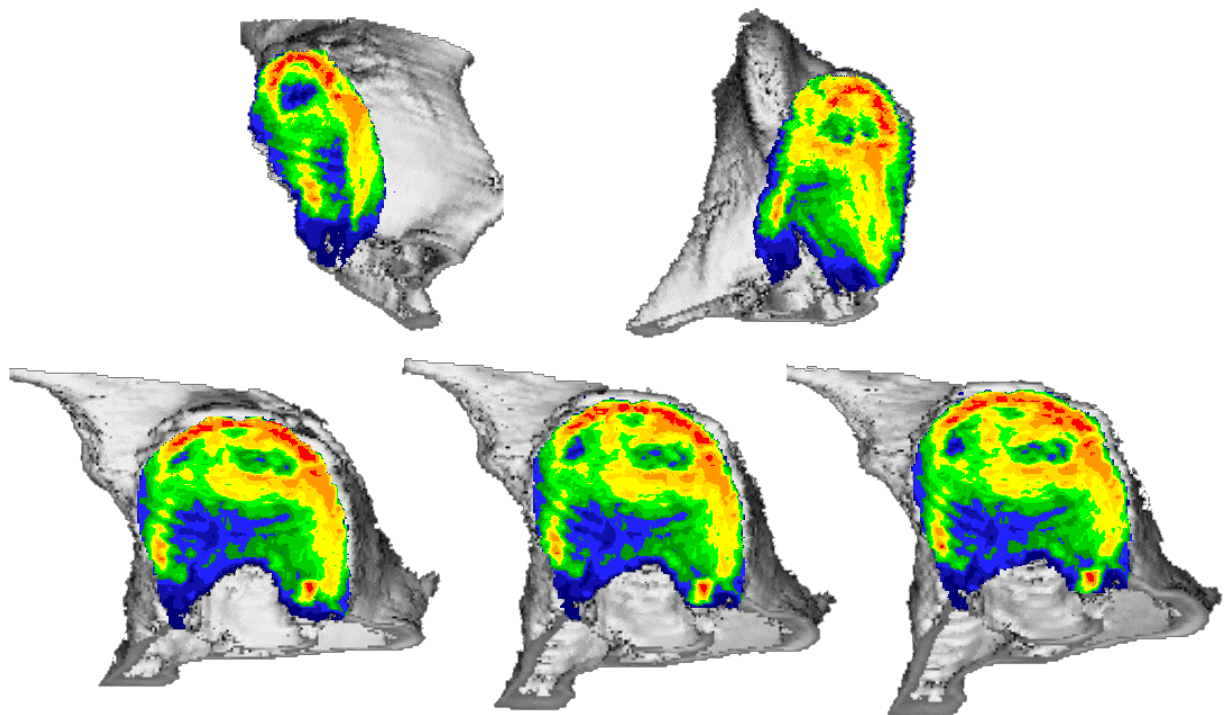


Abbildung 25: Densitogramme: Acetabulum mit schwerer Dysplasie einer 29jährigen Frau; Ansichten von li. n. re.: Vorder- und Hinterhorn, Übersichtsansicht 1 und 2, Maximum im Dach

4. Ergebnisse

4.2.1.2 Rasterauswertung

Die Summationsbilder verdeutlichten, daß in der Gruppe der leichteren Dysplasien das Dichtemaximum im Pfannendach nicht mehr so regelmäßig geformt und nach antero-superior (0 bis 30°) verschoben war. Außerdem zeigte sich in dieser Gruppe eine deutliche Verkleinerung des Maximums im Vorderhorn (Abbildung 26).

Die Analyse des Limbus acetabuli ergab, daß in der Gruppe der leichteren Dysplasien bei 6 von 15 dysplastischen Gelenkflächen das Maximum anterior zwischen 60 und 120° auftrat. Bei 3 Fällen war dieses Maximum verkleinert (90 bis 120°), bei 2 Fällen vergrößert (30 bis 120°), in einem Fall nach superior verschoben (30 bis 90°) und in einem Fall fehlend. Die Lokalisation und Ausdehnung des Maximums posterior fand sich in dieser Gruppe in 9 von 15 Fällen zwischen -30 und -90°. 2 Fälle zeigten ein vergrößertes Maximum posterior (-30 bis -120°) und 2 Fälle waren hier durch ein vergrößertes und nach inferior verschobenes (-60 bis -150°) Maximum charakterisiert. In 2 Fällen war der Limbus nahezu durchgehend mineralisiert.

Betrachtete man die Summationsbilder der Dichtemaxima aus der Gruppe der schwereren Dysplasien, so fiel auf, daß die Maxima im Pfannendach deutlich verschmälert, am Pfannenrand konzentriert und nur schwer vom Limbus acetabuli abgrenzbar waren. Teils waren die Maxima im Dach nach antero-superior (0 bis 60°), teils nach postero-superior (0 bis -30°) verschoben. In dieser Gruppe war sowohl das Maximum im Vorderhorn, als auch das Maximum im Hinterhorn deutlich verkleinert (Abbildung 27).

Die Auswertung des Limbus acetabuli ergab in der Gruppe der schwereren Dysplasien im anterioren Bereich in 2 Fällen ein Dichtemaximum von 60 bis 120°. Bei 11 Acetabula war das Maximum anterior verkleinert (90 bis 120°), bei 2 vergrößert (30 bis 120°). Die Lage und Größe des Maximums posterior zeigte sich nur in einem Fall bei -30 bis -90°, in 8 Fällen war es verkleinert (6 Patienten: -60 bis -90° und 2 Patienten: -30 bis -60°) und in 4 Fällen verkleinert und nach inferior verschoben (-90 bis -120°).

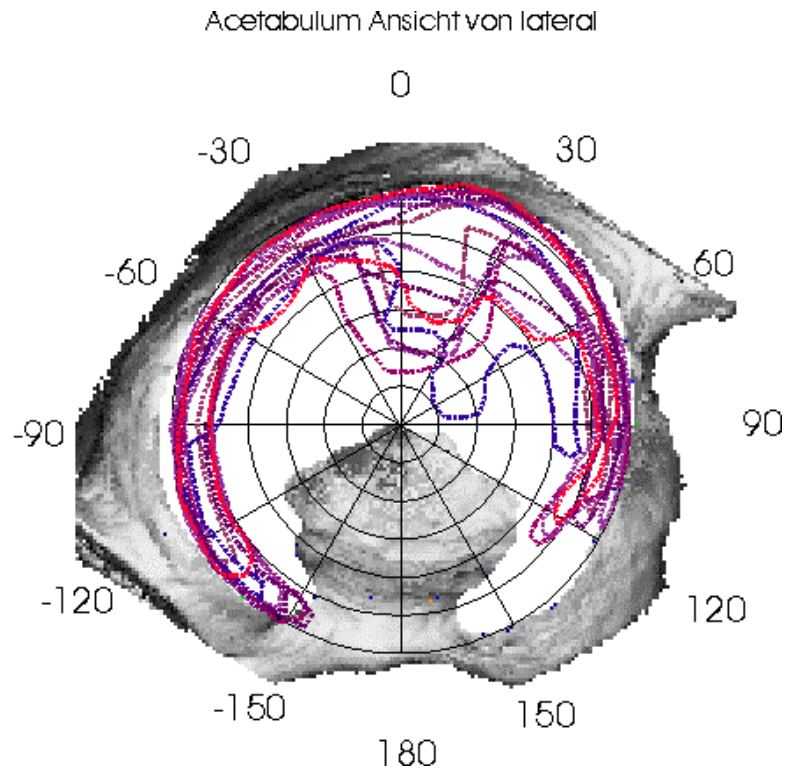


Abbildung 26: Summation der Dichtemaxima dysplastischer Acetabula (leichtere Ausprägung); linker Halbkreis: posterior, rechter Halbkreis: anterior

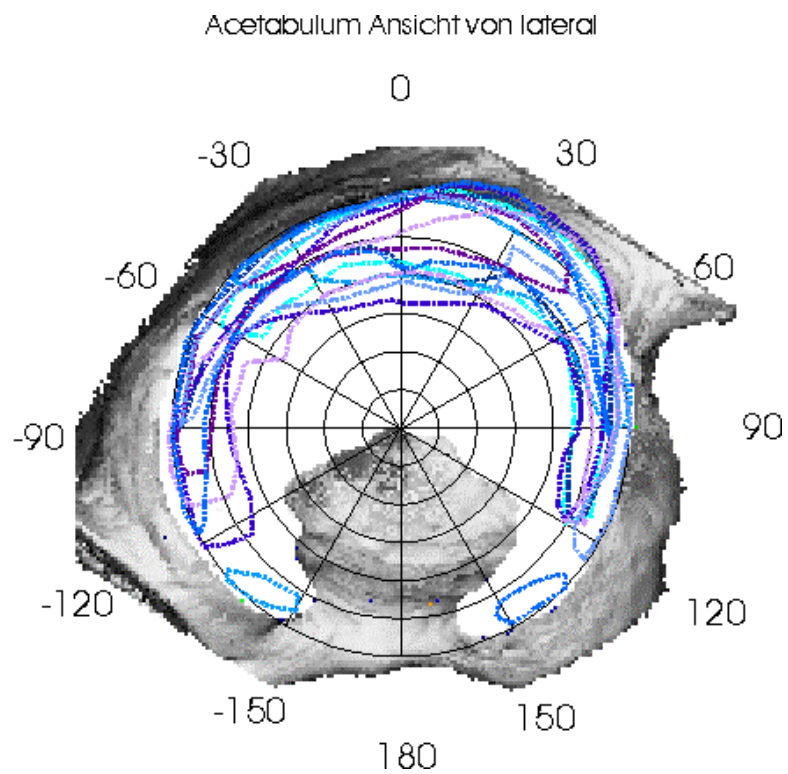


Abbildung 27: Summation der Dichtemaxima dysplastischer Acetabula (schwerere Ausprägung); linker Halbkreis: posterior, rechter Halbkreis: anterior

4. Ergebnisse

4.2.1.3 Ergebnisse der quantitativen CT-OAM

Die Gesamtmineralisierung der dysplastischen Acetabula ergab einen signifikant kleineren Wert [Mittelwert 658,14 mg Ca/ml (Std. Abweichung 87,85)] als die Gesamtmineralisierung des Normalkollektivs der Altersgruppe bis 60 Jahre [Mittelwert 732,43 mg Ca/ml (Std. Abweichung 115,20)]: $t = 1,882$, Freiheitsgrade 33, $p \leq 0,035$ (Abbildung 28).

Auch die Mineralisierung der Maxima war im Vergleich mit dem Normalkollektiv bis 60 Jahre deutlich geringer, die Unterschiede waren jedoch nur für das Hinterhorn signifikant: $t = 2,17$, Freiheitsgrade 29, $p \leq 0,019$ (Tabelle A1 und A4 im Anhang).

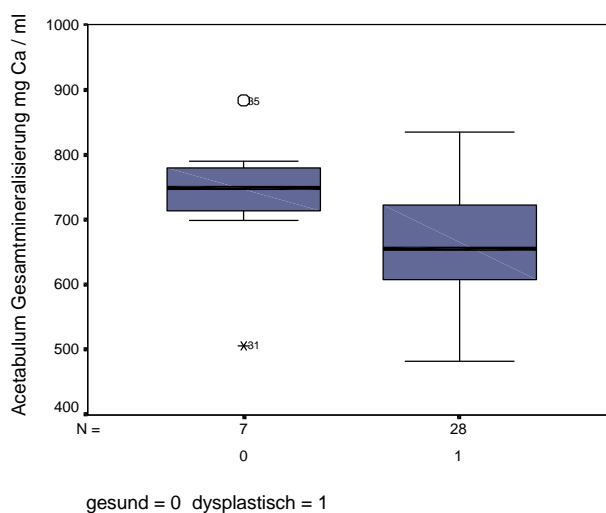


Abbildung 28: Vergleich der Gesamtmineralisierung dysplastischer Acetabula (rechter Boxplot) mit dem Normalkollektiv der Altersgruppe bis 60 Jahre (linker Boxplot)

Die Gesamtflächen der beiden Gruppen unterschieden sich nicht signifikant [Patientenkollektiv: Mittelwert 2059,85 mm² (Std. Abweichung 391,95), Normalkollektiv bis 60 Jahre: Mittelwert 2055,61 mm² (Std. Abweichung 299,36)] (Abbildung 29).

Die Flächen der Maxima waren jedoch im Patientenkollektiv deutlich kleiner als in der Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre) des Normalkollektivs: Hier war der Mittelwert für das Maximum im Dach [642,27 mm² (Std. Abweichung 199,98)] deutlich kleiner als im Normalkollektiv in der Altersgruppe bis 60 Jahre [774,98 mm² (Std. Abweichung 167,49)] (Abbildung 30).

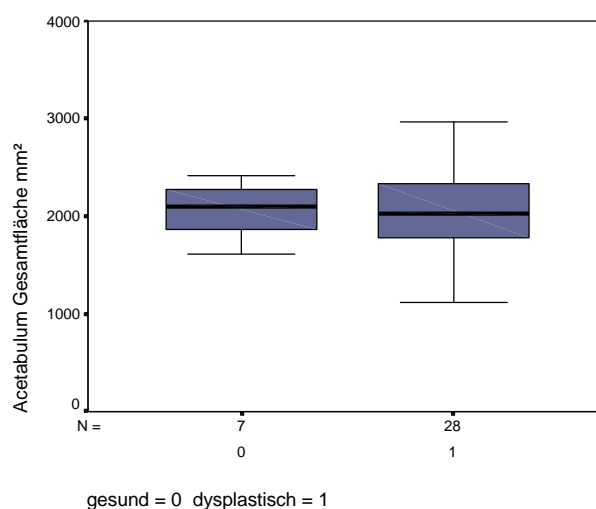


Abbildung 29: Vergleich der Gesamtfläche dysplastischer Acetabula (rechter Boxplot) mit dem Normalkollektiv der Altersgruppe bis 60 Jahre (linker Boxplot)

Das Maximum im Vorderhorn war im Patientenkollektiv signifikant kleiner [Mittelwert 121,55 mm² (Std. Abweichung 54,39)] als im Normalkollektiv in der Altersgruppe bis 60 Jahre [Mittelwert 286,35 mm² (Std. Abweichung 22,48)]: $t = 12,22$, Freiheitsgrade 25, $p \leq 0,001$. Analog verhielten sich die Werte im Hinterhorn [Patientenkollektiv: Mittelwert 233,84 mm² (Std. Abweichung 78,25), Normalkollektiv bis 60 Jahre: Mittelwert 448,95 mm² (Std. Abweichung 99,87)]: $t = 6,019$, Freiheitsgrade 29, $p \leq 0,001$ (Tabelle A2 und A5 im Anhang).

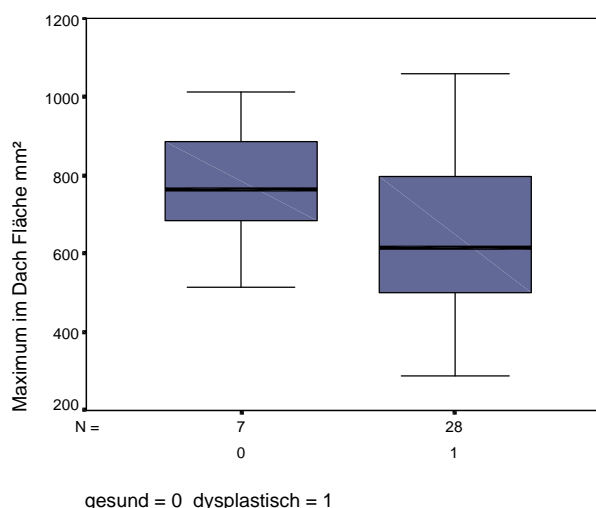


Abbildung 30: Vergleich der Fläche des Maximums im Dach dysplastischer Acetabula (rechter Boxplot) mit dem Normalkollektiv der Altersgruppe bis 60 Jahre (linker Boxplot)

4.2.2 Caput femoris

4. Ergebnisse

4.2.2.1 Densitogramme

Die gesamte Gelenkfläche und die Maxima der Femurköpfe aus dem Patientenkollektiv waren im Vergleich zum Normalkollektiv deutlich niedriger mineralisiert und die Flächen der Maxima waren kleiner und nach superior oder inferior verschoben. In der Gruppe der leichteren Dysplasien zeigte sich ein Maximum, das konzentrisch um die Fovea capitis angeordnet war und in den Bereich oberhalb der Fovea reichte (Abbildung 31).

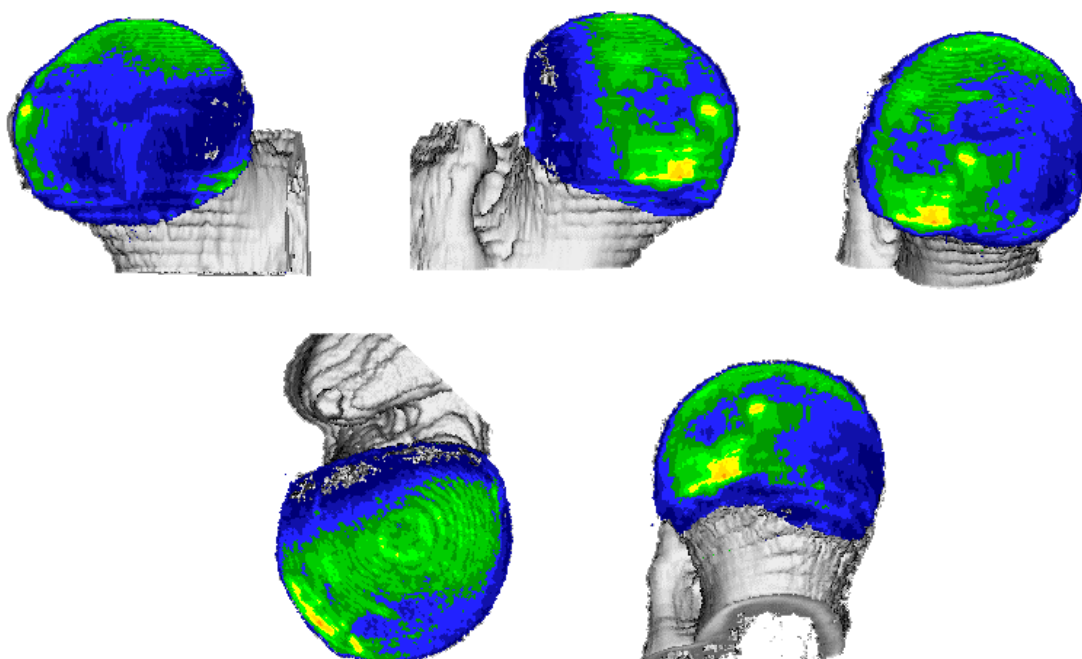


Abbildung 31: Densitogramme: Caput femoris mit leichter Dysplasie eines 47jährigen Mannes; Ansichten von links nach rechts: anterior, posterior, medial, superior, inferior

Die Geometrie des Femurkopfes war bei den 8 schweren Dysplasien entrundet und die Dichtemaxima waren noch stärker nach superior und inferior der Fovea capitis verschoben (Abbildung 32).

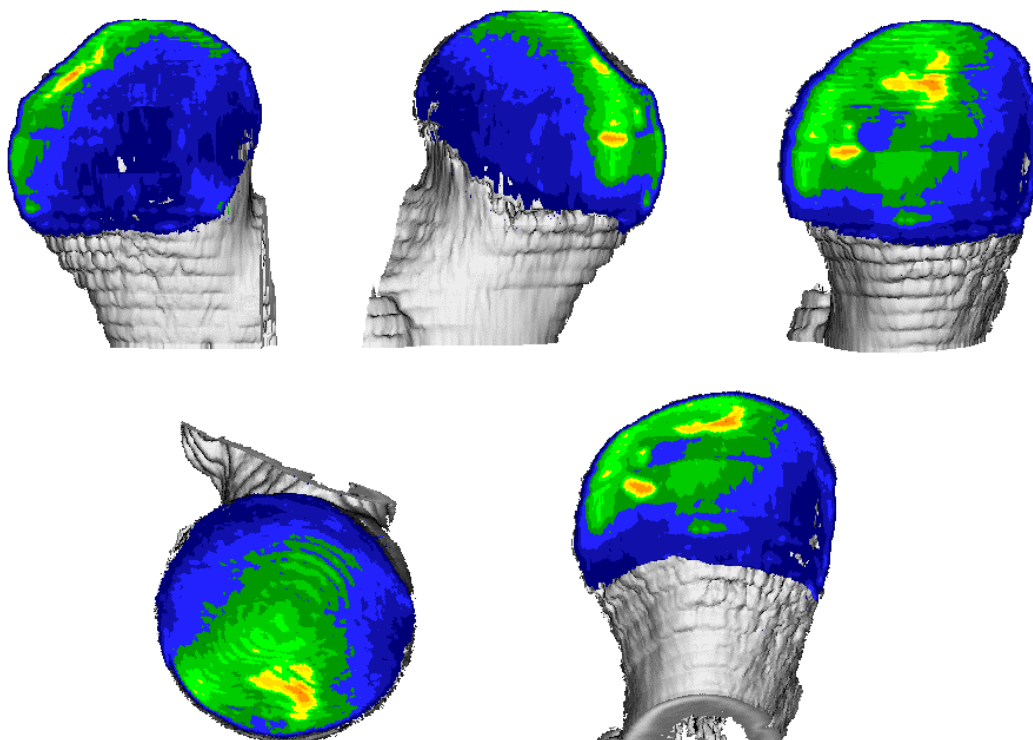


Abbildung 32: Densitogramme: Caput femoris mit schwerer Dysplasie einer 22jährigen Frau; Ansichten von links nach rechts: anterior, posterior, medial, superior, inferior

4.2.2.2 Rasterauswertung

Die Summationsbilder verdeutlichten, daß in beiden Patientengruppen kein bizenrisches Verteilungsmuster, sondern ein monozentrisches Verteilungsmuster der Dichtemaxima vorherrschte.

In der Gruppe der leichteren Dysplasien war die Verteilung der Maxima um die Fovea capitis relativ unregelmäßig und kleinflächiger als im Normalkollektiv. Die Orte höchster Dichte waren konzentrisch um die Fovea angeordnet und deren Ausdehnung war im oberen Quadranten bei 30 bis -30° am größten (Abbildung 33).

Die Befunde der schwereren Dysplasien waren durch eine stärkere Verschiebung der Dichtemaxima nach oberhalb und unterhalb der Fovea capitis charakterisiert mit deutlich größerer Ausdehnung der Maxima superior (Abbildung 34).

4. Ergebnisse

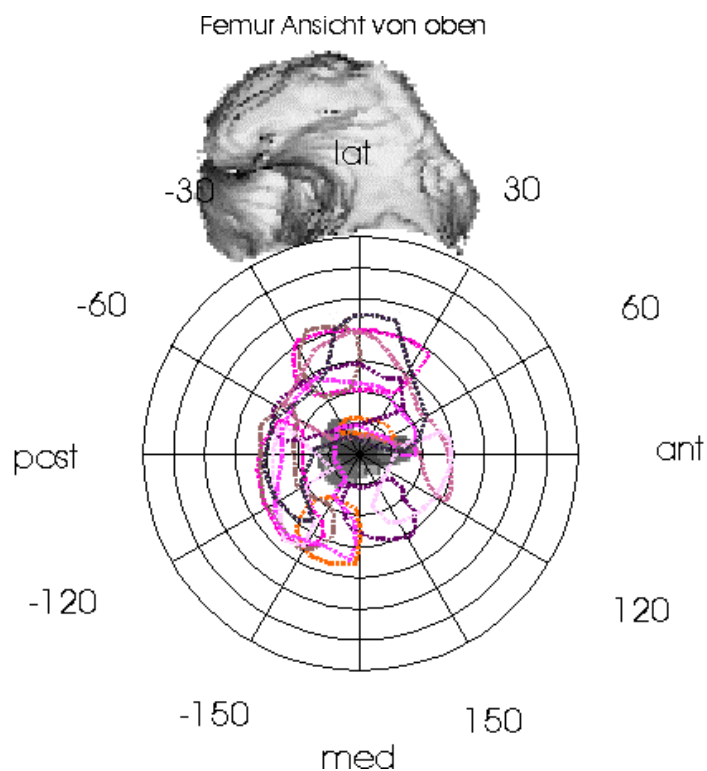


Abbildung 33: Summation der Dichtemaxima dysplastischer Capita femora (leichtere Ausprägung)

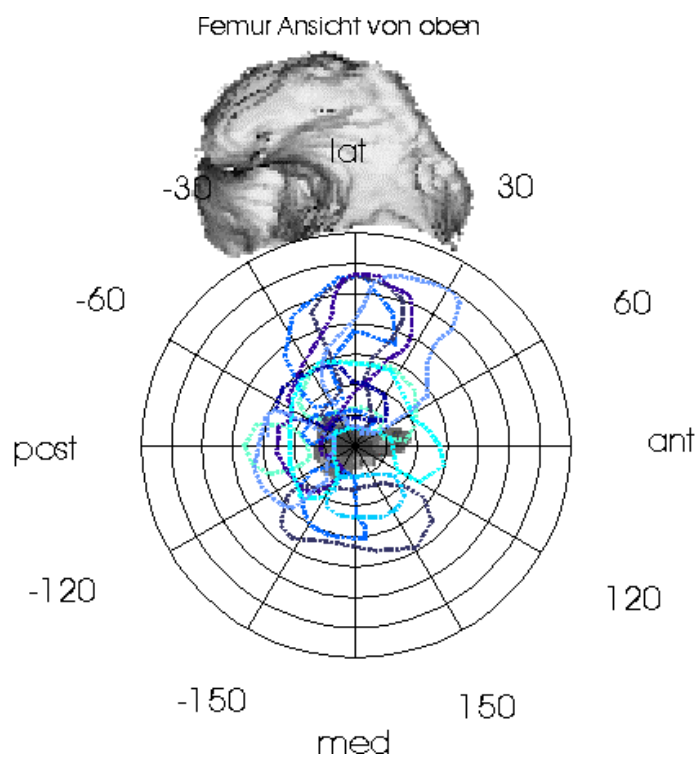


Abbildung 34: Summation der Dichtemaxima dysplastischer Capita femora (schwerere Ausprägung)

4.2.2.3 Ergebnisse der quantitativen CT-OAM

Die Gesamtmineralisierung der Capita femora war im Patientenkollektiv signifikant niedriger [Mittelwert 401,64 mg Ca/ml (Std. Abweichung 66,06)] als im Normalkollektiv in der Altersgruppe bis 60 Jahre [Mittelwert 516,29 mg Ca/ml (Std. Abweichung 90,91)]: $t = 3,809$, Freiheitsgrade 33, $p \leq 0,001$ (Abbildung 35).

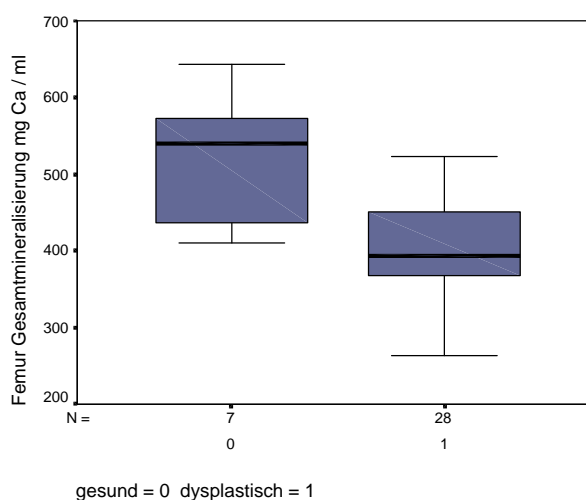


Abbildung 35: Vergleich der Gesamtmineralisierung der dysplastischen Capita femora (rechter Boxplot) mit dem Normalkollektiv der Altersgruppe bis 60 Jahre (linker Boxplot)

Analog war auch die Mineralisierung der Maxima antero- und postero-superior deutlich geringer, jedoch waren die Unterschiede gegenüber dem Normalkollektiv nur für das Maximum postero-superior signifikant [Patientenkollektiv: Mittelwert 579,36 mg Ca/ml (Std. Abweichung 108,42), Normalkollektiv bis 60 Jahre: Mittelwert 664,86 mg Ca/ml (Std. Abweichung 127,91)]: $t = 1,803$, Freiheitsgrade 33, $p \leq 0,04$ (Tabellen A3 und A6 im Anhang).

Die Gesamtfläche der Capita femora war im Patientenkollektiv signifikant niedriger [Mittelwert 2692,15 mm² (Std. Abweichung 548,42)] als im Normalkollektiv bis 60 Jahre [Mittelwert 3130,99 mm² (Std. Abweichung 432,86)]: $t = 1,962$, Freiheitsgrade 33, $p \leq 0,029$ (Abbildung 36).

Auch die Flächen der Maxima waren im Patientenkollektiv signifikant kleiner: Für das Maximum antero-superior berechnete sich im Patientenkollektiv ein Mittelwert von 195,8 mm² (Std. Abweichung 67,7) im Vergleich zum Normalkollektiv bis 60 Jahre mit einem Mittelwert von 353,11 mm² (Std. Abweichung 100,99): $t = 4,973$, Freiheitsgrade 33, $p \leq 0,001$. Für das Maximum postero-superior ergab sich im

4. Ergebnisse

Patientenkollektiv ein Mittelwert von 281,58 mm² (Std. Abweichung 87,53) im Vergleich zum Normalkollektiv bis 60 Jahre mit einem Mittelwert von 587,55 mm² (Std. Abweichung 107,59): $t = 7,913$, Freiheitsgrade 33, $p \leq 0,001$ (Tabelle A3 und A6 im Anhang).

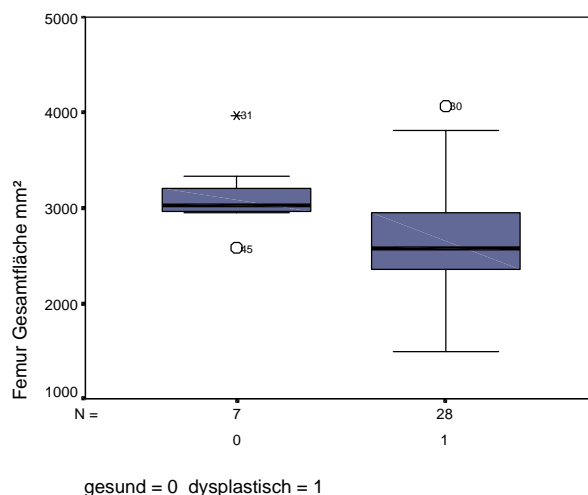


Abbildung 36: Vergleich der Gesamtfläche der dysplastischen Capita femora (rechter Boxplot) mit dem Normalkollektiv der Altersgruppe bis 60 Jahre (linker Boxplot)

4.3 Ergebnisse des prä- und postoperativen Vergleichs

4.3.1 Acetabulum

4.3.1.1 Densitogramme

Der Vergleich der Densitogramme ergab postoperativ eine deutlich niedrigere Mineralisierung sowohl der gesamten Gelenkfläche, als auch der Maxima und des Limbus acetabuli (Abbildung 37, 38, 39, 40), wobei die Mineralisierung vor allem am oberen Pfannenrand vermindert war. Die inhomogene Dichteverteilung innerhalb der Dichtemaxima und vor allem im Maximum des Pfannendaches blieb auch postoperativ bestehen.

Die Fläche der Maxima im Dach und im Hinterhorn war postoperativ vergrößert, im Vorderhorn dagegen verkleinert. Die Lage der Dichtemaxima hatte sich im Vergleich zu den präoperativen Befunden kaum verändert.

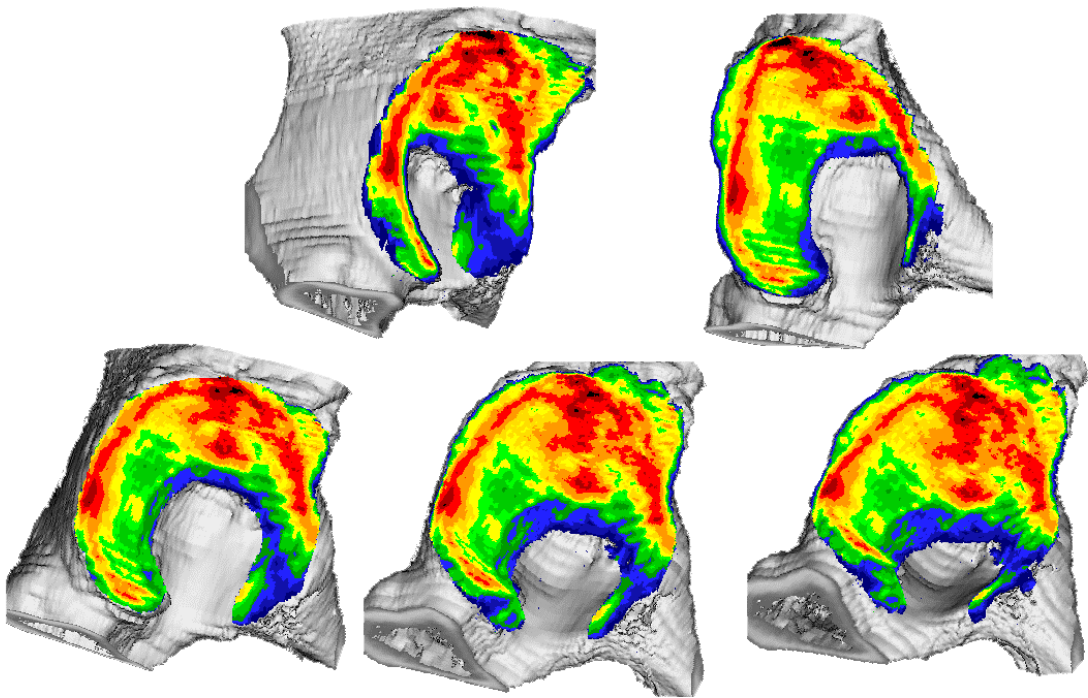


Abbildung 37: Densitogramme: Acetabulum mit leichter Dysplasie (37jährige Frau), **präoperativ**, Ansichten v. li. n. re.: Vorder- und Hinterhorn, Übersichtsansicht 1 und 2, Maximum im Dach

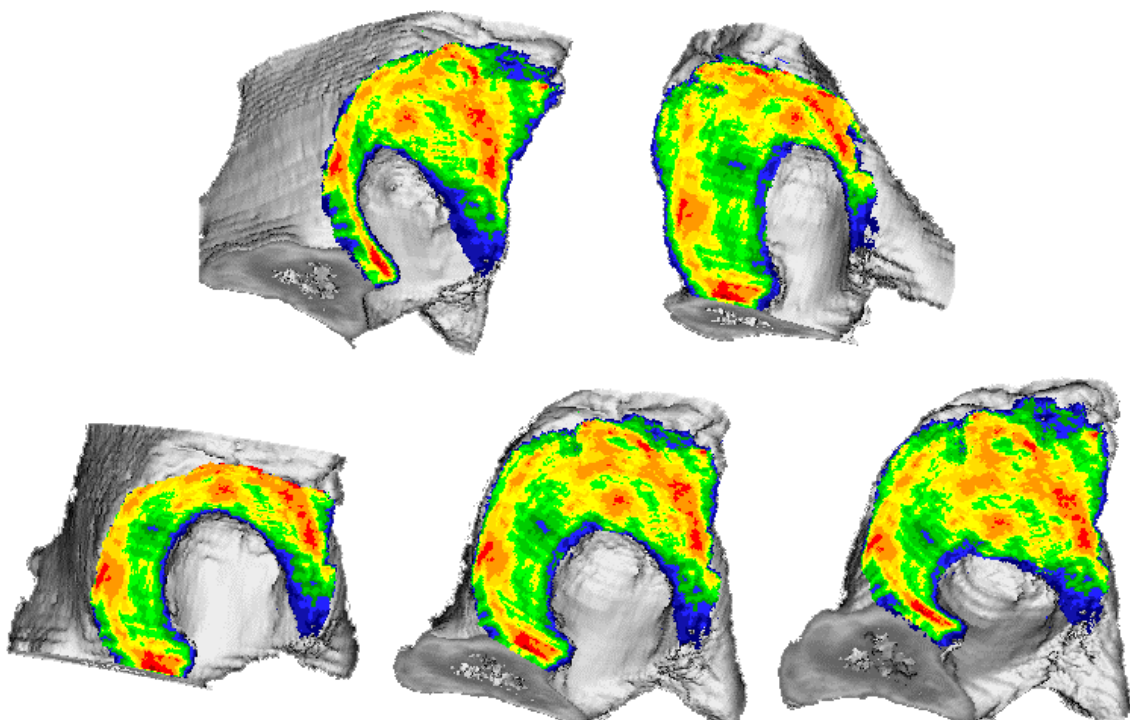


Abbildung 38: Densitogramme: Acetabulum derselben Patientin wie in Abbildung 37, **postoperativ**

4. Ergebnisse

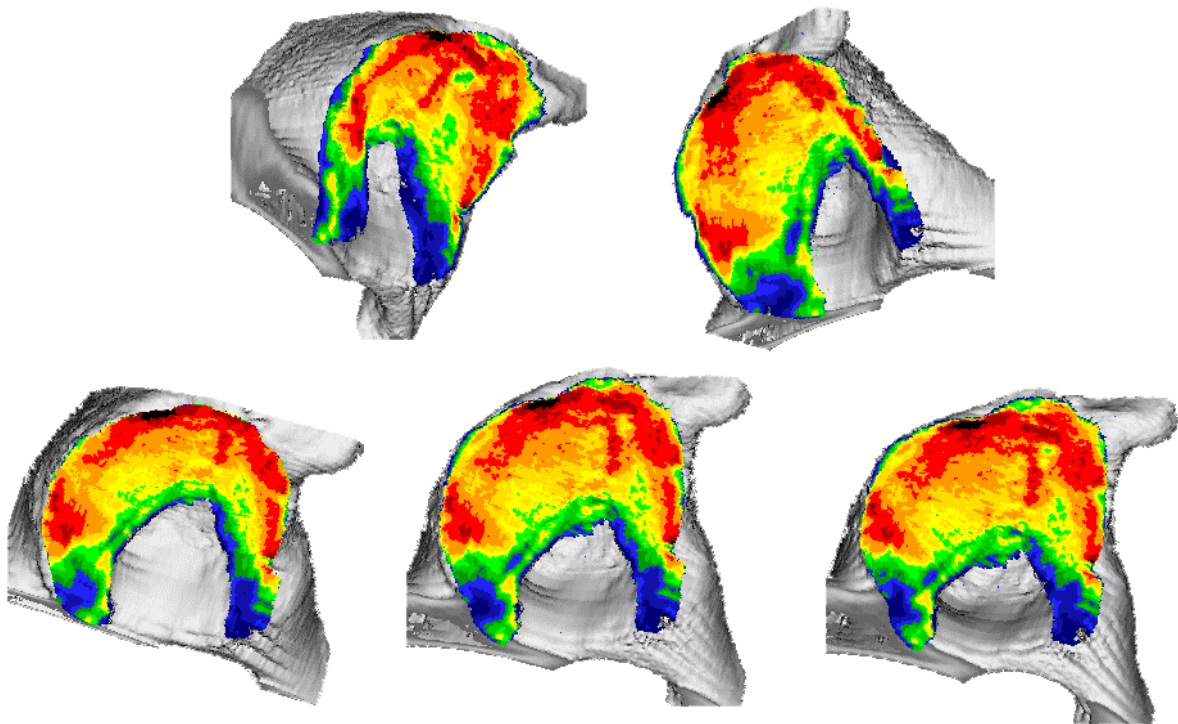


Abbildung 39: Densitogramme: Acetabulum mit schwerer Dysplasie (30jährige Frau), **präoperativ**, Ansichten v. li. n. re.: Vorder- und Hinterhorn, Übersichtsansicht 1 und 2, Maximum im Dach

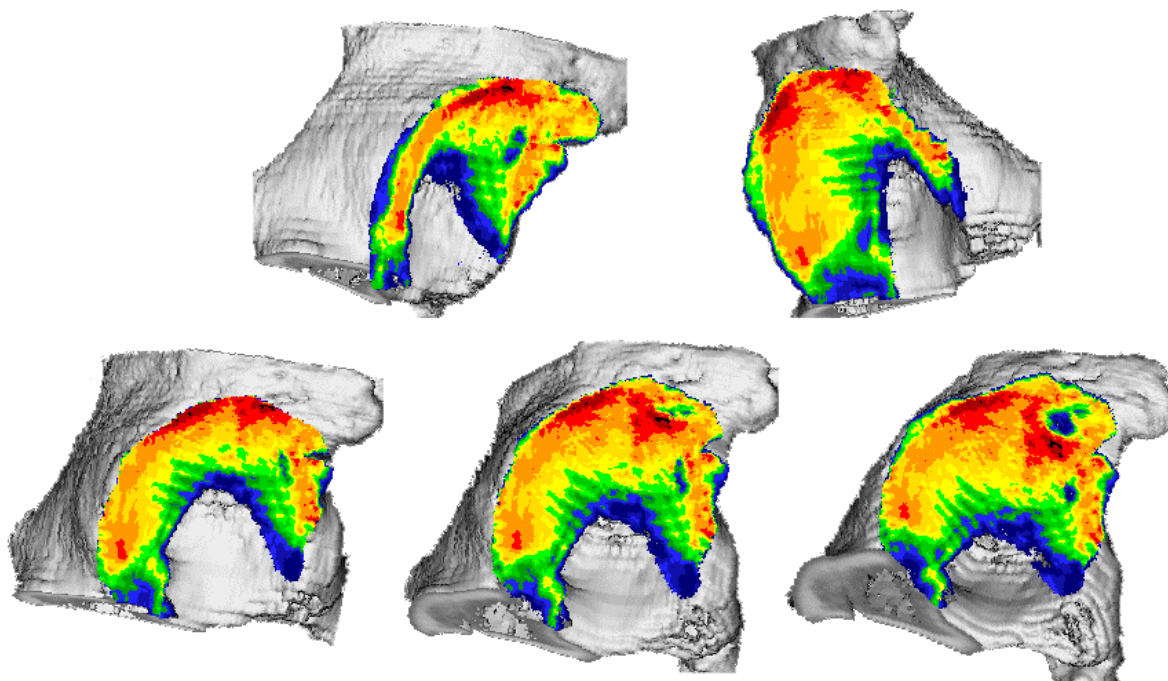


Abbildung 40: Densitogramme: Acetabulum derselben Patientin wie in Abbildung 39, **postoperativ**

4.3.1.2 Ergebnisse der quantitativen CT-OAM

Die Gesamtmineralisierung der Acetabula war postoperativ signifikant geringer als präoperativ [Mittelwert präoperativ 698,0 mg Ca/ml (Std. Abweichung 61,69), postoperativ 651,2 mg Ca/ml (Std. Abweichung 70,55)]: $Z = -2,023$, Asymp. Sig. = 0,02 (Abbildung 41).

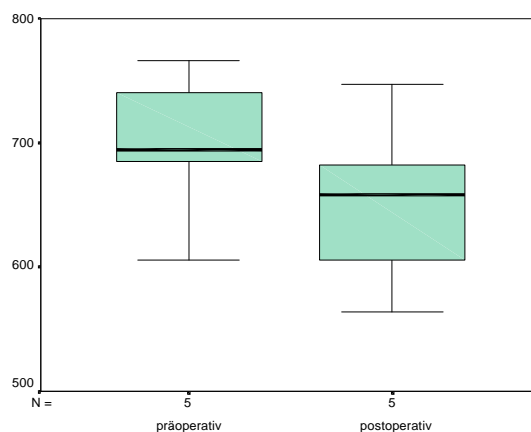


Abbildung 41: Vergleich der Gesamtmineralisierung in mg Ca/ml dysplastischer Acetabula; präoperativ (linker Boxplot), postoperativ (rechter Boxplot)

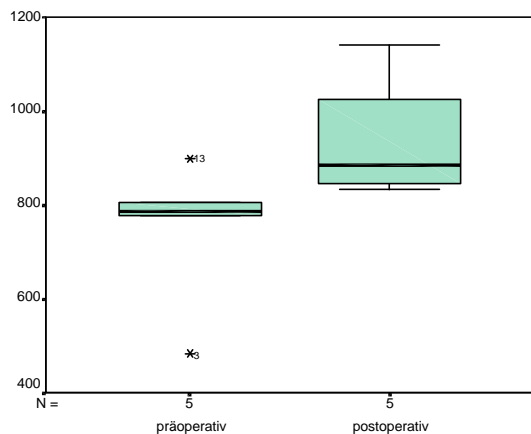
Auch die Mineralisierung der Maxima war postoperativ niedriger, wobei die Unterschiede nur für das Maximum im Dach signifikant waren [Mittelwert präoperativ 878,80 mg Ca/ml (Std. Abweichung 40,17), postoperativ 755,20 mg Ca/ml (Std. Abweichung 71,65)]: $Z = -2,023$, Asymp. Sig. = 0,02.

Die Gesamtfläche war postoperativ signifikant kleiner [Mittelwert präoperativ 2202,5 mm² (Std. Abweichung 219,42), postoperativ 2054,58 mm² (Std. Abweichung 108,62)]: $Z = -2,023$, Asymp. Sig. = 0,02.

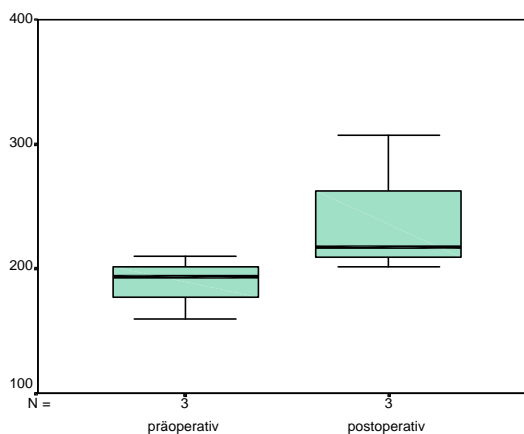
Die Flächen der Maxima veränderten sich postoperativ unterschiedlich (Abbildung 42): Das Maximum im Dach war postoperativ signifikant größer [Mittelwert präoperativ 750,15 mm² (Std. Abweichung 157,28), postoperativ 946,28 mm² (Std. Abweichung 134,07)]: $Z = -2,023$, Asymp. Sig. = 0,02 (Abbildung 42a). Das Maximum im Hinterhorn war postoperativ deutlich vergrößert [Mittelwert präoperativ 188,11 mm² (Std. Abweichung 25,56), postoperativ 241,93 mm² (Std. Abweichung 57,23)] (Abbildung 42b).

4. Ergebnisse

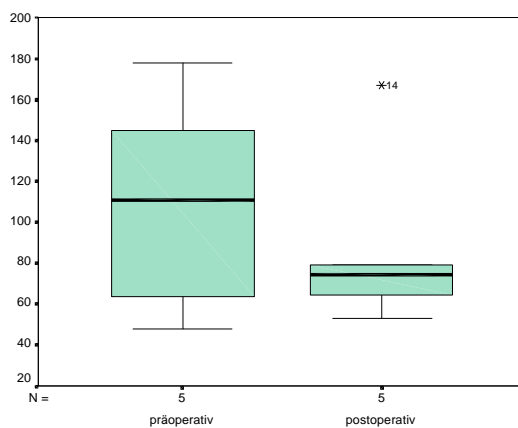
Deutlich kleiner war die Fläche des Maximums im Vorderhorn [Mittelwert präoperativ 108,99 mm² (Std. Abweichung 54,19), postoperativ 87,55 mm² (Std. Abweichung 45,58)] (Abbildung 42c) (Tabelle A7 und A8 im Anhang).



a) Maximum im Dach mm²



b) Maximum im Hinterhorn mm²



c) Maximum im Vorderhorn mm²

Abbildung 42a-c: Flächen der Maxima dysplastischer Acetabula in mm²; präoperativ (jeweils linker Boxplot), postoperativ (jeweils rechter Boxplot):

a) Vergrößerung der Fläche des Maximums im Dach, b) Vergrößerung der Fläche des Maximums im Hinterhorn, c) Verkleinerung der Fläche des Maximums im Vorderhorn

4.3.2 Caput femoris

4.3.2.1 Densitogramme

Im Caput femoris war postoperativ die Gesamtmineralisierung und die Mineralisierung der Maxima deutlich reduziert, vor allem postero-superior. Die Flächen der Maxima verkleinerten sich, ihre Lage jedoch veränderte sich postoperativ kaum (Abbildung 43, 44, 45, 46).

4.3.2.2 Ergebnisse der quantitativen CT-OAM

Die Gesamtmineralisierung des Caput femoris verringerte sich postoperativ signifikant [Mittelwert präoperativ 424,6 mg Ca/ml (Std. Abweichung 67,04), postoperativ 388,2 mg Ca/ml (Std. Abweichung 45,21)]: $Z = -1,753$, Asymp. Sig. = 0,04.

Auch die Mineralisierung der Dichtemaxima antero- und postero-superior war postoperativ verringert, jedoch nicht signifikant.

Die Gesamtfläche war postoperativ geringfügig vergrößert [Mittelwert präoperativ 2514,99 mm² (Std. Abweichung 310,28), postoperativ 2649,04 mm² (Std. Abweichung 415,39)].

Die Fläche des Maximums antero-superior war postoperativ deutlich kleiner [Mittelwert präoperativ 186,29 mm² (Std. Abweichung 70,69), postoperativ 120,49 mm² (Std. Abweichung 74,96)], und signifikant kleiner war die Fläche des Maximums postero-superior [Mittelwert präoperativ 328,93 mm² (Std. Abweichung 77,11), postoperativ 190,14 mm² (Std. Abweichung 111,17)]: $Z = -1,753$, Asymp. Sig. = 0,04 (Tabelle A9 und A10 im Anhang).

4. Ergebnisse

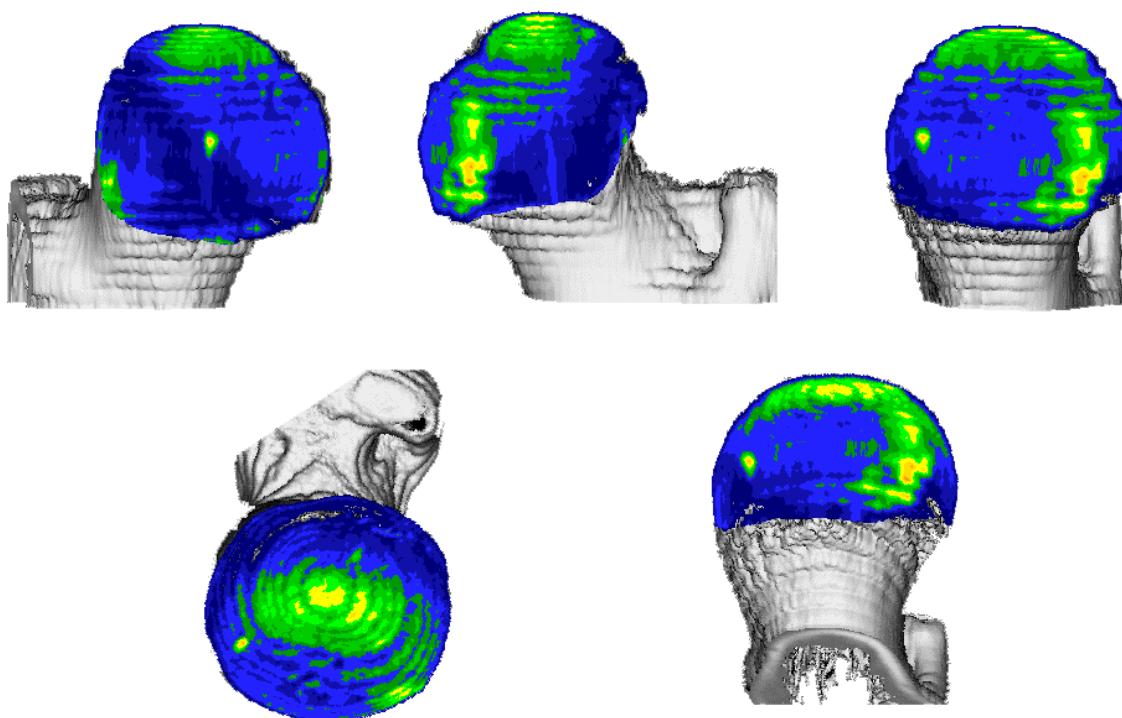


Abbildung 43: Densitogramme: Caput femoris mit leichter Dysplasie (37jährige Frau), **präoperativ**, Ansichten von links nach rechts: anterior, posterior, medial, superior, inferior

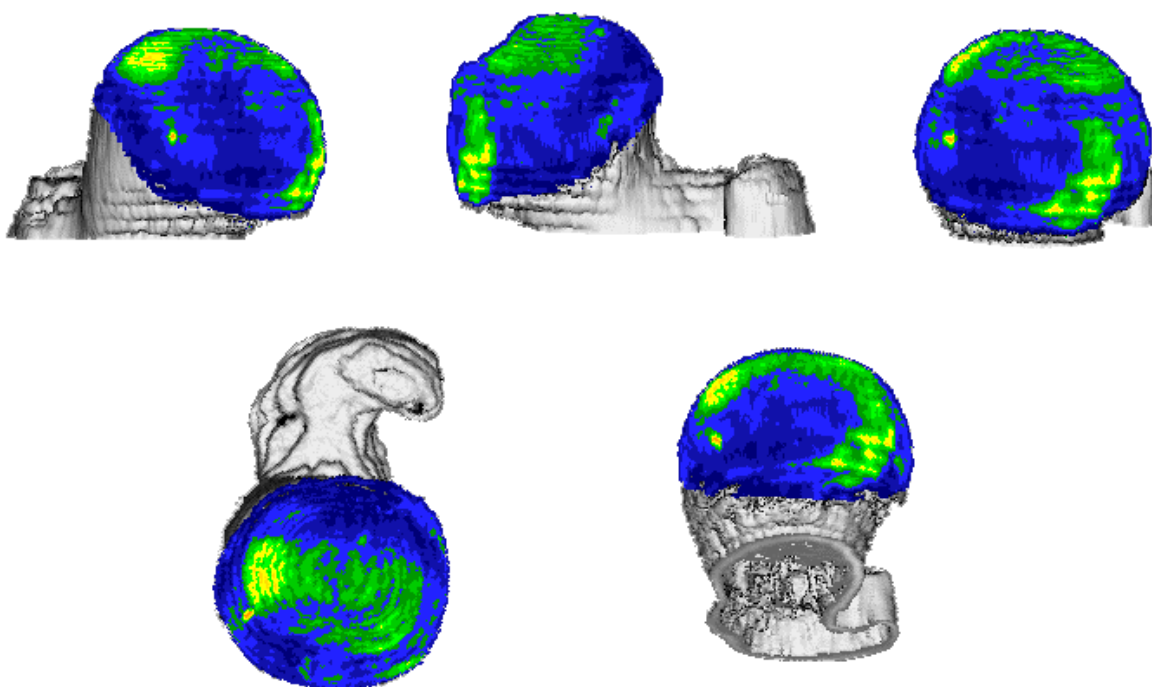


Abbildung 44: Densitogramme: Caput femoris der selben Patientin wie in Abbildung 43, **postoperativ**

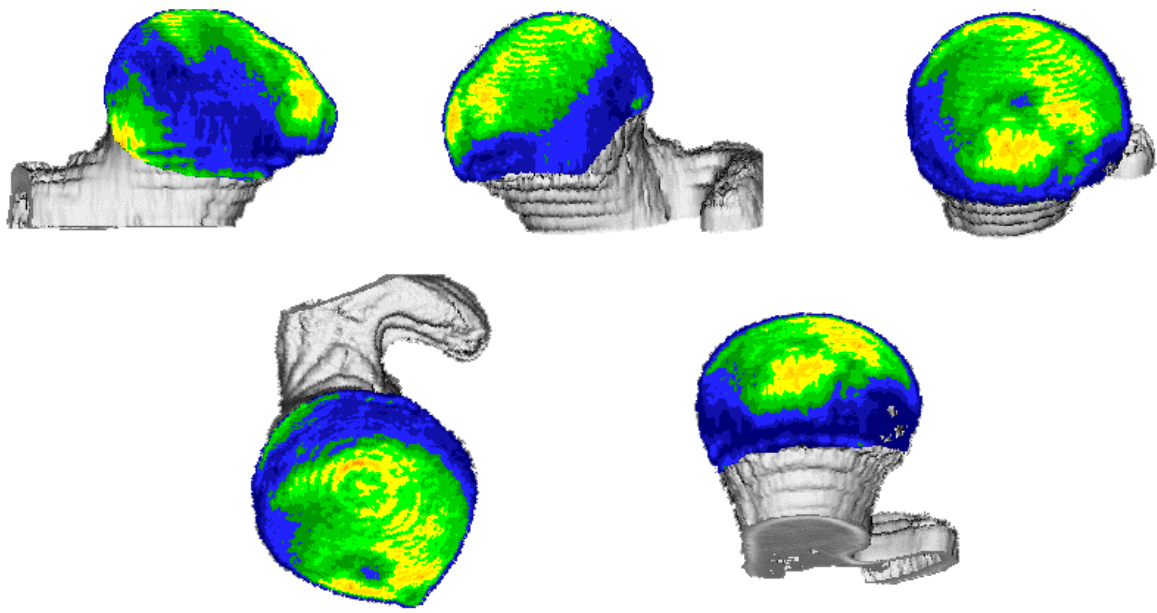


Abbildung 45: Densitogramme: Caput femoris mit schwerer Dysplasie (30jährige Frau), *präoperativ*; Ansichten von links nach rechts: anterior, posterior, medial, superior, inferior

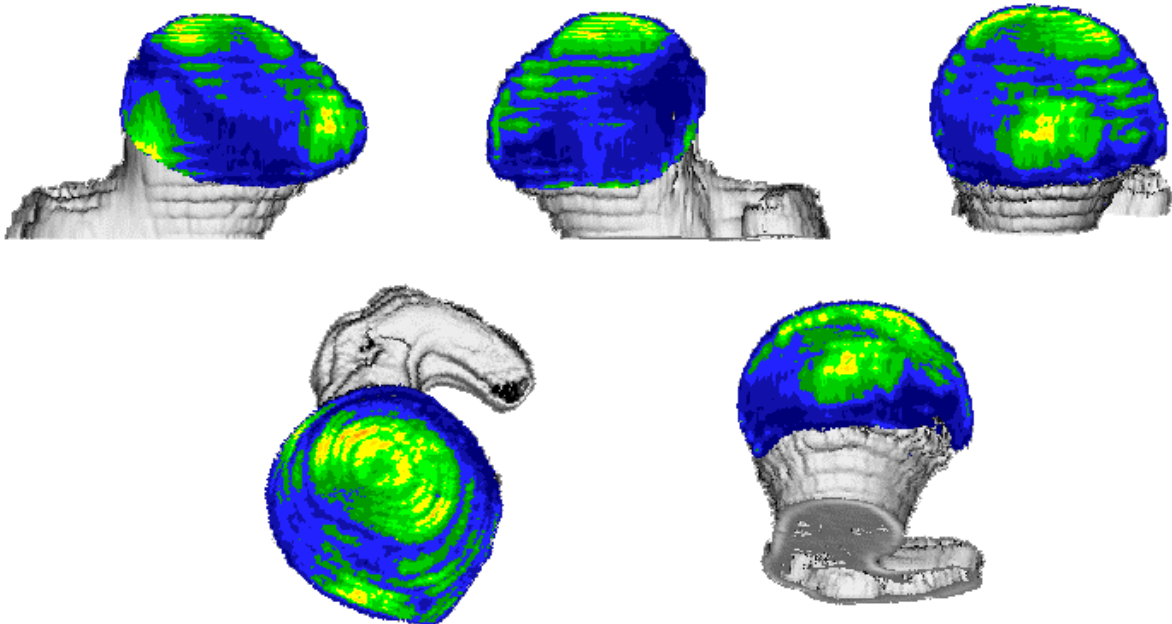


Abbildung 46: Densitogramme: Caput femoris der selben Patienten wie in Abbildung 45, *postoperativ*

5. Diskussion

5.1 Diskussion des Materials

Der wesentliche Unterschied zwischen den beiden Kollektiven bestand darin, daß die Daten des Normalkollektivs von fixierten Präparaten stammten, die Daten des Patientenkollektivs dagegen in vivo erhoben wurden.

Wir fixierten die Präparate in einer 3%igen Formalinlösung. Die CT-Datensätze wurden frühestens 8 Tage nach der Fixation angefertigt, da Vergleiche mit unfixierten Präparaten gezeigt haben, daß die CT-Dichte fixierter Präparate nach 8 Tagen 5 bis 15 HU niedriger sein kann als die unfixierter Präparate, dann jedoch über einen längeren Zeitraum konstant bleibt (Müller-Gerbl 1998). Dieser relativ geringfügige Dichteunterschied dürfte sich bei einer Definition der Dichtemaxima von 3 Dichtestufen (300 HE) jedoch nur sehr geringfügig bemerkbar gemacht haben.

5.2 Diskussion der Methode

Die Anwendung der Computertomographie stellt die Grundlage für die Erstellung von Densitogrammen mit der CT-Osteoabsorptiometrie dar. Folgende Fehler, die in der CT-Technik begründet liegen, können auftreten:

- a) Gerätefehler (Kalibrierung): Die Kalibrierung des von uns verwendeten CT-Scanners erfolgte gegen Luft, wobei die an einem Referenzphantom erhobenen Abweichungen ± 4 Hounsfield-Einheiten (HE) betragen. Diesem möglichen Fehler kam bei den von uns verwendeten Dichtestufen von 100 HE kaum eine Bedeutung zu.
- b) Aufhärtung (beam hardening): Bei der Aufhärtung der Strahlen wird im Zentrum einer homogenen Struktur eine geringere Dichte vorgetäuscht. Bei den moderneren Geräten wird jedoch durch die Vorfilterung der Röntgenstrahlen und durch eine rechnerische Korrektur der Projektionsmeßwerte der Aufhärtungseffekt weitgehend eliminiert (Lissner 1992). Somit stellt die Aufhärtung der Röntgenstrahlen bei Geräten der heutigen Generation keine nennenswerte Einflußgröße mehr dar.
- c) Partial Volumen Effekt: Beim Partial Volumen Effekt werden partiell von der tomographischen Schicht erfaßte Strukturen nur anteilsweise berücksichtigt.

Dabei wird in der Dichtemessung der gemittelte Schwächungswert des inhomogenen Volumens erfaßt und rekonstruiert. Weil zur Bildrekonstruktion jedes Volumenelement (Voxel) als homogen strukturiert angenommen wird, und bei unterschiedlich dichtem Material ein gemittelter Wert registriert wird, kann es zur Darstellung von Strukturen kommen, die in Wirklichkeit nicht vorliegen. Diese Erscheinung spielt eine wichtige Rolle bei der Abbildung und Densitometrie kleiner Organe (z. B. Nebennieren) oder Randstrukturen von Organen (Gelenke), bei denen zwangsläufig umgebendes Gewebe niedriger Dichte mit erfaßt wird (Hübener 1981).

Durch die Vermeidung tangentialer Schnitte, die durch Regionen mit steilen Dichtegradienten verlaufen, kann dieser Effekt deutlich reduziert werden (Müller-Gerbl 1991b). Bei bestimmten Fragestellungen ist es deshalb auch erforderlich dünne Schichtaufnahmen anzufertigen oder die Randgebiete nicht densitometrisch auszuwerten. Auch die Vergrößerung kann in beschränktem Umfang dazu beitragen diesen Fehler zu reduzieren. Außerdem zeigte sich, daß Datensätze mit transversaler Schnittrichtung bei einer Schichtdicke von 1 mm im Vergleich zu Datensätzen mit sagittaler Schnittrichtung bei einer Schichtung von 2 mm hinsichtlich der relativen Dichteverteilung sehr ähnliche Ergebnisse liefern (Müller-Gerbl 1998).

In dieser Studie wurden im Normalkollektiv 6 Hüftgelenke in transversaler Schnittrichtung mit einer Schichtdicke von 2 mm aufgenommen, die alle der Altersgruppe 1 (über 60 Jahre) angehörten. 9 Hüftgelenke wurden parallel zur Pfanneneingangsebene (sagittale Schnittrichtung) aufgenommen, von denen 7 Gelenke eine Schichtdicke von 1 mm und 2 Gelenke eine Schichtdicke von 2 mm hatten, wobei 7 Gelenke zur Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre) und 2 Gelenke zur Altersgruppe 2 (über 60 Jahre) zählten (Tabelle 1). Da der Strahlengang der 6 transversal aufgenommenen Hüftgelenke nicht senkrecht zur Gelenkoberfläche verlief, muß berücksichtigt werden, daß sich hier vor allem bei der quantitativen Auswertung geringfügig niedrigere Werte ergeben haben könnten.

5. Diskussion

Im Patientenkollektiv wurden 30 Hüftgelenke in transversaler Schnittrichtung mit einer Schichtdicke von 1 mm im Pfannendach und 3 mm im Vorder- und Hinterhorn aufgenommen. Der Partial Volumen Effekt dürfte im Bereich des Pfannendaches im Vergleich mit dem Normalkollektiv der Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre) (Schnittrichtung: sagittal, Schichtdicke: 6 Gelenke 1 mm, 1 Gelenk 2 mm) eine relativ geringe Rolle gespielt haben. Im Bereich der Hörner könnten sich im Patientenkollektiv jedoch niedrigere Werte ergeben haben, vor allem bei der quantitativen Auswertung der Mineralisierung. Außerdem konnte das Gelenkpaar p1 wegen der hohen Schichtdicke von 4 mm nur zur Unterstützung der Ergebnisse herangezogen werden (Tabelle 2).

Da die präoperativen und postoperativen CT-Aufnahmen in der selben Schnittrichtung und Schichtdicke aufgenommen wurden (Tabelle 2), wirkten sich die oben genannten Fehlerquellen in gleichem Ausmaß auf beide Gruppen aus, so daß hier ein Vergleich nahezu uneingeschränkt möglich ist. Die Abweichungen liegen im Bereich von ± 4 HE (Müller-Gerbl 1991b), was bei den von uns gewählten Dichtestufen von 100 HE jedoch vernachlässigt werden kann.

Außerdem muß betont werden, daß in dieser Studie die Funktion der „Maximum intensity projection“ zur Rekonstruktion der subchondralen Knochenlamelle gewählt wurde. Dadurch werden nur die jeweils höchsten Dichtewerte der subchondralen Knochenlamelle als Bildpunkte an die Oberfläche projiziert und der Partial Volumen Effekt zusätzlich verringert (Müller-Gerbl 1998).

Bei der Betrachtung der mit Hilfe der quantitativen CT-OAM ermittelten Zahlen für die Flächen und Mineralisierungen muß beachtet werden, daß die Krümmung der Gelenkflächen nicht berücksichtigt werden konnte und die Auswertung zweidimensional erfolgte. Daher stellen die Zahlenwerte in dieser Untersuchung keine Absolutwerte dar, sondern dienen lediglich als Vergleichswerte.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

5.3.1 Diskussion der Ergebnisse im Normalkollektiv

5.3.1.1 Diskussion der Ergebnisse der subchondralen Dichtemuster

Pauwels (1973) analysierte an konventionellen Beckenübersichtsaufnahmen die Verteilung der subchondralen Knochendichte, die sich im Dach des gesunden Hüftgelenks nahezu gleichmäßig und hauchdünn darstellt. Um den Summationseffekt konventioneller Röntgenaufnahmen zu umgehen, bediente sich Oberländer (1973) der Röntgendensitometrie und fand im Acetabulum die größte Knochendichte am äußeren Rand der Facies lunata mit abfallenden Werten in der Fossa acetabuli. Die Untersuchung eines jugendlichen Objektes hob sich von den Präparaten älterer Individuen durch eine deutliche Verringerung der Dichte im Pfannendach ab. Basierend auf den Theorien zur physiologischen Inkongruenz (Bullough 1968, 1973, 1981, Greenwald 1971, 1972) analysierte Müller-Gerbl (1993) mit Hilfe der CT-OAM altersabhängige Unterschiede der subchondralen Dichteverteilung im Dach des Acetabulum. Sie stellte bei 14 von 17 Patienten unter 60 Jahren ein bizentrisches Verteilungsmuster und bei 7 von 10 Patienten über 60 Jahren ein monozentrisches Verteilungsmuster fest.

Die oben genannten Studien sind grundsätzlich in Übereinkunft mit unseren Ergebnissen, wobei sich in unseren Analysen des Normalkollektivs (7 Hüftgelenke bis 60 Jahre, 8 Hüftgelenke über 60 Jahre) ein monozentrisches Dichtemaximum im Pfannendach mit antero-superiorer Ausrichtung und zwei kleinere Nebenmaxima in den Hörnern darstellten. Außerdem wurden im Limbus acetabuli hohe Dichtewerte ermittelt, die bei 12 von 15 Gelenken bizentrisch verteilt waren und bei 2 Gelenken durchgängig hoch mineralisiert waren. Die Untersuchung der Capita femora zeigte eine bizentrische Anordnung der Verteilungsmuster mit Dichtemaxima im antero- und postero-superioren Quadranten.

An beiden Gelenkflächen konnte in unserer Studie jedoch kein Zusammenhang zwischen den Verteilungsmustern und einer bestimmten Altersgruppe hergestellt werden. Die Unterschiede zu oben genannten Arbeiten lassen sich wohl am ehesten durch die verwendeten Methoden begründen. Die Fehlerquellen der

5. Diskussion

Röntgendensitometrie, wie beispielsweise die hohen Schichtdicken und der unvermeidbare Materialverlust bei der Erstellung der Knochenscheiben, und die hohe Schichtung der CT-Aufnahmen (Schichtdicke 4 mm) in der CT-OAM könnten ursächlich an den veränderten Densitätsstrukturen beteiligt gewesen sein. Andererseits war die Fallzahl unserer Studie wesentlich geringer als in der Arbeit von Müller-Gerbl (1993), was möglicherweise auch einen Einfluß auf die Ergebnisse gehabt haben könnte.

Unterschiede zwischen den Altersgruppen ergaben sich in unserer Studie jedoch hinsichtlich der Mineralisierung. Beide Gelenkflächen zeigten in der Altersgruppe 1 (bis 60 Jahre) signifikant höhere Werte als in der Altersgruppe 2 (über 60 Jahre) sowohl für die Gesamtmineralisierung, als auch für die Mineralisierung der einzelnen Maxima. Diese Ergebnisse stützen die Theorie, daß die Knochendichte eine Funktion der körperlichen Belastung darstellt (Chamay und Tschantz 1972, Goodship 1979, Woo 1981, Steinberg, 1981, Snow-Harter 1992, Issekutz 1966, Amtmann 1973, Akeson 1987, Weinreb 1991), wobei beachtet werden muß, daß die Mineralisierung des Knochens auch von hormonellen Faktoren abhängig ist (Leichter 1981, Steiger 1992).

Die Verteilung der subchondralen Dichtemuster im gesunden Acetabulum untersuchte v. Eisenhart-Rothe (1997) ebenfalls mit der CT-OAM, wobei sich hohe Dichtewerte vor allem im Randbereich ergaben und zwei verschiedene Typen unterschieden werden konnten: Typ 1 charakterisierte ein breites Dichtemaximum im Dach des Acetabulums, das in ein kleines peripheres Maximum im Hinterhorn überging mit einem zusätzlichen Dichtemaximum im Vorderhorn. Typ 2 war durch kleine Dichtemaxima am Rand des Acetabulums gekennzeichnet, wobei sich auch hier ein relativ großes Maximum im Dach zeigte. Die Ergebnisse dieser Studie stimmen nahezu exakt mit unseren Ergebnissen für das Acetabulum überein, was für die hohe Reproduzierbarkeit der Methode unter ähnlichen Versuchsbedingungen spricht (12 Präparate, 34-86 Jahre, Schichtdicke 2 mm, Schnittrichtung: parallel zur Pfanneneingangsebene). Auf eine Typisierung der Dichtemuster wurde in unserer Studie jedoch verzichtet, da sich für das Acetabulum, trotz individueller Unterschiede, eine überwiegend trizentrische Verteilung der Dichtemaxima in der Gelenkfläche und eine bizentrische Verteilung

im Limbus acetabuli abzeichnete. Außerdem wurde in unserer Studie erstmals die subchondrale Dichteverteilung des Caput femoris charakterisiert, wobei sich zeigte, daß diese nicht mit der Verteilung der Dichtemuster im Acetabulum korrespondiert.

Simkin et al. (1980, 1991) fanden im Dach des Acetabulums eine wesentlich höhere Dicke des subchondralen Knochens als im Caput femoris, woraus sie folgerten, daß im Dach des Acetabulums Zugspannungen auftreten müssen, die tangential zur Gelenkfläche gerichtet sind und eine dickere und steifere Konstruktion erfordern. An der Oberfläche des Caput femoris zeichneten sie vor allem Druckspannungen auf und folgerten, daß diese durch eine höhere Compliance und durch die Architektur des Femurkopfes anders verteilt werden als im Acetabulum. Auch Milz und Putz (1995b) lokalisierten Orte höchster Knochendicke im Dach des Acetabulums, wobei die Verteilung der Knochendicke mit der Verteilung der Knochendichte korrelierte.

Unsere Ergebnisse sind mit denen oben genannter Autoren vereinbar, da auch wir in den untersuchten Gelenken signifikant höhere Dichtewerte in den Acetabula nachwiesen als in den Capita femora. Folgt man der Theorie Simkins, so dürfte die Verteilung der subchondralen Dichtemuster des konvexen Gelenkpartners die Druckverteilung an der Gelenkfläche exakter widerspiegeln als die des konkaven Gelenkpartners, wobei bemerkt werden muß, daß derzeit keine detaillierte Untersuchung zur subchondralen Knochendichteverteilung des Caput femoris vorliegt, mit der unsere Ergebnisse verglichen werden könnten.

Jacobs (1997) und Eckstein (1994, 1999) untersuchten in einem mathematischen Modell die Verteilung der subchondralen Knochendichte inkongruenter Gelenke unter Langzeitbelastung und berechneten ein bizenrisches Verteilungsmuster im konkaven Gelenkpartner. Außerdem lagen die dort auftretenden Zugspannungen um ein Vielfaches höher als die Druckspannungen, was sich für den konvexen Gelenkpartner jedoch nicht nachweisen ließ. Diese Zugspannungen, die vermutlich auch außerhalb der Kontaktflächen auftreten, und wahrscheinlich durch das Aufdehnen der Gelenkpfanne bei Belastung entstehen (Löhe 1996), könnten eine Erklärung für die von uns gefundenen Dichtemaxima im Dach und in den Hörnern des Acetabulums sein.

5.3.1.2 Biomechanische Interpretation der Befunde

Vergleicht man die Verteilung der subchondralen Dichtemuster unserer Studie mit den Ergebnissen anderer biomechanischer Analysen, so muß berücksichtigt werden, daß die subchondrale Knochendichte Ausdruck einer längerfristigen Beanspruchung ist und sozusagen den Endzustand aller vorhandenen Einflüsse darstellt (Größe und Lage der Resultierenden, Geometrie der Gelenkflächen, Kontaktflächen und Druckverteilung). Da die subchondrale Knochendichte sehr sensibel auf Veränderungen der einzelnen Parameter reagiert, versuchten wir indirekt Rückschlüsse auf den Anteil der verschiedenen Parameter zu ziehen:

Basierend auf den Untersuchungen Pauwels (1973) berechnete Kummer (1962, 1968, 1985, 1988, 1991), daß im Hüftgelenk -bezieht man die Neigung der Pfanneneingangsebene gegen die quere Beckenachse und die Neigung der Resultierenden gegen die Vertikale mit ein- die Gelenkpfanne medial der Wirkungslinie nicht vollständig als Tragfläche genutzt werden kann und lateral weit oberhalb des Horizonts durch den Pfannenrand begrenzt wird. Daraus ergibt sich eine exzentrische Lage der Resultierenden innerhalb der Kontaktfläche, was zur Folge hat, daß die Teilkräfte der Resultierenden nicht symmetrisch verteilt sind und die Spannungen zum Pfannenrand hin ansteigen. Bei Bewegung ändern sich die Richtungen und Größen der Resultierenden und die Resultierende überstreicht auf dem Femurkopf eine wesentlich größere Fläche als auf der Facies lunata.

Obwohl diese Berechnungen von völlig kongruenten Gelenkflächen und nicht verformbarem Material ausgehen, ähnelt die Spannungsanalyse Kummers unseren Befunden insofern, daß auch wir Orte höchster Knochendichte im Randbereich des Acetabulums fanden und Orte niedriger Knochendichte in der Fossa acetabuli.

Besonders deutlich wird dies auch durch den Vergleich der von Schüller und Dalstra (1993) berechneten „Contur plots“ für die Spannungsverteilung im subchondralen Knochen des Acetabulums mit der von uns ermittelten subchondralen Knochendichteverteilung. Es fällt auf, daß sich an Orten, für

welche die höchsten Spannungen berechnet wurden, auch in den subchondralen Dichtemustern Maxima höchster Intensität darstellten (Abbildung 47).

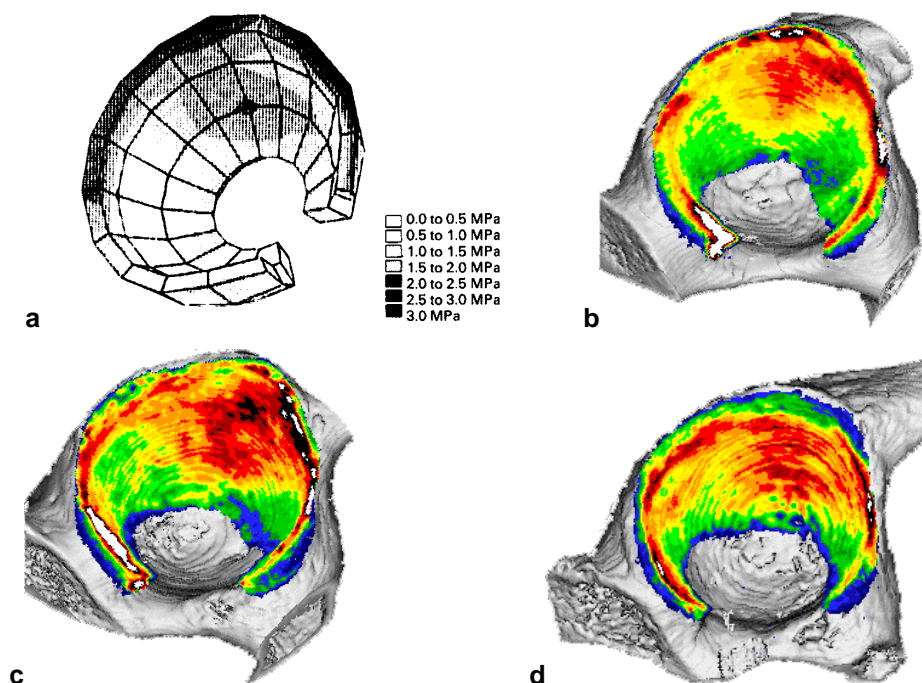


Abbildung 47a-d: Gesunde Acetabula (Ansicht von lateral, anterior = rechts, posterior = links)

a) Mathematisch ermittelte Orte für die höchsten Spannungen im subchondralen Knochen (nach Schüller und Dalstra 1993), Densitogramme der Facies lunata: b) eines 22jährigen Mannes, c) eines 52jährigen Mannes, d) eines 75jährigen Mannes

Bullough (1968, 1973, 1980) und Greenwald (1971, 1972) analysierten den Einfluß der Geometrie der Gelenkflächen auf die Lage und die Größe der Kontaktflächen und deren Auswirkungen auf die Spannungsverteilung. Im Acetabulum wiesen sie Kontaktflächen im Randbereich nach, vor allem im vorderen und hinteren Teil der Gelenkfläche, die sich unter Belastung zum Pfannendach hin ausdehnten (Greenwald 1971). Im Caput femoris wurden Kontaktflächen im antero- und postero-superioren Bereich lokalisiert, die unter Belastung zu einem bandförmigen Bereich verschmolzen und sich zur Fovea capitis hin ausdehnten, wobei die Regionen um und unterhalb der Fovea capitis und die peripheren Regionen der Gelenkfläche stets ausgespart blieben (Greenwald 1972). Vergleicht man die Ergebnisse von Bullough (1968, 1973, 1980) und Greenwald (1971) mit unseren Densitogrammen so zeigt sich, daß die

5. Diskussion

subchondralen Dichtemuster des Acetabulums nur im Randbereich, die des Caput femoris jedoch nahezu exakt mit den Kontaktflächen übereinstimmen.

Unter Berücksichtigung der Gesamtkonstruktion des Beckens analysierten v. Eisenhart-Rothe (1996) und Eckstein (1997) die Geometrie und Kontaktflächen des Acetabulums und fanden bei 10 von 12 Gelenken Kontaktflächen im Randbereich des Acetabulums mit ventro-dorsaler Ausrichtung. 5 Gelenke zeigten schon bei geringer Belastung Kontaktflächen im Pfannendach, die sich zu den Hörnern hin vergrößerten (Typ 1), 4 Gelenke waren durch getrennte Kontaktflächen charakterisiert, die erst ab einer Belastung von über 300% des Körpergewichts im Dach des Acetabulums verschmolzen (Typ 2), 3 Gelenke mußten einem Intermediärtyp zugerechnet werden.

Da Studien zur Druckverteilung und Flächenpressung Momentaufnahmen der Gelenkbelastung darstellen, die die Verteilung der subchondralen Dichtemuster jedoch die Langzeitbeanspruchung eines Gelenks widerspiegelt, sind die Ergebnisse dieser Methoden nur eingeschränkt miteinander vergleichbar. Bereits frühere Vergleiche dieser Methoden am identischen Präparat haben für das Acetabulum gezeigt, daß sich die subchondralen Mineralisierungsmuster nicht exakt mit den Kontaktflächen in Übereinstimmung bringen lassen (v. Eisenhart-Rothe 1996). Dies bestätigte auch unsere Analyse von 15 gesunden Hüftgelenken, die ein relativ regelmäßiges Muster der subchondralen Dichtemaxima in den Acetabula ergab, welche den Kontaktflächen anderer Studien allenfalls im Randbereich entsprachen.

Auffällig ist jedoch, daß die Mineralisierungsmuster der Capita femora eine relativ starke Ähnlichkeit mit Kontaktflächenanalysen aus früheren Studien hatten (Greenwald 1972, Carter und Rapperport 1986, Carter 1987), was ein Hinweis dafür sein könnte, daß die Beanspruchung des Acetabulums infolge einer Verformung der Gesamtkonstruktion wesentlich komplexer ist als die Beanspruchung des Caput femoris, das vermutlich vorwiegend Druckspannungen überträgt.

5.3.2 Diskussion der Ergebnisse im Patientenkollektiv

5.3.2.1 Diskussion der Ergebnisse der subchondralen Dichtemuster

Pauwels (1973) beschrieb die Knochendichteverteilung in dysplastischen Hüftgelenken anhand konventioneller Röntgenaufnahmen des Beckens und stellte fest, daß diese im Pfannendach zum lateralen Teil der Gelenkfläche hin ansteigt und sich um ein Vielfaches höher darstellt als in gesunden Hüftgelenken. Die dreieckige Knochenverdichtung im Dach des Acetabulums (Pauwelssches Dreieck) betrachtete er als Frühsymptom, die Knochenresorption (zystische Degeneration) an beiden Gelenkflächen als Spätsymptom im Verlauf der Dysplasiehüfte.

Unsere dreidimensionale und flächige Analyse der subchondralen Mineralisierungsmuster dysplastischer Hüftgelenke bestätigten die Beobachtungen Pauwels (1973), wobei auch wir ein an den lateralen Pfannenrand verschobenes und deutlich verkleinertes Dichtemaximum im Pfannendach verzeichneten, das sich meist nicht mehr vom Limbus abgrenzen ließ. Darüber hinaus war nicht nur das Dichtemaximum im Pfannendach signifikant verkleinert, sondern auch die Nebenmaxima im Vorder- und Hinterhorn. Die Verteilung der subchondralen Dichtemuster des Caput femoris waren im Unterschied zum Normalkollektiv regelmäßig monozentrisch und gruppieren sich konzentrisch oberhalb und unterhalb der Fovea capitis.

Die Mineralisierung war in unseren Untersuchungen für beide Gelenkflächen im Patientenkollektiv jedoch signifikant geringer und vor allem bei den stärker ausgeprägten Dysplasien wesentlich inhomogener als die gesunder Acetabula. Die Abnahme der Mineralisierung kann ursächlich in erster Linie durch Schonhaltungen (Kummer 1968), aber auch durch die Übertragung von Teilkräften über den Kapsel-Band-Apparat (Tschauner 1997) erklärt werden. Die Inhomogenität könnte ein morphologisches Korrelat dafür sein, daß die Beanspruchung im dysplastischen Acetabulum ungleichmäßiger auf eine verkleinerte Tragfläche verteilt ist, oder daß die physiologische Anpassungsfähigkeit des Knochens an die veränderte Biomechanik bereits lokal die Toleranzgrenze überschritten hat.

5.3.2.2 Biomechanische Interpretation der Befunde

Den Theorien Pauwels folgend berechnete Kummer (1985, 1988), daß die Resultierende in der dysplastischen Hüfte durch die Verkürzung des Pfannendaches auf eine kleinere Fläche wirkt, wobei die Spannungen am lateralen Pfannenrand um so höher werden, je kleiner die tragende Fläche wird und je stärker sich die Resultierende dem Pfannenrand nähert. In einer dreidimensionalen, mathematischen Analyse berechneten Schüller und Dalstra (1993), daß sich die größten Spannungen im Acetabulum von anterior nach posterior um so stärker verlagern je schmaler das Pfannendach ausgebildet ist.

Auch in unseren Untersuchungen trat in beiden Gelenkflächen eine unterschiedliche Verteilung der Dichtemuster in Abhängigkeit vom Grad der Dysplasie auf. Eine Gruppe war durch die Verkleinerung und Verschiebung der Dichtemaxima im Pfannendach nach antero-superior charakterisiert, in der anderen Gruppe zeigten sich am Pfannenrand konzentrierte Dichtemaxima, wobei sich hier in 50% die Orte höchster Dichte am Pfannenrand überwiegend posterior fanden (Abbildung 48).

Durch die Lateralisierung der Resultierenden spielt im dysplastischen Hüftgelenk auch der Kapsel-Labrum-Komplex eine wichtige Rolle zur sekundären Stabilisierung (Witt 1987, Tschauner 1997). Dies könnte eine Erklärung für die signifikant niedrigere Mineralisierung der Gelenkflächen in unserem Patientenkollektiv sein, da im dysplastischen Hüftgelenk die auftretenden Spannungen vor allem durch Schonhaltungen, wie beispielsweise dem Hüftthicken, kompensiert werden (Kummer 1968) und teilweise vom periartikulären Bindegewebe übertragen werden (Tschauner 1997). Möglicherweise könnte die Ursache dafür aber auch ein durch Schmerzen verursachtes Nachlassen der körperlichen Aktivitäten sein mit dem daraus resultierenden allgemeinen Verlust von Knochengewebe (Issekutz 1965, Amtmann 1973, Goodship 1979, Steinberg 1981, Woo 1981, Akeson 1987, Snow-Harter 1992).

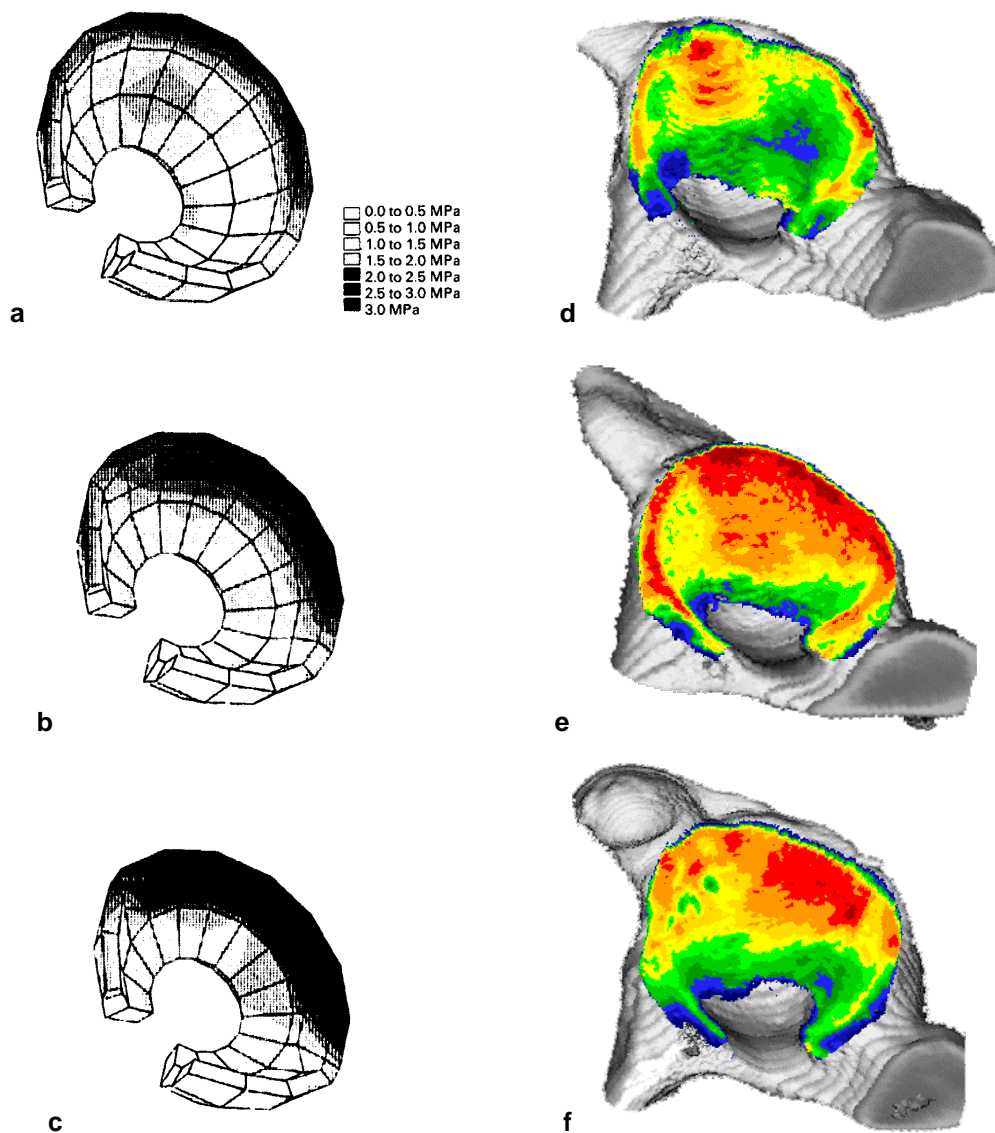


Abbildung 48a-f: Dysplastische Acetabula (Ansicht von lateral, anterior = links, posterior = rechts)
 Mathematisch ermittelte Orte für die höchsten Spannungen im subchondralen Knochen bei Verringerung des Pfannendaches um a) 6 mm, b) 12 mm, c) 18 mm (nach Schüller und Dalstra 1993), Densitogramme der Facies lunata: d) einer 26jährigen Frau, e) einer 27jährigen Frau und f) eines 33jährigen Mannes mit Hüftdysplasie

5. Diskussion

Murphy (1990) verglich 49 gesunde mit 20 dysplastischen Hüftgelenken und stellte im Acetabulum des Patientenkollektivs neben einem signifikant verringerten Zentrum-Eck-Winkel eine unterschiedliche Lokalisation der Pfannenranddefekte fest. 7 dysplastische Hüftgelenke zeigten die Defekte überwiegend anterior, 6 eher posterior und 7 wiesen globale Defekte auf. Genda und Konishi (1995) berechneten verkleinerte und überwiegend nach antero-superior verschobene Kontaktflächen im dysplastischen Acetabulum mit höchsten Spannungen am antero-lateralen Teil der Gelenkfläche, wobei diese Druckspitzen nicht nur bei globaler, sondern auch bei isolierter Insuffizienz des anterioren Pfannenrandes auftraten.

Auch unser Patientenkollektiv zeigte eine gewisse Variabilität hinsichtlich der Morphologie des Pfannenrandes. Die dort teils antero-superior, teils postero-superior auftretenden Dichtemaxima stützen die Theorie, daß je nach Lage des Defekts unterschiedliche Anteile des Pfannenrandes unphysiologisch beansprucht werden und nicht immer davon ausgegangen werden kann, daß es sich bei der Dysplasiehüfte ausschließlich um einen anterioren Defekt des Pfannendaches handelt.

5.3.3 Diskussion des prä- und postoperativen Vergleichs

Das Behandlungsspektrum der dysplastischen Hüfte wurde in den letzten Jahrzehnten häufig auf dem Wege der Empirie entscheidend bereichert. Selten konnten jedoch aufgrund der komplexen Berechnungsmethoden Beweise über die biomechanische Effizienz der operativen Therapien erbracht werden.

Die Autoren versuchten entweder die unphysiologische Biomechanik durch Eingriffe am Schenkelhals (Intertrochantäre Osteotomien, Trochanterversetzung) zu optimieren (Pauwels 1973, Roesler 1974, Zeiler 1974, Gibson 1982, Blockey 1984) oder die Überdachung des Caput femoris mit Hilfe von Veränderungen am Acetabulum wieder herzustellen (Chiari 1955, 1974a, Hopf 1966, Pemberton 1974, Salter 1966, 1974, Steel 1973, 1977, Sutherland 1977, 1991, Tönnis 1981, 1994, 1998), um dadurch ein Fortschreiten der Erkrankung zu verhindern.

5.3.3.1 Diskussion der Ergebnisse der subchondralen Dichtemuster

Pauwels (1973) betrachtete die varisierende Femurosteotomie als kausale Therapie der Dysplasiearthrose und erreichte dadurch eine Vergrößerung der Tragfläche im Gelenk mit gleichmäßigerer Verteilung der Beanspruchung. Den Erfolg seiner Operationstechnik leitete er von der Veränderung der subchondralen Sklerosezone im Pfannendach ab, die postoperativ häufig ihre dreieckige Form (Pauwelsches Dreieck) verlor und über einen größeren Anteil der Gelenkfläche verteilt war.

Diese Operationstechnik wurde später jedoch aufgrund der häufig beobachteten „Revalgisierung“ des Schenkelhalses in Frage gestellt (Lloyd-Roberts 1966, Eyre-Brook 1968, Tönnis 1976, 1977) und es wurde zunehmend die Theorie postuliert, daß eine entscheidende Besserung der Pfannendysplasie nur durch Maßnahmen am Pfannendach erreicht werden kann.

Basierend auf den Erkenntnissen von Hopf (1966) und Wagner (1973a, 1973b) entwickelte Tönnis (1981, 1984, 1985, 1994) eine neue Form der Dreifach-Beckenosteotomie mit dem Vorteil, daß durch die pfannennahen Osteotomien eine freie Rotation des Acetabulums ermöglicht wurde, und daß -im Gegensatz zur Operation nach Chiari (1955, 1974a)- ein mit hyalinem Knorpel gedecktes Pfannendach mit dem Caput femoris in weitgehend physiologischer Stellung artikulieren kann. In Nachuntersuchungen über 5 bis 15 Jahre stellte er neben der Verbesserung klinischer Parameter (Schmerz, Hinken, Gehstrecke, Veränderungen präarthrotischer Erscheinungen) bei 78% der postoperativen Befunde eine Vergrößerung des Belastungswinkels fest. Dieser Winkel, der aus konventionellen Beckenübersichtsaufnahmen ermittelt wird, gilt als Maß für die Größe der druckaufnehmenden Sklerosierungszone der Hüftpfanne und dient als Indikator für funktionelle knöcherne Umbauvorgänge im Pfannendach (Tönnis 1981, 1994, 1998).

Die Ergebnisse unserer dreidimensionalen flächigen Analyse stehen im Einklang mit den Untersuchungen von Tönnis. In den Acetabula verzeichneten wir ein Jahr postoperativ eine signifikante Vergrößerung des Dichtemaximums im Pfannendach, eine deutliche Vergrößerung des Dichtemaximums im Hinterhorn und, entsprechend der intraoperativen Rotationsrichtung des Acetabulums nach

5. Diskussion

antero-lateral, eine deutliche Verkleinerung des Dichtemaximums im Vorderhorn. Außerdem war postoperativ die Gesamtmineralisierung signifikant und die Mineralisierung der Maxima beider Gelenkflächen deutlich verringert. Die Flächen der Dichtemaxima des Caput femoris waren signifikant verkleinert.

Obwohl sich in den Analysen der subchondralen Dichteverteilung eine Umverteilung der Knochendichte mit Tendenz zur Situation des gesunden Hüftgelenks zeigte, waren die Dichtemuster noch nicht identisch mit denen eines gesunden Gelenks. Die inhomogene Verteilung der Knochendichte war vor allem noch innerhalb der Dichtemaxima vorhanden und die Lage der Dichtemaxima und die Morphologie der Gelenkflächen entsprachen noch nicht exakt denen gesunder Hüftgelenke. Dies könnte einerseits dadurch begründet sein, daß für die endgültige Beurteilung der funktionellen Anpassung knöcherner Strukturen der Beobachtungszeitraum von einem Jahr zu kurz gewählt wurde. Außerdem könnte die relativ geringe Fallzahl von 5 Patienten die allgemeine Aussagekraft beeinflussen haben. Um diese Fragen zu klären müssen hier weitere Studien mit längerem Beobachtungszeitraum und höheren Fallzahlen folgen.

5.3.3.2 Biomechanische Interpretation der Befunde

Nach Brickmann et al. (1974) lassen sich Eingriffe zur Therapie der Hüftdysplasie unter biomechanischen Gesichtspunkten in drei Gruppen einteilen:

- a) Operationen, die den Hebelarm der Muskelkraft verändern (Intertochantäre Osteotomien und Trochanterversetzung)
- b) Operationen, die den Hebelarm des Körperpartialgewichts verändern (Beckenosteotomie nach Chiari)
- c) Operationen, die die Überdachung des Hüftkopfes vergrößern (Osteotomie nach Chiari, Pemberton, Hopf, Tönnis).

Operationstechniken, die eine Veränderung des Schenkelhalswinkels bewirken (Intertrochantäre Osteotomien), haben als gemeinsames Ziel die Gelenkinkongruenz aufgrund einer nichtsphärischen Kopf- oder Pfannenform zu beseitigen und den Muskelhebel- oder Kraftarm zu verändern, um somit Betrag und Richtung der resultierenden Belastung zu optimieren. Außerdem soll durch die tiefere Kopfeinstellung die tragende Fläche vergrößert und damit die

Druckbeanspruchung gemindert werden (Pauwels 1965, 1973, Zeiler 1974). Diesbezüglich sind jedoch den intertrochantären Osteotomien Grenzen gesetzt, da in vielen Fällen zwar die Hebelarmverhältnisse verbessert werden können, nicht aber die Kopfzentrierung (Legal 1979). Der biomechanische Effekt der Trochanterversetzung besteht in der Kraftarmvergrößerung und Optimierung der Muskelvorspannung durch Verlagerung des Muskelansatzpunktes nach lateral-distal (Roesler 1974, Tönnis 1984).

Bei der Beckenosteotomie nach Chiari (1955, 1974b) wird durch die Medialisierung des kaudalen Beckenfragmentes der Hebelarm des Körpergewichtes verkürzt und der Zentrum-Eck-Winkel vergrößert, wobei sich die zwischen Kopf und kranialem Beckenfragment interponierte Gelenkkapsel allmählich knorpelig umwandelt. Der Nachteil dieses Eingriffs ist jedoch die Überführung der originären knorpelbeschichteten Pfanne in eine noch steilere Position, wodurch die Überdachung des Kopfes durch den hyalinen Knorpelbelag der „Naturpfanne“ verloren geht.

Das gemeinsame Hauptziel der von zahlreichen Autoren beschriebenen Mehrfach-Beckenosteotomien ist die Optimierung der Kopfüberdachung und damit die Druckreduzierung durch eine Ventral- oder Lateralverlagerung der „Naturpfanne“ (Salter 1966, 1974, Sutherland 1977, 1991, Hopf 1966, Steel 1973, 1977, Tönnis 1981, 1994, 1998).

Biomechanische Analysen haben gezeigt, daß Operationen am Schenkelhals und die Beckenosteotomie nach Chiari zwar zu einer geringfügigen Änderung von Betrag und Richtung der Belastung beitragen, die intraoperativen Veränderungen der Hebelarme die Druckverteilung auf der Gelenkoberfläche jedoch kaum verändern, so daß lediglich die Größe der resultierenden Belastung um maximal 10 bis 15% abnimmt und somit auch die Beanspruchung nicht mehr als 10 bis 15% verringert werden kann (Brinckmann et al. 1974, Legal 1979, 1984).

Bei den pfannenverbessernden Eingriffen, wie der Dreifachosteotomie nach Hopf oder Tönnis, erfolgt durch die Verkleinerung des Lastarmes eine geringfügige Verringerung der Resultierenden. Die Diskussion der Druckverhältnisse bei dieser Operationstechnik ist jedoch wesentlich komplexer, da die Kenngrößen, welche die tragende Fläche und somit den Gelenkdruck beeinflussen (Zentrum-Eck-

5. Diskussion

Winkel, Radius des Femurkopfes, Strecke y als Maß für die ventrale und dorsale Kopfüberdachung) eng miteinander verknüpft sind. Außerdem führt die Veränderung eines dieser Parameter nicht zu exakt proportionalen Druckveränderungen an den Gelenkflächen, sondern eine Vergrößerung des Zentrum-Eck-Winkels beispielsweise bedingt -entsprechend der Definition der tragenden Kontaktfläche des Hüftgelenks [zentrale Lage der Resultierenden im Kugelzweieck (Kummer 1968, 1985, Legal 1977, 1978, 1980)]- die Vergrößerung der tragenden Gelenkfläche zum Pfannenrand hin und auch um den entsprechenden Winkelbetrag in Richtung Pfannengrund. Aus der Definition der Richtung der Resultierenden (symmetrisch im Kugelzweieck) folgt, daß sich durch die Vergrößerung der tragenden Fläche auch eine Vergrößerung des Winkels zwischen dem Lot und der Resultierenden ergibt, was sich zusätzlich belastungssenkend auswirkt, da die Resultierende weniger steil einfällt (Brinckmann et al. 1974, Legal 1984).

Unsere postoperativen Befunde am Acetabulum bestätigen die biomechanischen Spannungsanalysen nach Dreifach-Beckenosteotomie früherer Autoren. Die signifikante Vergrößerung der Dichtemaxima im Dach und Hinterhorn der Acetabula und die geringere Mineralisierung der Maxima, des Limbus acetabuli und der Gelenkfläche insgesamt deuten darauf hin, daß die auftretenden Spannungen nach Umstellungsosteotomie auf größere Flächen verteilt werden und die Langzeitbeanspruchung durch zusätzliche Veränderung der Lage und Größe der Resultierenden günstig beeinflusst wird. Die Veränderungen am Caput femoris, das postoperativ eine niedrigere Mineralisierung sowohl der Gelenkfläche insgesamt, als auch der bestimmten Maxima und eine Verkleinerung vor allem des Dichtemaximums postero-superior aufwies, legen den Schluß nahe, daß zu dem von uns gewählten Beobachtungszeitpunkt die knöchernen Umbauvorgänge noch nicht vollständig abgeschlossen waren. Die signifikante Verkleinerung des Dichtemaximums postero-superior deutet auf eine Verringerung der Beanspruchung in diesem Bereich hin und korrespondiert mit der intraoperativ angestrebten Rotation des Acetabulums nach antero-lateral.

Vor allem zeigt sich mit Hilfe der CT-OAM, daß die subchondralen Dichtemuster auf Veränderungen der Biomechanik sehr sensibel reagieren und die

mechanischen Verhältnisse am gesunden und pathologisch veränderten Hüftgelenk exakt widerspiegeln. Außerdem verdeutlicht die Methode, daß sich die Verteilung der subchondralen Knochendichte postoperativ entsprechend den theoretischen Grundlagen früherer Autoren verändert und somit als objektives Beurteilungskriterium von Operationsverfahren herangezogen werden kann. Ob sich mit der CT-OAM auch Informationen hinsichtlich der Prognose von Gelenkerkrankungen gewinnen lassen, sollte Gegenstand künftiger Studien sein.

6. Zusammenfassung

Mit Hilfe der CT-Osteoabsorptiometrie analysierten wir die subchondrale Dichteverteilung im Acetabulum und Caput femoris an einem Normalkollektiv und an Patienten mit kongenitaler Dysplasie der Hüfte vor und nach einer Umstellungsosteotomie. Zur Verfügung standen uns die CT-Datensätze von 15 gesunden Hüftgelenken im Alter von 18 bis 88 Jahren und von 30 dysplastischen Hüftgelenken von 16 Patienten im Alter von 19 bis 47 Jahren, sowie 5 postoperative Datensätze.

Die Untersuchung der Mineralisierungsmuster zeigte, entsprechend den theoretischen Grundlagen der Biomechanik, in den Gelenkflächen gesunder Hüften eine regelmäßige, vom Alter unabhängige Anordnung der Dichtemaxima mit einem Hauptmaximum im antero-superioren Quadranten des Pfannendaches und kleineren Nebenmaxima im Vorder- und Hinterhorn. Davon deutlich abgesetzt fand sich eine hohe Mineralisierung des Limbus acetabuli, die überwiegend bizentrisch verteilt war. Die mit der CT-OAM erstmals untersuchte subchondrale Knochendichteverteilung des Caput femoris war im gesunden Hüftgelenk durch eine regelmäßig bizentrische Verteilung der Dichtemaxima im antero- und postero-superioren Quadranten charakterisiert.

Im Patientenkollektiv fand sich an beiden Gelenkflächen eine verringerte und inhomogenere Mineralisierung. Die Dichtemaxima waren kleiner und das Maximum im Pfannendach war zum Pfannenrand hin verschoben. Leichtere Ausprägungen der Hüftdysplasie zeigten eine Verschiebung der Maxima an den Pfannenrand nach antero-superior, schwerere Ausprägungen teils nach antero-, teils nach postero-superior. Im Gegensatz zur bizentrischen Verteilung der Dichtemuster im gesunden Caput femoris waren die Dichtemaxima in den Dysplasiehüften monozentrisch angeordnet mit größter Ausdehnung oberhalb und unterhalb der Fovea capitis.

Diese Ergebnisse verdeutlichen, daß die subchondralen Dichtemuster im Hüftgelenk auf Veränderungen der Biomechanik individuell und sensibel reagieren und sie bestätigen darüber hinaus die Theorie zahlreicher Autoren, daß im dysplastischen Hüftgelenk die resultierende Druckkraft exzentrisch auf eine kleinere Fläche wirkt und die höheren, teils ungleichmäßig verteilten Gelenkdrücke

vor allem im lateralen Anteil der Gelenkfläche die physiologische Anpassungsfähigkeit des Knochengewebes häufig überschreiten.

Die postoperative Verteilung der subchondralen Dichtemuster zeigte ein Jahr nach der Umstellungsosteotomie eine Vergrößerung des Hauptmaximums im Pfannendach und des Maximums im Hinterhorn im Sinne der intraoperativ angestrebten Rotation des Acetabulums nach antero-lateral. Außerdem waren die Gelenkflächen insgesamt wesentlich niedriger mineralisiert, was von uns als morphologisches Korrelat für die Verbesserung der biomechanischen Situation durch die Vergrößerung der kraftübertragenden Fläche im Pfannendach und den weniger steilen Einfall der Resultierenden interpretiert wurde.

Obwohl die Verteilung der subchondralen Mineralisierungsmuster die Richtigkeit der theoretischen Grundlagen für die operative Korrektur widerspiegeln, fanden sich postoperativ noch Unterschiede zum gesunden Hüftgelenk, was einerseits durch einen zu kurzen Beobachtungszeitraum, andererseits durch die geringe Fallzahl begründet sein könnte. Zur Klärung dieser Fragen und zur Überprüfung des längerfristigen Erfolgs von Umstellungsosteotomien am Acetabulum müssen an dieser Stelle weitere Studien folgen.

Insgesamt bestätigen die Ergebnisse unserer Studie, daß die CT-OAM durch die exakte und dreidimensionale Darstellung der subchondralen Knochenlamelle als objektive und einfach anzuwendende Methode zur Beurteilung physiologischer und pathologischer Gelenkmechanik dienen kann. Da sich gezeigt hat, daß die subchondralen Dichtemuster äußerst sensibel auf Veränderungen der Biomechanik reagieren, kann die CT-OAM auch zur Beurteilung von Operationsverfahren und zur postoperativen Verlaufskontrolle herangezogen werden. Ob sich mit Hilfe der CT-OAM auch Informationen gewinnen lassen, die zur Prognose von Gelenkerkrankungen dienen, sollte Gegenstand der zukünftigen Forschung sein.

7. Literaturverzeichnis

- Afoke N.Y.P., Byers P.D., Hutton W.C. (1980) The incongruous hip joint. A casting study. *J Bone Joint Surg 62-B*: 511-514
- Akeson W.H., Amiel D., Abel M.F., Garfin S.R., Woo S.L.Y. (1987) Effects of immobilisation on joints. *Clin Orthop 219*: 28-37
- Amtmann E. (1968) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks II. Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene. *Z Anat Entw-Gesch 127*: 286-314
- Amtmann E., Oyama J. (1973) Changes in functional construction of bone in rats under conditions of simulated increased gravity. *Z Anat Entw-Gesch 139*: 307-318
- Armstrong C.G., Bahrandi A.S., Gardner D.L. (1979) In vitro measurement of articular cartilage deformation in the intact human hip joint under load. *J Bone Joint Surg 61-A*: 744-755
- Benett J.T., Mac Ewen G.D. (1989) Congenital dislocation of the hip. *Clin Orthop 247*: 15-21
- Bergmann G., Graichen F. (1988) Telemetrisches Übertragungssystem zur in vivo Messung der Hüftgelenkkraft mit instrumentierten Prothesen. *Biomed Tech (Berlin) 33*: 305-312
- Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A. (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech 26*: 969-990
- Bjerkreim I., Birger van der Hagen C. (1974) Congenital dislocation of the hip joint in Norway. *Clin Genetics 5*: 433-448
- Blokey N.J. (1984) Derotation osteotomy in the management of congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg 66-B*: 485-490
- Breul R., Oberländer W., Kurrat H.J. (1979) Eine morphologische und funktionelle Analyse der Ausdehnung der Knorpelbedeckungen am menschlichen Hüftgelenk. *Gegenbaurs Morphol Jahrb 125*: 779-796
- Brinckmann P., Hoefert H., Jongen H.A.T., Polster J. (1974) Die Biomechanik des Hüftgelenks. *Orthopaede 3*: 104-118
- Brinckmann P., Frobin W., Hierholzer E. (1980) Belastete Gelenkfläche und Beanspruchung des Hüftgelenks. *Z Orthop 118*: 107-115
- Brown T.D., Shaw D.T. (1983) In vitro contact stress distributions in the natural human hip. *J Biomech 16*: 373-384
- Brown T.D., Vrahas M.S. (1984) The apparent elastic modulus of the juxtarticular subchondral bone of the femoral head. *J Orthop Res 2*: 32-38
- Bullough P., Goodfellow J., Greenwald A.S., O'Connor J. (1968) Incongruent surfaces in the human hip joint. *Nature 217*: 1290
- Bullough P., Goodfellow J., O'Connor J. (1973) The relationship between degenerative changes and load-bearing in the human hip. *J Bone Joint Surg 55-B*: 746-758
- Bullough P.G. (1981) The geometry of diarthrodial joints, its physiologic maintainance, and the possible significance of age related changes in geometry-to-load distribution and the development of osteoarthritis. *Clin Orthop 156*: 61-66
- Carter D.R. (1984) Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. *Calcif Tissue Int 36*: S19-24
- Carter D.R., Orr T.E., Fyhrie D.P., Schurman D.J. (1987a) Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clin Orthop 219*: 237-250
- Carter D.R., Fyhrie D.P., Whalen R.T. (1987b) Trabecular bone density and loading history: Regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech 20*: 785-794
- Carter D.R., Orr T.E., Fyhrie D.P. (1989) Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. *J Biomech 22*: 231-244

- Chamay A., Tschantz P. (1972) Mechanical influences in bone remodelling. Experimental research on Wolff's law. *J Biomech* 5: 173-180
- Chiari K. (1955) Ergebnisse mit der Beckenosteotomie als Pfannendachplastik. *Z Orthop* 87: 14-26
- Chiari K. (1974a) Medial displacement osteotomy of the pelvis. *Clin Orthop* 98: 55-71
- Chiari K. (1974b) Die Biomechanik der Beckenosteotomie. *Orthop Praxis* 3: 175-177
- Chung S. (1991) In: The hip and its disorders. Steinberg ME (ed) Saunders Company Philadelphia
- Clark J.M., Huber J.D. (1990) The structure of the human subchondral plate. *J Bone Joint Surg* 72-B: 866-873
- Czeizel A., Tusnády G., Vaczó G., Vizkelety T. (1975) The mechanism of genetic predisposition in congenital dislocation of the hip. *J Med Genet* 12: 121-124
- Dalstra M. (1993) Biomechanical aspects of the pelvic bone and design criteria for acetabular prostheses. (thesis), University of Nijmegen, The Netherlands
- Davy D.T., Kotzar G.M., Brown R.H., Heiple K.G., Goldberg V.M., Berilla J., Burstein A.H. (1988) Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 70-A: 45-50
- Debrunner H.U. (1975) Studien zur Biomechanik des Hüftgelenks I. *Z Orthop* 113: 377-388
- Dega W. (1973) Entwicklung und klinische Bedeutung der dysplastischen Hüftgelenkpfanne. *Orthopaede* 2: 202-218
- Dewire P., Simkin A. (1996) Subchondral plate thickness reflects tensile stress in the primate acetabulum. *J Orthop Res* 14: 838-841
- Diméglio A., Kaelin A., Bonnel F., De Rosa V., Couture A. (1994) The growing hip: Specifications and requirements. *J Pediatr Orthop* 3, Part B: 135-147
- Dörr W.M. (1990) Pathomorphologische Entwicklung des dysplastischen Hüftgelenks. *Z Orthop* 128: 344-350
- Duncan H., Jundt J., Riddle J.M., Pitchford W., Christopherson T. (1987) The tibial subchondral plate. *J Bone Joint Surg* 69-A: 1212-1220
- Dunn P.M. (1976) Perinatal observations on the etiology of congenital dislocation of the hip. *Clin Orthop* 119: 11-22
- Eckstein F., Merz B., Schmid P., Putz R. (1994) The influence of geometry on the stress distribution in joints - a finite element analysis. *Anat Embryol* 189: 545-552
- Eckstein F., Müller-Gerbl M., Steinlechner M., Kierse R., Putz R. (1995) Subchondral bone density in the human elbow assessed by computed tomography osteoabsorptiometry: A Reflection of the loading history of the joint surfaces. *J Orthop Res* 13: 268-278
- Eckstein F., von Eisenhart-Rothe R., Landgraf J., Adam C., Löhe F., Müller-Gerbl M., Putz R. (1997) Quantitative analysis of incongruity, contact areas and cartilage thickness in the human hip. *Acta Anat* 158: 192-204
- Eckstein F., Merz B., Schön M., Jacobs C.R., Putz R. (1999) Tension and bending, but not compression alone determine the functional adaptation of subchondral bone in incongruous joints. *Anat Embryol* 199: 85-97
- Edelstein J. (1966) Congenital dislocation of the hip in the Bantu. *J Bone Joint Surg* 48-B: 397
- Eisenhart-Rothe von R., Eckstein F., Landgraf J., Löhe F., Müller-Gerbl M., Putz R. (1996) Verteilung der anatomischen Gelenkspaltweite und Flächenpressung im menschlichen Hüftgelenk - eine quantitative Analyse. *Osteologie* 5: 55-64
- Eisenhart-Rothe von R., Eckstein F., Müller-Gerbl M., Landgraf J., Rock C., Putz R. (1997) Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens. *Anat Embryol* 195: 279-288

7. Literaturverzeichnis

- Ekholm R., Norbäck B. (1951) On the relationship between articular changes and function. *Acta Orthop Scand* 21: 81-98
- Eyre-Brook A.L. (1968) Some aspects of congenital dysplasia of the hip. *Ann R Coll Sur Engl* 43: 1-18
- Farkas T., Boyd R.D., Schaffler M.B., Radin E.L., Burr D.B. (1987) Early vascular changes in rabbit subchondral bone after repetitive impulsive loading. *Clin Orthop* 219: 259-267
- Fick R. (1904) Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln, *Erster Teil: Anatomie der Gelenke. Fischer Verlag Jena*
- Fick R. (1911) Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik In: *Handbuch der Anatomie des Menschen Bd II, Abt 1,3., Fischer Verlag Jena*
- Genda E., Konishi N., Hasegawa Y., Miura T. (1995) A computer simulation study of normal and abnormal hip joint contact pressure. *Arch Orthop Trauma Surg* 114: 202-206
- Gibson P.H., Benson M.K.D. (1982) Congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg* 64-B: 169-175
- Goodship A.E., Lanyon L.E., Mc Fie H. (1979) Functional adaption of bone to increased stress. *J Bone Joint Surg* 61-A: 539-546
- Greenwald A.S., O'Connor J.J. (1971) The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech* 4: 507-528
- Greenwald A.S., Haynes D.W. (1972) Weight-bearing areas in the human hip joint. *J Bone Joint Surg* 54-B: 157-163
- Hamacher P., Roesler H. (1971) Die Berechnung von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall. *Arch Orthop Unfall-Chir* 70: 26-35
- Hamacher P., Roesler H. (1972) Ergebnisse der Berechnung von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall. *Arch Orthop Unfall-Chir* 72: 94-160
- Hamacher P., Roesler H. (1974) Belastungsdiagramme bei Hüftgelenkserkrankungen. *Z Orthop* 112: 176-186
- Harris N.H., Lloyd-Roberts G.C., Gallien R. (1975) Acetabular development in congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg* 57-B: 46-52
- Harris N.H. (1976) Acetabular growth potential in congenital dislocation of the hip and some factors upon which it may depend. *Clin Orthop* 119: 99-106
- Harris W.H. (1986) Etiology of Osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop* 213: 20-33
- Harty M. (1991) In: The hip and its disorders. *Steinberg ME (ed) Saunders Company Philadelphia*
- Hodge W.A., Carlson K.L., Fijan R.S., Burgess R.G., Riley P.O., Harris W.H., Mann R.W. (1989) Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg* 71-A: 1378-1385
- Hopf A. (1966) Hüftpfannenverlagerung durch doppelte Beckenosteotomie zur Behandlung der Hüftgelenksdysplasie und Subluxation bei Jugendlichen und Erwachsenen. *Z Orthop* 101: 559-586
- Huggler A.H., Schreiber A., Dietschi C., Jacob H. (1974) Experimentelle Untersuchungen über das Deformationsverhalten des Hüftazetabulums unter Belastung. *Z Ortop* 112: 44-50
- Hübener K.H. (1981) Computertomographie des Körperstammes. In: Röntgen wie? wann? Bd IV. *W Frommhold (ed) Thieme Verlag, Stuttgart*
- Idelberger K. (1951) Die Erbpathologie der sogenannten angeborenen Hüftverrenkung. *Urban & Schwarzenberg Verlag München, Berlin*
- Idelberger K. (1984) Lehrbuch der Orthopädie. *Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo*

- Ingelmark E. (1950) The nutritive supply and nutritional value of synovial fluid. *Acta Orthop Scand* 20: 144-155
- Inoue H. (1981) Alterations in the collagen framework of osteoarthritic cartilage and subchondral bone. *Int Orthop* 5: 47-52
- Issekutz B., Blizzard J.J., Birkhead N.C., Rodahl K. (1966) Effect of prolonged bed rest on urinary calcium output. *J Appl Physiol* 21: 1013-1020
- Jacob H., Huggler A.H., Dietschi C., Schreiber A. (1976) Mechanical function of subchondral bone as experimentally determined on the acetabulum of the human pelvis. *J Biomech* 9: 625-627
- Jacobs C.R., Eckstein F. (1997) Computer simulation of subchondral bone adaption to mechanical loading in an incongruous joint. *Anat Rec* 249: 317-326
- Knief J.J. (1967a) Materialverteilung und Beanspruchungsverteilung im coxalen Femurende - Densitometrische und spannungsoptische Untersuchungen. *Z Anat Entw-Gesch* 126: 81-116
- Knief J.J. (1967b) Quantitative Untersuchung der Verteilung der Hartsubstanzen im Knochen und ihrer Beziehung zur lokalen mechanischen Beanspruchung. *Z Anat Entw-Gesch* 126: 81-116
- Konermann H. (1971) Quantitative Bestimmung der Materialverteilung nach Röntgenbildern des Knochens mit einer neuen fotografischen Methode. *Z Anat Entwickl-Gesch* 134: 13-48
- Kummer B. (1962) Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. *Anat Anz* 110: 261-293
- Kummer B. (1968) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks I. Allgemeine Problematik. *Z Anat Entwickl-Gesch* 127: 277-285
- Kummer B. (1985) Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks. *Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo*
- Kummer B. (1988) Biomechanischer Aspekt der Luxationshüfte. *Orthopaede* 17: 452-462
- Kummer B. (1991) Die klinische Relevanz biomechanischer Analysen der Hüftregion. *Z Orthop* 129: 285-294
- Kurrat H.J. (1977) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks VI: Eine funktionelle Analyse der Knorpeldickenverteilung am menschlichen Femurkopf. *Anat Embryol* 150: 129-140
- Lane L.B., Bullough P. (1980) Age-related changes in the thickness of the calcified zone and the number of tidemarks in adult human articular cartilage. *J Bone Joint Surg* 62-B: 372-375
- Legal H., Ruder H. (1977) Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks. *Z Orthop* 115: 215-234
- Legal H., Reinecke M., Ruder H. (1978) Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks II. *Z Orthop* 116: 889-896
- Legal H., Ruder H. (1979) Biomechanisch fundierte Planung gelenkerhaltender Operationen am Hüftgelenk. *Orthopaede* 8: 224-244
- Legal H., Reinecke M., Ruder H. (1980) Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks III. *Z Orthop* 118: 804-815
- Legal H. (1984) In: Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation im Kindes und Erwachsenenalter. *Tönnis D (ed) Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo*
- Leichter I., Weinreb A., Hazan G., Loewinger E., Robin G.C., Steinberg R., Minczel J., Makin M. (1981) The effect of age and sex on bone density, bone mineral content and cortical index. *Clin Orthop* 156: 232-239
- Lissner J., Fink U. (1992) Radiologie I. *Enke Verlag, Stuttgart*

7. Literaturverzeichnis

- Lloyd-Roberts G.C., Swann M. (1966) Pitfalls in the management of congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg 48-B*: 666-681
- Löhe F., Eckstein F., Sauer T., Putz R. (1996) Structure, Strain and Function of the transverse acetabular ligament. *Acta Anat 157*: 315-323
- Lust G., Beilman W.T., Dueland D.J., Farrell P.W. (1980) Intra-articular volume and hip joint instability in dogs with hip dysplasia. *J Bone Joint Surg 62-A*: 576-582
- Meachim G., Allibone R. (1984) Topographical variation in the calcified zone of upper femoral articular cartilage. *J Anat 139*: 341-352
- Milz S., Putz R. (1994a) Lückenbildungen der subchondralen Mineralisierungszone des Tibiaplateaus. *Osteologie 3*: 110-118
- Milz S., Putz R. (1994b) Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau. *J Anat 185*: 103-110
- Milz S., Eckstein F., Putz R. (1995a) The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella. *Anat Embryol 192*: 437-444
- Milz S., Müller-Gerbl M., Putz R. (1995b) The thickness and density of the human acetabular subchondral plate and its correlation with the cartilage thickness. *5th Annual Conference of the European Orthopaedic Research Society. Book of abstracts: S2*
- Milz S., Eckstein F., Putz R. (1997) Thickness Distribution of the subchondral mineralization zone of the trochlear notch and its correlation with cartilage thickness: An Expression of functional adaption to mechanical stress acting on the humeroulnar joint? *Anat Rec 248*: 189-197
- Miyanaga Y., Fukubayashi T., Kurosawa H. (1984) Contact study of the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg 103*: 13-17
- Müller-Gerbl M., Schulte E., Putz R. (1987) The thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of the load supported? *J Anat 154*: 103-111
- Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B. (1989) Computed tomography-osteodensitometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaption in individual joints. *Skeletal Radiol 18*: 507-512
- Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B. (1990) Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteodensitometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop 128*: 128-133
- Müller-Gerbl M., Hodapp N., Reinbold W.D., Putz R. (1991a) Can CT-osteodensitometry be used to display the distribution of subchondral mineralisation? *Calcif Tissue Int 48 [Suppl]*: 68
- Müller-Gerbl M., Putz R., Kierse R. (1991b) Distribution of subchondral bone as a morphological parameter of stress in the hip-joint of the living. *Calcif Tissue Int 46 [Suppl]*: 71
- Müller-Gerbl M., Putz R., Kenn R. (1992) Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT osteodensitometry as a noninvasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints. *J Bone Miner Res 7 [Suppl 2]*: 411-418
- Müller-Gerbl M., Putz R., Kenn R., Kierse R. (1993) People in different age groups show different hip-joint morphology. *Clin Biomech 8*: 66-72
- Müller-Gerbl M. (1998) The subchondral bone plate. *Advances in Anatomy Embryology and Cell Biology. Vol. 141, Springer Verlag Heidelberg*

- Murphy S.B., Kijewski P.K., Millis M.B., Harless A. (1990) Acetabular dysplasia in the adolescent and young adult. *Clin Orthop* 261: 214-223
- Oberländer W. (1973) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks V. Die Verteilung der Knochendichte im Acetabulum. *Z Anat Entwickl-Gesch* 140: 367-384
- Oberländer W. (1977) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks VII. Die Verteilung der Knorpeldicke im Acetabulum und ihre funktionelle Deutung. *Anat Embryol* 150: 141-153
- Oberländer W., Kurrat H.J., Breul R. (1978) Untersuchungen zur Ausdehnung der knöchernen Facies lunata. *Z Orthop* 116: 675-682
- Oettmeier R., Abendroth K., Oettmeier S. (1989) Analyses of the tidemark on human femoral heads. I. Histochemical, ultrastructural and microanalytic characterization of the normal structure of the intercartilaginous junction. *Acta Morphol Hung* 37: 155-168
- Pauwels F. (1960) Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. 10. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z Anat und Entwickl-Gesch* 121: 478-515
- Pauwels F. (1965) Gesammelte Abhandlungen zur Anatomie des Bewegungsapparates. *Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York*
- Pauwels F. (1973) Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. *Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York*
- Pauwels F. (1980) Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus. *Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York*
- Pemberton P.A. (1974) Pericapsular Osteotomy of the Ilium for the treatment of congenitally dislocated hips. *Clin Orthop* 98: 41-54
- Pompe van Meedervoort H.F. (1977) Congenital musculoskeletal malformation in South African Blacks. *J Bone Joint Surg* 59-B: 257
- Pugh J.W., Rose R.M., Radin E.L. (1973a) Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: Dependence on structure. *J Biomech*: 475-485
- Pugh J.W., Rose R.M., Radin E.L. (1973b) A structural model for the mechanical behavior of trabecular bone. *J Biomech* 6: 657-670
- Pugh J.W., Radin E.L., Rose R.M. (1974) Quantitative studies of human subchondral cancellous bone. *J Bone Joint Surg* 56-A: 313-321
- Putti V. (1937) Die Anatomie der angeborenen Hüftverrenkung. *Enke Verlag Stuttgart*
- Radin E.L., Paul I.L. (1970a) Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues and bone. *Arthritis Rheum* 13: 139-144
- Radin E.L., Paul I.L., Tolkoff M.J. (1970b) Subchondral bone changes in patients with early degenerative joint disease. *Arthritis Rheum* 13: 400-405
- Radin E.L., Rose R.M. (1986) Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin Orthop* 213: 34-40
- Rapperport D.J., Carter D.R., Schurman D.J. (1985) Contact finite element stress analysis of the hip joint. *J Orthop Res* 3: 435-446
- Roesler H. (1974) Die Auswirkung von Trochanterversetzung auf die Belastung des Hüftgelenks dargestellt im Belastungsdiagramm (I.). *Orthop Praxis* 3: 153-156
- Roux W. (1912) Anpassungslehre, Histomechanik und Histochemie. Mit Bemerkungen über die Entwicklung und Formgestaltung der Gelenke. Berichtigung zu R. Thomas gleichnamigem Aufsatz. *Virchows Arch Path Anat* 209: 168-209
- Rubin C.T., Lanyon L.E. (1982) Limb mechanics as a function of speed and gait: A study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog. *J Exp Biol* 101: 187-211

7. Literaturverzeichnis

- Salter R.B., Field P. (1960) The effects of continuous compression on living articular cartilage. *J Bone Joint Surg 42-A*: 31-49
- Salter R.B. (1966) Role of innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip in the older child. *J Bone Joint Surg 48-A*: 1413-1439
- Salter R.B., Dubos J.P. (1974) The first fifteen years` personal experience with innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *Clin Orthop 98*: 72-103
- Salter R.B., Hansson G., Thompson G.H. (1984) Innominate osteotomy in the management of residual congenital subluxation of the hip in young adults. *Clin Orthop 182*: 53-68
- Schoenecker P.L., Lesker P.A., Ògata K. (1984) A dynamic canine model of experimental hip dysplasia. *J Bone Joint Surg 66-A*: 1281-1288
- Schüller H.M., Dalstra M., Huiskes R., Marti R.K. (1993) Total hip reconstruction in acetabular dysplasia. A finite element study. *J Bone Joint Surg 75-B*: 468-474
- Simkin P.A., Graney D.O., Fiechtner J.J. (1980) Roman arches, human joints, and disease. Differences between convex and concave sides of joints. *Arthritis Rheum 23*: 1308-1311
- Simkin P.A., Herson T.F., Downey D.J., Benedict R.S., Choi H.S. (1991) Subchondral architecture in bones of the canine shoulder. *J Anat 175*: 213-227
- Simon S.R., Radin E.L., Paul I.L., Rose R.M. (1972) The response of joints to impact loading. II. In vivo behavior of subchondral bone. *J Biomech 5*: 267-272
- Singh I. (1978) The architecture of cancellous bone. *J Anat 127*: 305-310
- Skirving A.P., Scadden W.J. (1979) The african neonatal hip and its immunity from congenital dislocation. *J Bone Joint Surg 61-B*: 339-341
- Smith W.S., Coleman C.R., Olix M.L., Slager R. (1963) Etiology of congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg 45-A*: 491-499
- Smith R.W., Egger P., Coggon D., Cawley M.I.D., Cooper C. (1995) Osteoarthritis of the hip joint and acetabular dysplasia in women. *Ann Rheum Dis 54*: 179-181
- Snow-Harter C., Whalen R.K., Myburgh K., Arnaud S., Marcus R. (1992) Bone mineral density, muscle strength, an recreational exercise in men. *J Bone Min Res 7*: 1291-1296
- Steel H.H. (1973) Triple osteotomy of the innominate bone. *J Bone Joint Surg Am 55*: 343-350
- Steel H.H. (1977) Triple osteotomy of the innominate bone, A procedure to accomplish coverage of the dislocated or subluxated femoral head in the older patient. *Clin Orthop 122*: 116-127
- Steiger P., Cummings S.R., Black D.M., Spencer N.E., Genant H.K. (1992) Age-related decrements in bone mineral density in women over 65. *J Bone Min Res 7*: 625-632
- Steinberg M.E., Trueta J. (1981) Effects of activity on bone growth and development in rat. *Clin Orthop 156*: 52-60
- Sutherland D.H., Greenfield R. (1977) Double innominate osteotomy. *J Bone Joint Surg 59-A*: 1082-1091
- Sutherland D.H., Moore M. (1991) Clinical and radiographic outcome of patients treated with double innominate osteotomy for congenital hip dysplasia. *J Pediatr Orthop 11*: 143-148
- Tillmann B. (1969) Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks, III. Die Form der Facies lunata. *Z Anat Entwickl-Gesch 128*: 329-349
- Tönnes D. (1977) Indikation und Wirksamkeit verschiedener Operationsmethoden bei angeborener Hüftdysplasie. *Z Orthop 115*: 726-737

- Tönnis D. (1981) Eine neue Technik der Dreifachosteotomie zur Schwenkung dysplastischer Hüftpfannen bei Jugendlichen und Erwachsenen. *Z Orthop* 119: 253-265
- Tönnis D. (1984) Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. *Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York*
- Tönnis D. (1985) Die operative Behandlung der Hüftdysplasie. *Enke Verlag Stuttgart*
- Tönnis D., Arning A., Bloch M., Heinecke A., Kalchschmidt K. (1994) Triple Pelvic Osteotomy. *J Pediatr Ortop Part B* 3: 54-67
- Tönnis D., Kalchschmidt K., Heinecke A. (1998) Hüftpfannenschwenkung durch Dreifachosteotomie des Beckens nach Tönnis. *Orthopaede* 27: 733-742
- Tschauner C., Hofmann S., Czerny C. (1997) Hüftdysplasie. Morphologie, Biomechanik und therapeutische Prinzipien unter Berücksichtigung des Labrum acetabulare. *Orthopaede* 26: 89-108
- Vogt S. (1999) Vorzugsrichtung der Kollagenfasern im subchondralen Knochen von Hüft- und Schultergelenk. *Dissertation an der LMU München für Medizin, Deutschland*
- Wagner H. (1973a) Erfahrungen mit der Pfannenosteotomie bei der Korrektur der dysplastischen Hüftgelenkpfanne. *Orthopaede* 2: 253-259
- Wagner H., Keck P. (1973b) Ergebnisse der operativen Behandlung der Dysplasiearthrose des Hüftgelenks. *Orthopaede* 2: 260-267
- Waldeyer A., Mayet A. (1987) Anatomie des Menschen 1. *de Gruyter Verlag Berlin, New York*
- Weinreb M., Rodan G., Thompson D.D. (1991) Immobilization-related bone loss in the rat is increased by calcium deficiency. *Calcif Tissue Int* 48: 93-100
- Weinstein S.L. (1987) Natural history of congenital hip dislocation (CDH) and hip dysplasia. *Clin Orthop* 225: 62-76
- Weiß M., Nagelschmidt M., Struck H. (1979) Relaxin and collagen metabolism. *Horm Metab Res* 11: 408-410
- Witt N., Rettig H., Schlegel K.F. (1987) Orthopädie in Praxis und Klinik. *Thieme Verlag Stuttgart, New York*
- Wolff J. (1892) Das Gesetz der Transformation der Knochen. *Hirschwald Verlag Berlin*
- Woo S.L.Y., Kuei S.C., Amiel D., Gomez M.A., Hayer W.C., White F.C., Akeson W.H. (1981) The effect of prolonged physical training on the properties of long bone: A study of Wolff's law. *J Bone Joint Surg* 63-A: 780-787
- Woods C.G., Greenwald A.S., Haynes D.W. (1970) Subchondral vascularity in the human femoral head. *Ann Rheum Dis* 29: 138-142
- Wynne-Davis R. (1970) Acetabular Dysplasia and familial joint laxity: two etiological factors in congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 52: 704-716
- Yamamuro T. (1977) Biomechanical and hormonal factors in the etiology of congenital dislocation of the hip joint. *Int Orthop* 1: 231-236
- Zeiler G. (1974) Indikation zur intertrochanteren Osteotomie bei der dysplastischen Hüftgelenkspfanne beim Jugendlichen und Erwachsenen. *Orthop Praxis* 4: 219-223
- Zilch H., Weber U. (1989) Orthopädie. *de Gruyter Verlag Berlin, New York*

8. Anhang

Tabelle A1

Falldarstellung der Acetabula im Normalkollektiv, Mineralisierung mg Ca / ml

a

				Gesamt	Maximum Dach	Maximum Vorderhorn	Maximum Hinterhorn
Altersgruppe	1	1		507,00	636,00	577,00	611,00
		2		883,00	955,00	938,00	957,00
		3		748,00	883,00	665,00	826,00
		4		791,00	937,00	644,00	842,00
		5		769,00	909,00	612,00	841,00
		6		699,00	834,00	580,00	804,00
		7		730,00	861,00	728,00	772,00
	Total	N	7	7	7	7	
		Minimum	507,00	636,00	577,00	611,00	
		Maximum	883,00	955,00	938,00	957,00	
		Mittelwert	732,4286	859,2857	677,7143	807,5714	
		Std. Abweichung	115,1982	107,0307	126,2177	103,9950	
	2	1		413,00	510,00	405,00	426,00
		2		399,00	426,00	384,00	395,00
		3		449,00	510,00	415,00	456,00
4			419,00	548,00	342,00	428,00	
5			569,00	583,00	572,00	570,00	
6			458,00	534,00	340,00	369,00	
7			451,00	551,00	298,00	549,00	
8			748,00	808,00	589,00	814,00	
Total	N	8	8	8	8		
	Minimum	399,00	426,00	298,00	369,00		
	Maximum	748,00	808,00	589,00	814,00		
	Mittelwert	488,2500	558,7500	418,1250	500,8750		
	Std. Abweichung	117,2650	110,7620	107,2719	144,7524		
Total	N	15	15	15	15		
	Minimum	399,00	426,00	298,00	369,00		
	Maximum	883,00	955,00	938,00	957,00		
	Mittelwert	602,2000	699,0000	539,2667	644,0000		
	Std. Abweichung	168,7082	187,4285	174,7882	200,4869		

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

8. Anhang

Tabelle A2

Falldarstellung der Acetabula im Normalkollektiv, Fläche mm²

a

				Gesamt	Maximum Dach	Maximum Vorderhorn	Maximum Hinterhorn	
Altersgruppe	1	1		2418,48	866,49	257,24	476,85	
		2		1961,43	513,15	274,66	309,42	
		3		2095,86	653,11	316,40	471,27	
		4		2365,49	903,03	291,73	464,64	
		5		2175,70	1011,92	302,91	628,56	
		6		1608,33	712,68	300,50	418,04	
		7		1764,01	764,48	261,01	373,83	
		Total		N	7	7	7	7
				Minimum	1608,33	513,15	257,24	309,42
				Maximum	2418,48	1011,92	316,40	628,56
				Mittelwert	2055,6143	774,9800	286,3500	448,9443
				Std. Abweichung	299,3609	167,4864	22,4817	99,8746
	2	1			1982,45	735,97	271,06	389,07
		2			1626,51	665,20	142,79	328,29
		3			1745,89	846,73	284,75	413,16
4				2183,28	736,80	344,17	625,77	
5				1760,67	919,56	540,89	535,55	
6				2279,93	1066,31	434,93	561,43	
7				2837,66	736,07	340,18	431,97	
8				1213,56	635,48	217,84	354,15	
	Total		N	8	8	8	8	
			Minimum	1213,56	635,48	142,79	328,29	
			Maximum	2837,66	1066,31	540,89	625,77	
			Mittelwert	1953,7438	792,7650	322,0762	454,9234	
			Std. Abweichung	489,4094	143,6263	124,4623	106,7917	
Total		N		15	15	15	15	
		Minimum		1213,56	513,15	142,79	309,42	
		Maximum		2837,66	1066,31	540,89	628,56	
		Mittelwert		2001,2833	784,4653	305,4040	452,1331	
		Std. Abweichung		401,1676	149,7356	91,1175	99,9336	

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

8. Anhang

Tabelle A3

Falldarstellung der Capites femores im Normalkollektiv, Mineralisierung mg Ca / ml und Fläche mm² ^a

			Gesamtmineralisierung	Gesamtfläche	Maximum vorne, Mineralisierung	Maximum vorne, Fläche	Maximum hinten, Mineralisierung	Maximum hinten, Fläche	
Altersgruppe	1	1	433,00	3971,94	495,00	203,04	606,00	626,06	
		2	606,00	2981,68	753,00	306,17	746,00	370,01	
		3	541,00	3028,37	597,00	488,95	798,00	670,06	
		4	644,00	3065,63	718,00	414,05	799,00	698,23	
		5	440,00	3338,59	509,00	450,77	505,00	600,40	
		6	540,00	2951,71	641,00	301,66	696,00	551,04	
		7	410,00	2579,03	480,00	307,14	504,00	597,07	
		Total	N	7	7	7	7	7	
			Minimum	410,00	2579,03	480,00	203,04	504,00	370,01
			Maximum	644,00	3971,94	753,00	488,95	799,00	698,23
			Mittelwert	516,2857	3130,9929	599,0000	353,1114	664,8571	587,5529
			Std. Abweichung	90,9079	432,8572	110,0924	100,9855	127,9120	107,5898
		2	1	282,00	3758,04	341,00	550,47	358,00	268,87
			2	207,00	2685,71	282,00	238,21	268,00	272,98
			3	268,00	3078,48	386,00	168,66	448,00	338,83
			4	266,00	3380,47	370,00	159,63	376,00	302,82
			5	360,00	2680,64	454,00	730,64	453,00	482,30
			6	340,00	2890,78	405,00	403,71	440,00	705,04
			7	341,00	4348,08	372,00	576,35	456,00	912,16
	8	366,00	2129,45	462,00	214,98	516,00	284,81		
	Total	N	8	8	8	8	8		
		Minimum	207,00	2129,45	282,00	159,63	268,00	268,87	
		Maximum	366,00	4348,08	462,00	730,64	516,00	912,16	
		Mittelwert	303,7500	3118,9563	384,0000	380,3311	414,3750	445,9763	
		Std. Abweichung	56,4137	696,9537	58,5808	217,6781	76,9191	240,5362	
	Total	N	15	15	15	15	15		
		Minimum	207,00	2129,45	282,00	159,63	268,00	268,87	
		Maximum	644,00	4348,08	753,00	730,64	799,00	912,16	
		Mittelwert	402,9333	3124,5733	484,3333	367,6286	531,2667	512,0453	
		Std. Abweichung	131,0678	568,5159	138,6973	168,1072	163,4055	198,0779	

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

8. Anhang

Tabelle A4

Falldarstellung der Acetabula im Patientenkollektiv, Mineralisierung mg Ca / ml

a

		Gesamt	Maximum Dach	Maximum Vorderhorn	Maximum Hinterhorn
1		649,00	796,00	604,00	587,00
2		651,00	860,00	623,00	675,00
3		583,00	823,00	728,00	,
4		605,00	842,00	663,00	,
5		587,00	778,00	682,00	722,00
6		694,00	876,00	494,00	667,00
7		716,00	910,00	441,00	674,00
8		790,00	932,00	405,00	876,00
9		834,00	949,00	638,00	905,00
10		688,00	816,00	675,00	814,00
11		740,00	914,00	695,00	882,00
12		612,00	815,00	525,00	616,00
13		653,00	828,00	598,00	727,00
14		645,00	788,00	669,00	691,00
15		624,00	772,00	813,00	663,00
16		738,00	842,00	740,00	782,00
17		757,00	860,00	767,00	769,00
18		489,00	639,00	551,00	627,00
19		483,00	600,00	492,00	508,00
20		518,00	800,00	484,00	665,00
21		527,00	800,00	552,00	723,00
22		728,00	874,00	813,00	771,00
23		766,00	899,00	860,00	812,00
24		645,00	727,00	818,00	,
25		685,00	829,00	784,00	,
26		681,00	857,00	,	658,00
27		680,00	841,00	682,00	618,00
28		660,00	834,00	745,00	728,00
Total	N	28	28	27	24
	Minimum	483,00	600,00	405,00	508,00
	Maximum	834,00	949,00	860,00	905,00
	Mittelwert	658,1429	825,0357	649,6667	715,0000
	Std. Abweichung	87,8512	77,0644	125,0886	97,9991

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

8. Anhang

Tabelle A5

Falldarstellung der Acetabula im Patientenkollektiv, Fläche mm²

a

	Gesamtfläche	Maximum Dach	Maximum Vorderhorn	Maximum Hinterhorn
1	1966,65	817,35	255,33	288,54
2	2011,15	432,41	224,76	297,03
3	2131,05	469,10	112,04	,
4	2295,08	482,53	144,95	,
5	2121,83	543,82	85,86	123,29
6	2516,67	785,53	63,71	160,26
7	1944,60	429,98	156,83	221,97
8	1543,22	706,31	87,02	311,18
9	2044,44	961,74	88,67	474,15
10	1115,00	517,67	93,75	284,50
11	2207,26	805,35	48,16	193,59
12	2357,38	691,17	186,84	258,26
13	2669,10	836,32	98,91	207,14
14	1627,67	524,75	66,12	102,43
15	1738,18	394,66	29,19	205,95
16	1580,97	588,96	169,22	324,48
17	1701,55	607,30	138,45	264,83
18	2082,91	623,54	130,45	221,94
19	1935,60	593,92	103,48	164,62
20	2121,40	287,52	142,65	130,33
21	2362,78	308,85	87,94	208,76
22	1749,77	686,01	106,66	278,62
23	1979,29	899,33	110,61	210,49
24	1816,58	526,61	200,49	,
25	2014,19	778,00	177,53	,
26	2468,61	948,77	,	215,79
27	2609,32	1056,99	98,69	216,60
28	2963,68	678,94	73,44	247,38
Total	N	28	27	24
	Minimum	1115,00	287,52	29,19
	Maximum	2963,68	1056,99	255,33
	Mittelwert	2059,8546	642,2654	121,5462
	Std. Abweichung	391,9510	199,9787	54,3997
				78,2540

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

8. Anhang

Tabelle A6

Falldarstellung der Capites femores im Patientenkollektiv, Mineralisierung mg Ca / ml und Fläche mm²

a

		Gesamtmineralisierung	Gesamtfläche	Maximum vorne, Mineralisierung	Maximum vorne, Fläche	Maximum hinten, Mineralisierung	Maximum hinten, Fläche
1		356,00	2868,86	539,00	184,32	529,00	402,65
2		365,00	2444,46	534,00	176,41	551,00	276,94
3		389,00	3111,21	474,00	80,60	533,00	388,40
4		372,00	2815,87	502,00	153,41	520,00	445,35
5		362,00	2020,72	523,00	213,08	586,00	173,42
6		372,00	2873,86	521,00	135,10	549,00	356,12
7		406,00	2579,86	522,00	206,32	616,00	319,51
8		497,00	2234,02	635,00	261,33	655,00	208,27
9		511,00	2561,51	643,00	308,03	702,00	272,07
10		480,00	1489,03	688,00	102,36	680,00	247,91
11		465,00	2208,55	605,00	262,53	650,00	316,18
12		400,00	3808,59	463,00	189,62	568,00	481,81
13		390,00	3685,29	517,00	225,55	562,00	442,56
14		404,00	2484,08	505,00	149,36	567,00	225,68
15		379,00	2449,45	467,00	102,68	518,00	214,54
16		438,00	2650,14	635,00	251,11	633,00	295,48
17		420,00	2961,00	643,00	158,45	670,00	217,15
18		283,00	2853,96	365,00	324,43	400,00	159,19
19		263,00	2517,40	405,00	111,83	348,00	164,37
20		305,00	2399,31	345,00	202,34	382,00	153,19
21		318,00	2963,96	406,00	243,68	450,00	234,51
22		488,00	2223,39	692,00	132,51	722,00	273,54
23		523,00	2269,51	661,00	117,94	815,00	283,03
24		416,00	2320,13	604,00	144,38	583,00	267,91
25		391,00	2407,18	546,00	262,47	581,00	243,96
26		395,00	3175,42	535,00	282,43	543,00	279,44
27		386,00	2934,01	534,00	224,11	543,00	261,48
28		472,00	4069,50	659,00	275,92	766,00	279,70
Total	N	28	28	28	28	28	28
	Minimum	263,00	1489,03	345,00	80,60	348,00	153,19
	Maximum	523,00	4069,50	692,00	324,43	815,00	481,81
	Mittelwert	401,6429	2692,1525	541,7143	195,7964	579,3571	281,5843
	Std. Abweichung	66,0618	548,4229	95,4653	67,7038	108,4217	87,5316

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

8. Anhang

Tabelle A7

Falldarstellung der Acetabula im Patientenkollektiv, präoperativ, Mineralisierung mg Ca / ml und Fläche mm² ^a

		Gesamtmineralisierung	Gesamtfläche	Maximum Dach, Mineralisierung	Maximum Dach, Fläche	Maximum Vorderhorn, Mineralisierung	Maximum Vorderhorn, Fläche	Maximum Hinterhorn, Mineralisierung	Maximum Hinterhorn, Fläche
1		605,00	2295,08	842,00	482,53	663,00	144,95	,	,
2		694,00	2516,67	910,00	785,53	494,00	63,71	667,00	160,26
3		740,00	2207,26	914,00	805,35	695,00	48,16	882,00	193,59
4		766,00	1979,29	899,00	899,33	860,00	110,61	812,00	210,49
5		685,00	2014,19	829,00	778,00	784,00	177,53	,	,
Total	N	5	5	5	5	5	5	3	3
	Minimum	605,00	1979,29	829,00	482,53	494,00	48,16	667,00	160,26
	Maximum	766,00	2516,67	914,00	899,33	860,00	177,53	882,00	210,49
	Mittelwert	698,0000	2202,4980	878,8000	750,1472	699,2000	108,9928	787,0000	188,1133
	Std. Abweichung	61,6887	219,4196	40,1709	157,2787	138,2776	54,1856	109,6586	25,5612

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle

Tabelle A8

Falldarstellung der Acetabula im Patientenkollektiv, postoperativ, Mineralisierung mg Ca / ml und Fläche mm² ^a

		Gesamtmineralisierung	Gesamtfläche	Maximum Dach, Mineralisierung	Maximum Dach, Fläche	Maximum Vorderhorn, Mineralisierung	Maximum Vorderhorn, Fläche	Maximum Hinterhorn, Mineralisierung	Maximum Hinterhorn, Fläche
1		564,00	2016,42	679,00	883,94	743,00	64,70	654,00	64,70
2		658,00	2205,89	749,00	1026,47	349,00	74,18	626,00	201,11
3		682,00	2125,41	814,00	845,86	663,00	52,78	837,00	217,34
4		747,00	1941,40	841,00	1142,63	815,00	79,02	775,00	307,35
5		605,00	1983,78	693,00	832,49	720,00	167,09	578,00	343,77
Total	N	5	5	5	5	5	5	5	5
	Minimum	564,00	1941,40	679,00	832,49	349,00	52,78	578,00	64,70
	Maximum	747,00	2205,89	841,00	1142,63	815,00	167,09	837,00	343,77
	Mittelwert	651,2000	2054,5800	755,2000	946,2801	658,0000	87,5549	694,0000	226,8542
	Std. Abweichung	70,5528	108,6165	71,6464	134,0748	181,1243	45,5767	108,0393	108,6202

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

8. Anhang

Tabelle A 9

Falldarstellung der Capites femores im Patientenkollektiv, präoperativ, Mineralisierung mg Ca / ml und Flächen mm²

a

		Gesamtmineralisierung	Gesamtfläche	Maximum vorne, Mineralisierung	Maximum vorne, Fläche	Maximum hinten, Mineralisierung	Maximum hinten, Fläche
1		372,00	2815,87	502,00	153,41	520,00	445,35
2		372,00	2873,86	522,00	135,10	549,00	356,12
3		465,00	2208,55	605,00	262,52	650,00	316,18
4		523,00	2269,51	661,00	117,94	815,00	283,03
5		391,00	2407,18	546,00	262,47	581,00	243,96
Total	N	5	5	5	5	5	5
	Minimum	372,00	2208,55	502,00	117,94	520,00	243,96
	Maximum	523,00	2873,86	661,00	262,52	815,00	445,35
	Mittelwert	424,6000	2514,9940	567,2000	186,2880	623,0000	328,9280
	Std. Abweichung	67,0395	310,2843	65,1360	70,6888	117,7306	77,1074

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

Tabelle A10

Falldarstellung der Capites femores im Patientenkollektiv, postoperativ, Mineralisierung mg Ca / ml und Fläche mm²

a

		Gesamtmineralisierung	Gesamtfläche	Maximum vorne, Mineralisierung	Maximum vorne, Fläche	Maximum hinten, Mineralisierung	Maximum hinten, Fläche
1		348,00	3235,84	498,00	115,12	515,00	129,81
2		377,00	2639,21	553,00	213,09	494,00	380,82
3		390,00	2313,47	592,00	178,20	609,00	106,90
4		464,00	2208,94	632,00	52,63	755,00	193,04
5		362,00	2847,75	547,00	43,43	640,00	140,11
Total	N	5	5	5	5	5	5
	Minimum	348,00	2208,94	498,00	43,43	494,00	106,90
	Maximum	464,00	3235,84	632,00	213,09	755,00	380,82
	Mittelwert	388,2000	2649,0420	564,4000	120,4940	602,6000	190,1360
	Std. Abweichung	45,2128	415,3949	50,4311	74,9621	105,0395	111,1743

a. Begrenzt auf die ersten 100 Fälle.

9. Danksagung

Mein größter Dank richtet sich an Frau Prof. Dr. M. Müller-Gerbl für ihre geduldige Anleitung im wissenschaftlichen Arbeiten, ihre liebevolle Betreuung und engagierte und motivierende Unterstützung, ohne die eine Arbeit dieser Art nicht möglich gewesen wäre.

Ich danke ganz herzlich Herrn Prof. Dr. R. Putz, Vorstand der Anatomischen Anstalt, München für seine stets konstruktive Kritik und wohlwollende Unterstützung.

Ein weiterer Dank gilt Frau Lippelt und Herrn Ehelechner für die große Hilfe an der IBM Workstation, Frau Mayer für ihre unermüdliche Hilfe bei der Literatursuche, meiner Schwester Eva für die Ratschläge bei der Textgestaltung und für das Korrekturlesen, darüber hinaus allen Mitarbeitern der Anatomischen Anstalt München, die mir bei der Realisierung dieser Studie zur Seite standen.

Meine Freunde und meine Familie haben mich während dieser Arbeit, insbesondere in schwierigen Zeiten ganz wesentlich unterstützt.