

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Würzburg
König-Ludwig-Haus
Direktor: Prof. Dr. med. J. Eulert

**Abriebverhalten der Harris-Galante-Pfanne
in Kombination mit
28mm Keramik- und Metallköpfen**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg
vorgelegt von
Christian Roller
aus Nürnberg

Würzburg, Januar 2005

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. C. Hendrich

Koreferent: Prof. Dr.-Ing. R. Thull

Dekan: Prof. Dr. med. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 12.07.2005

Der Promovend ist Arzt

INHALTSVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGEN

1. EINLEITUNG	1
2. MATERIAL UND METHODEN	7
2.1 Die Harris-Galante-Pfanne	7
2.2 Operation	8
2.3 Patienten	8
2.3.1 OP-Seite	9
2.3.2 Geschlechterverteilung	10
2.3.3 Operationsalter	11
2.3.4 Body-Mass-Index	12
2.3.5 Diagnosenverteilung	13
2.3.6 Pfannendurchmesser	15
2.3.7 Anteversion	16
2.3.8 Inklination	17
2.4 Radiologische Untersuchung	18
2.5 Messmethode	19
2.5.1 Hard- und Software	19
2.5.2 Messvorgang	20
2.5.3 Auswertung	23
2.6 Osteolysen	24
2.7 Statistik	24
3. ERGEBNISSE	25
3.1 Vergleich der Ausgangskollektive	25
3.2 Abriebverhalten	26
3.2.1 Regressionsanalyse	26
3.2.2 Linearer 2D-Abrieb	28
3.2.3 Volumetrischer 2D-Abrieb	29
3.3 Einflussfaktoren auf die Abriebrate	30
3.4 Vergleich der linearen Abriebraten	30
3.5 Power-Analyse	31
3.6 Osteolysen	32

4. DISKUSSION.....	33
5. ZUSAMMENFASSUNG.....	40
6. LITERATUR.....	41
7. ANHANG.....	59

Abkürzungen

Abb.	Abbildung
Al ₂ O ₃	Aluminium-Oxid
AP	anterior-posterior
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CoCr	CobaltChrome
HG	Harris-Galante
KE	Keramik
MB	Mega Bit
ME	Metall
MHz	Mega Hertz
Mrad	Mega Rad
OP	Operation
PE	Polyethylen
Ram	Random Access Memory
Tab.	Tabelle
TIF	Tagged-Image-File
UHMWPE	Ultra high molecular weight polyethylen
2D	2-dimensional
3D	3-dimensional

1. EINLEITUNG

Das Hauptproblem der modernen Hüftgelenksendoprothetik ist die abriebbedingte Osteolyse.^{41;62;83;110}

Die Ursprünge der modernen Hüftendoprothetik gehen auf Thompson zurück, der 1950 in den USA begann, Schenkelhalsfrakturen mit einer Prothese zu versorgen. In den folgenden Jahren entwickelte McKee daraus eine Totalendoprothese für das Hüftgelenk. Schon in den ersten Jahren erkannte man, dass Osteolysen für eine große Zahl von Implantatversagen verantwortlich waren. Die genauen Ursachen der Osteolyseentstehung waren aber noch unbekannt.⁹⁰ 1977 prägte Willert den Begriff der „Zementkrankheit“. Nach histologischen Untersuchungen von Explantatmaterial aus den 60er Jahren ging er fälschlicherweise davon aus, dass Zementpartikel für die Osteolysen verantwortlich wären.^{90;104;105} Daraufhin wurde die Entwicklung von zementfreien Systemen vorangetrieben, die den zementierten Endoprothesen lange Zeit klinisch unterlegen waren.^{3;10;16;34;58;113} Zur gleichen Zeit wurden die ursprünglich fest mit dem Prothesenschaft verschweißten Kugeln durch Steckköpfe ersetzt. Die Einführung der ersten Keramik-Köpfe erfolgte ebenfalls in den 70er Jahren. Hier waren Boutin in Frankreich und Mittelmeier in Deutschland Vorreiter.^{4;89;90} In den frühen 90er Jahren fand man schließlich heraus, dass vor allem die Abriebpartikel der Gleitpartner, insbesondere das Polyethylen, für die Osteolysen verantwortlich sind.^{32;35;83}

Die aus den Prothesenmaterialien freigesetzten Fremdkörper dringen, abhängig von ihrer jeweiligen Größe, unterschiedlich weit in die angrenzenden Gewebe ein. Dort werden sie von phagozytierenden Zellen aufgenommen und führen zur Ausschüttung verschiedener Mediatorstoffe. Dadurch wird eine Entzündungsreaktion in Gang gesetzt, die zur Entstehung von Osteolysen führt. Folglich handelt es sich bei den abriebbedingten Osteolysen um eine biologische Reaktion auf das Fremdmaterial.^{2;15;28;47;48;65;67;71;78;84;86;93;114}

Die abriebbedingte Osteolyse ist die entscheidende Lockerungsursache moderner Endoprothesen. Es wird ein direkter Zusammenhang zwischen der aus den Gleitpaarungen stammenden Abriebmenge und dem Ausmaß an Osteolysen vermutet.^{26;28;31;32;41;56;73;74;92;109}

Die Abriebrate ist nicht konstant. In den ersten Monaten nach der Implantation produzieren die Gleitpaarungen relativ viel Abrieb. Man spricht in dieser ersten Phase von „Bedding-in“. Grund dafür sind das Einschleifen des Hüftkopfes in die Pfanne und der Kaltfluss des Polyethylens. In der Literatur werden für die Dauer dieser Phase Zeiträume von 6 bis 36 Monaten veranschlagt. Anschließend sinkt die Abriebrate in der Regel auf ein lineares, deutlich geringeres Maß.^{13;33;60;77;95;109}

Da sich bei der Menge des Abriebs große Unterschiede zwischen verschiedenen Prothesensystemen zeigen, ist es entscheidend, Gleitpaarungen zu finden, die möglichst wenig Abrieb produzieren.

Für die Analyse des Abriebverhaltens stehen im Wesentlichen 3 Möglichkeiten zur Verfügung: die Untersuchung von Explantaten, Simulatoruntersuchungen und insbesondere die Abriebmessung anhand von Röntgenbildern im Zeitverlauf.

Bei der Untersuchung von Explantaten muss man zwischen Revisionspräparaten und solchen, die *post mortem* entnommen werden, unterscheiden. Revisionspräparate sind bezüglich ihres Abriebverhaltens nicht repräsentativ für das entsprechende Kollektiv von implantierten Hüftkomponenten. Explantate, die zum Versagen geführt haben, weisen häufig einen besonders hohen Abrieb auf. *Post-mortem* gewonnenes Material hingegen vermag mit viel höherer Wahrscheinlichkeit den Durchschnitt eines Kollektivs wiederzugeben. Da in der Regel nur eine geringe Anzahl an *post-mortem*-Explantaten zur Verfügung steht, eignen sich diese nur selten für Vergleichsstudien von Hüftkomponenten. Sie eignen sich jedoch zur Validierung von klinischen Messverfahren, sowie zur Untersuchung von Manifestation, Form und Ausmaß von Abriebschäden.^{38;40;43;52;53;97;108}

Moderne Simulatoren ermöglichen es, Abriebparameter von unterschiedlichen Gleitpaarungen im Labor zu untersuchen. Inzwischen besteht die Möglichkeit, die dreidimensionalen Kraftentwicklungen, die beim Gehvorgang des Menschen auf das Hüftgelenk wirken, im Simulatorversuch nachzuahmen. Simulatoruntersuchungen haben bei der Zulassung neuer Implantate einen festen Stellenwert erlangt.^{9;18;19;79;81}

Die im klinischen und wissenschaftlichen Alltag am häufigsten verwendete Methode zur Bestimmung des Abriebs basiert auf der Vermessung von Röntgenbildern. Bereits 1973 stellte Sir John Charnley das erste derartige Verfahren vor. Die Genauigkeit seiner Methode, bei der nur ein Röntgenbild benötigt wurde, betrug ca. 0,5 mm.¹⁷ Es folgten andere Verfahren, wie zum Beispiel von Scheier und Sandel, Griffith oder das von Livermore, das bisher die weiteste Verbreitung erlangte.^{13;27;38;64;72;88} Bei der Livermore-Methode wird mit Hilfe von Zirkel und Kreisschablonen, die über den Hüftkopf gelegt werden, der kleinste Abstand zwischen Pfannenaußenrand und Kopfmittelpunkt bestimmt. Wenn man nun zusätzlich den Kopfdurchmesser auf dem Röntgenbild vermisst, kann man unter Berücksichtigung des wahren Kopfdurchmessers mit Hilfe eines Dreisatzes den wahren Abstand zwischen Pfannenaußenrand und Kopfmittelpunkt errechnen. Aus der Differenz der beiden Abstandswerte des ersten und des letzten Röntgenbildes eines Patienten kann man die Eindringtiefe des Kopfes in die Pfanne ermitteln. Diese korreliert mit dem Abrieb.⁶⁴ Die Genauigkeit dieser Methode wird in der Literatur mit Werten von 0,05 mm bis zu 0,25 mm beschrieben. Livermore selbst gibt eine Genauigkeit von 0,1 mm an.^{15;27;64;68;72} Ausschlaggebend für die geringe Präzision sind Ungenauigkeiten beim Zeichnen und Vermessen. Um diese zu eliminieren, begann man in den 90er Jahren Röntgenbilder zu digitalisieren und den Messvorgang mit Hilfe von Computern zu standardisieren. Sugano, Devane und Shaver entwickelten hierfür Systeme. Die Genauigkeit ihrer Methoden, bei Shaver 0,15 mm, bei Devane 0,16 mm, brachte im Vergleich zu Livermore keinen wesentlichen Fortschritt, die Arbeitsgänge wurden allerdings standardisierter.^{25;33;68}

Heute existieren zwei gut etablierte digitale Messverfahren zur Abriebbestimmung: „Polyware“, von Devane et al. und „Hip analysis suite“, entwickelt von Martell et al. Beide Verfahren wurden anhand von Abriebuntersuchungen an Explantaten validiert. Sie bieten neben der zweidimensionalen Analyse auch die Möglichkeit einer dreidimensionalen Abriebuntersuchung.^{20;51;69} Für letztere wird jedoch ein seitliches Röntgenbild benötigt, was die Anwendung im klinischen Alltag erschwert.^{25;26;28;99;108;108;112;112} Die Genauigkeit der 2D- und 3D-Messung wurde von Hui et al. untersucht. Er verglich die 2D- und 3D-Ergebnisse von „Polyware“ und „Hip analysis suite“ mit den tatsächlichen Abriebwerten im Rahmen einer Explantatstudie. Während die 2D-Messungen im Schnitt $19,9 \pm 14,4\%$ zu niedrig lagen, zeigten die 3D-Messungen Abweichungen von durchschnittlich $18,3 \pm 16,0\%$ in beide Richtungen. Die absolute Abweichung lag also im gleichen Größenbereich, so dass der Autor die 2D-Messung als völlig ausreichend für den klinischen Alltag bezeichnete.⁵¹ Martell et al. untersuchten ebenfalls die Qualität von 2D- und 3D-Messungen. Sie konnten zeigen, dass die 3D-Messungen im Schnitt 10% mehr Abrieb ergaben als die 2D-Messungen. Allerdings war die Reproduzierbarkeit der 2D-Werte im Schnitt viermal höher als bei den 3D-Messungen. Martell et al. begrenzten den Nutzen der 3D-Messungen im klinischen Alltag auf Hüften mit hoher Anteversion, bei welchen sie nach statistischer Auswertung einen Vorteil der 3D-Messung erkannten.⁶⁹

In der Literatur werden verschiedene Faktoren diskutiert, die den Abrieb und das Ausmaß an Osteolysen beeinflussen. Zu den häufig diskutierten Faktoren zählen die Kopfgröße, die PE-Dicke, der Inklinations- und der Anteversionswinkel der Pfanne, sowie Gewicht, Geschlecht und die zugrunde liegende Diagnose. Das Alter des Patienten scheint insofern relevant zu sein, als dass ältere Menschen weniger aktiv sind und ihr implantiertes Gelenk somit weniger belasten.^{5;8;13;21;23;37;55-57;61;62;72;75;76;78;85;92;101;107} Als gesichert gilt, dass ein größerer Kopf einen höheren volumetrischen Abrieb verursacht, wobei man berücksichtigen muss, dass größere Köpfe Vorteile in der klinischen Anwendung haben.^{7;14;53;59;64;66;77;100} Ein weiterer wichtiger Einflussfaktor ist die Qualität des Polyethylens. Neuere Studien befassen sich intensiv mit den Unterschieden bei Herstellung, Stabilisierung und der Sterilisation des

Polyethylens. Bei Stabilisation und Sterilisation des Materials werden verschiedene Gase, thermische oder energiereiche Strahlung (z.B. Gamma-Strahlen) eingesetzt. Diese Methoden beeinflussen den Vernetzungsgrad des Polyethylens und somit das Abriebverhalten. Bei den aktuell im Einsatz befindlichen Polyethylenausführungen spricht man von UHMWPE (ultra-high-molecular-weight-polyethylen), wobei noch zwischen konventionell hergestellten und besonders hoch vernetzten Ausführungen unterschieden wird.^{11;29;30;44;46;49;50;70;80;98;103}

Bisher konnte sich noch kein Material für den Hüftkopf eindeutig durchsetzen. In Amerika werden vor allem Metall-, in Europa bevorzugt Keramik-Köpfe verwendet. Aufgrund der enormen Härte und der geringen Reibungswerte von Keramikverbindungen erhoffte man sich von dieser Materialgruppe niedrige Abriebwerte. Außerdem setzen Keramikverbindungen im Gegensatz zu Metalllegierungen keine Ionen frei, sodass von Keramik-Köpfen möglicherweise weniger systemische Nebenwirkungen zu erwarten sind.^{106;111} Diese theoretischen Vorteile wurden von einigen guten Ergebnissen bei Simulatoruntersuchungen unterstützt. Eine Simulatoruntersuchung von Clarke et al. konnte eine 50%-ige Reduktion des Abriebs gegenüber Metall-Köpfen zeigen, wenn man als Schmiermittel eine dem humanen Serum äquivalente Lösung verwendet.¹⁹ Saikko et al. veröffentlichten zwei Studien bei denen die Hüftköpfe unter Verwendung von Wasser oder dem bei Simulatoruntersuchungen gängigen Rinderserum getestet wurden. Auch unter diesen Bedingungen schnitten die Keramik-Köpfe besser ab.^{79;81}

In-vivo-Untersuchungen konnten diese guten Ergebnisse bisher nur teilweise bestätigen.^{2;9;40;43;83;90;96;111} Untersuchungen von Zichner und Lindenfeld, sowie von Zichner und Willert konnten einen Vorteil von 32 mm Biolox-Keramik-Köpfen gegenüber Protasul-2- und Protasul-10-Köpfen in Verbindung mit der zementierten Müller-Charnley-Prothese zeigen.^{115;116} Eine Studie von Urban et al. untersuchte 18 Implantate von diesem Typ mit Biolox-Köpfen. Mit der Abriebvermessungsmethode nach Livermore konnte nach 18 Jahren ein Abrieb von 0,03 mm pro Jahr nachgewiesen werden.¹⁰² Für den 28 mm Bioceram-Kopf errechneten zwei Arbeitsgruppen einen durchschnittlichen Abrieb von 0,1 mm pro Jahr. Saito et al. nutzten hierfür eine einfache Vermessungsmethode nach

Griffith, Sugano et al. eine digitale Version der Livermoremethode, bei der die Autoren selbst eine Fehlerquote von bis zu 25% einräumten.^{82;94} Eine 119 Implantate umfassende Gruppe, die von Haraguchi et al. untersucht wurde, zeigte eine Abriebrate von 0,15 mm pro Jahr.³⁹ Oonishi et al. fanden für diesen Kopf mit der Livermore-Methode ebenfalls 0,1 mm Abrieb pro Jahr.⁷² Hasegawa et al. hingegen ermittelten für den Bioceram-Kopf bei 44 Patienten einen höheren Abrieb von 0,21 mm pro Jahr.⁴³ Man muss jedoch berücksichtigen, dass der Bioceram-Kopf mit seiner groben Körnung eher einem Keramikkopf der ersten Generation entspricht als den heute verwendeten.¹⁰⁶ Während alle diese Studien von Systemen mit zementierten Pfannen berichten, haben Sychterz et al. 81 Keramik- mit 43 CoCr-Köpfen in Kombination mit der Triloc-Pfanne untersucht. Während die 32 mm Keramik-Köpfe 0,09 mm Abrieb pro Jahr zeigten, waren es bei den 32 mm Metall-Köpfen nur 0,07 mm pro Jahr.⁹⁶

Wie bei der Triloc-Pfanne handelt es sich bei der Harris-Galante-Pfanne um eine modulare, sphärische Pressfit-Pfanne.¹ Aufgrund der Verbreitung dieser Pfanne wurde das Abriebverhalten, insbesondere in Verbindung mit Metall-Köpfen, bereits in einigen Studien untersucht.^{1;15;22;23;67;77;93;107} Eine Vergleichsstudie von 28 mm Keramik- und Metall-Köpfen mit ausreichend großen Kollektiven fehlt bisher noch.

In der vorliegenden Arbeit wurde eine röntgenologische Abriebmessung an 28 mm Keramik- und Metall-Köpfen in Kombination mit dem modularen, zementfreien Pfannenimplantat nach Harris-Galante durchgeführt. Es wurden Inlays aus konventionell gefertigten UHMWPE eingesetzt. Ziel der Studie war es, das Abriebverhalten der beiden Prothesenmaterialien in zwei großen Kollektiven zu untersuchen. Hierfür wurde das von Martell und Berdia entwickelte computerassistierte Abriebvermessungsprogramm verwendet.⁶⁸ Neben der Messung des linearen Polyethylenabriebs wurden verschiedene klinische Einflussfaktoren auf die Abriebentstehung untersucht.

2. MATERIAL UND METHODEN

2.1 Die Harris-Galante-Pfanne

Die Harris-Galante-Pfanne ist der Prototyp einer sphärischen Pressfit-Pfanne. Es handelt sich um eine 1,5 mm dicke hemisphärische Schale aus einer Titan-Legierung (Titan-6-Aluminium-4-Vanadium) mit einer porösen Oberfläche aus Reintitan.⁴²

Das Modell eignet sich für die Verankerung unter Pressfit-Bedingungen, bei der eine primäre Stabilität erzeugt wird.⁸⁷ Ferner sind in der Schale, je nach Durchmesser, bis zu zwölf Bohrungen angebracht, die für Fixationsschrauben vorgesehen sind.

Das Porositätsvolumen der Titanbeschichtung beträgt 50%, die durchschnittliche Porengröße 300 μm .^{36;63}

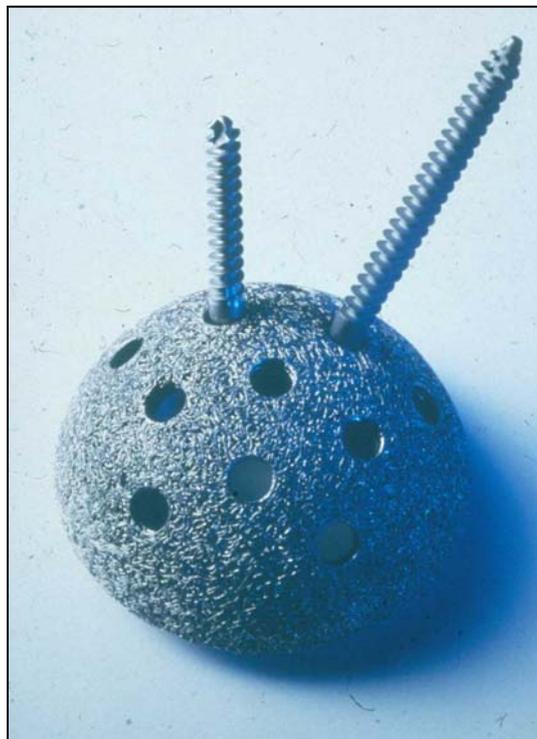


Abb.1 Harris-Galante-Pfanne

In die HG-Pfanne wird ein auswechselbares Inlay aus ultrahochmolekularem Polyethylen geklemmt, welches direkt mit der Hüftkugel artikuliert.

Die Weiterentwicklung der HG-Pfanne, die HG-II-Pfanne, zeichnet sich durch eine etwas dickere Schale und die Möglichkeit zur Verwendung von dickeren Spongiosaschrauben aus.

Für die 28 mm Köpfe der HG-I- und -II-Pfannen gibt es die Pfannengrößen 44 – 70 mm mit 2 mm Schritten. Die Inlaydicke beginnt bei 4,3 mm für die 44 mm Pfanne und nimmt mit steigendem Pfannendurchmesser bis auf 16,3 mm zu.

2.2 Operation

Zur Implantation wurde ein lateraler Zugang gewählt.⁶ Die Operation erfolgte in Rückenlage. Es wurde eine komplette Kapselexzision durchgeführt. Die HG-Pfanne wurde in ca. 40° Inklination und 15° Anteversion positioniert, mit Pressfit eingesetzt und zusätzlich mit 2 – 7 Schrauben am Os ilium fixiert. Zuletzt wurde das Polyethyleninlay in die Titanschale eingesetzt.

2.3 Patienten

Das Patientengut dieser Arbeit entstammt zwei Ausgangskollektiven, die mit 28 mm Keramik- bzw. Metall-Hüftköpfen versorgt wurden. Es wurden die Typen I und II der HG-Pfanne implantiert.

Das eine Kollektiv von 95 Patienten wurde mit 99 BioloX-Keramik-Köpfen versorgt. Es wurden 35 HG-I- und 64 HG-II-Pfannen implantiert. Diese Patienten wurden zwischen Januar 1988 und September 1996 an der Orthopädischen Universitätsklinik Würzburg, König-Ludwig-Haus, operiert. Die Nachuntersuchungszeit betrug durchschnittlich 5,2 Jahre (2 – 9 Jahre). Diese Patienten sind Teil einer prospektiv durchgeführten Studie, in der sie regelmäßig klinisch und radiologisch gemäß den Kriterien der Consensus Study Group nachuntersucht wurden.^{54;95}

Als Vergleichskollektiv dienen 103 Patienten mit 108 HG-I-Pfannen, die in den Jahren 1984 bis 1986 an der University of Chicago (USA) mit einem 28 mm Metall-Kopf aus Chromkobaltmolybdän der Firma Zimmer versorgt wurden. Hier betrug die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit 8 Jahre (2 – 13 Jahre).

2.3.1 OP-Seite

Metall-Köpfe

Bei 44 Patienten wurde die linke Hüfte operiert, bei 54 Patienten die rechte. 5 Patienten unterzogen sich einer beidseitigen Hüftprothesenimplantation.

BioloX-Köpfe

Bei 51 Patienten wurde die linke Hüfte operiert, bei 40 Patienten die rechte. 4 Patienten unterzogen sich einer beidseitigen Hüftprothesenimplantation.

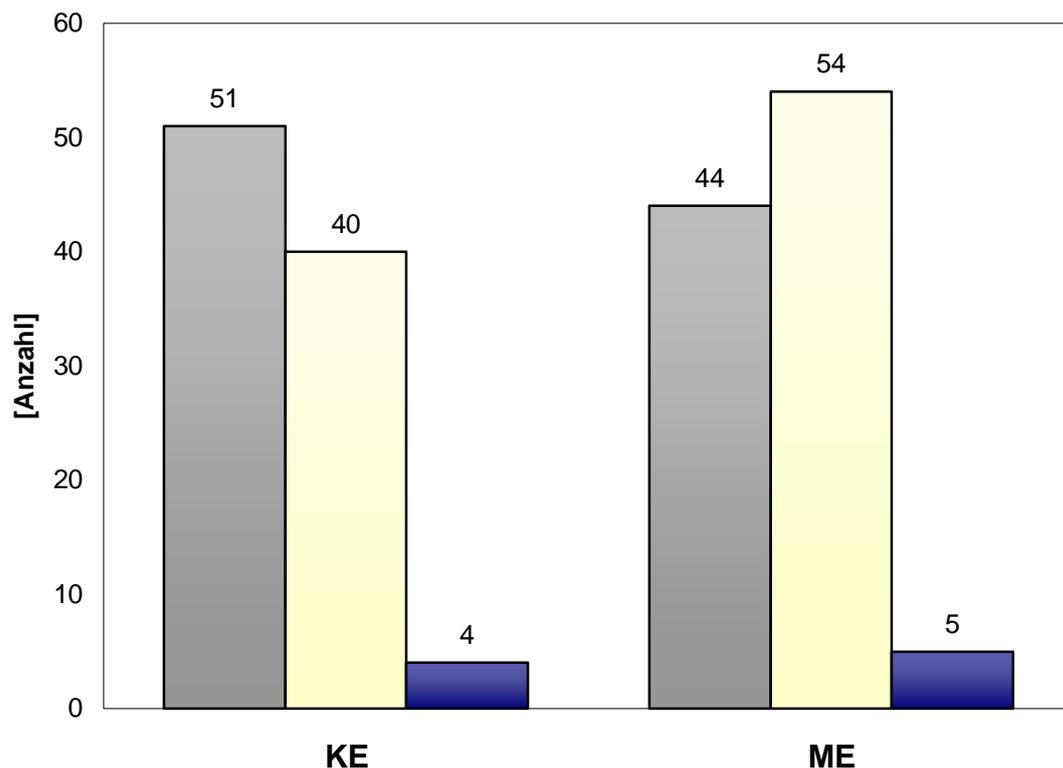


Abb.2 Operationsseite der Kollektive

(Auf der Ordinate ist die Anzahl der Patienten, auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.

Die grauen Balken bezeichnen eine links-, die gelben Balken eine rechtsseitig operierte Hüfte. Die blauen Balken bezeichnen Patienten, die beidseitig operiert wurden.)

2.3.2 Geschlechterverteilung

Metall-Köpfe

In diesem Kollektiv wurden 59 Frauen und 49 Männer untersucht.

BioloX-Köpfe

In diesem Kollektiv wurden 52 Frauen und 47 Männer untersucht.

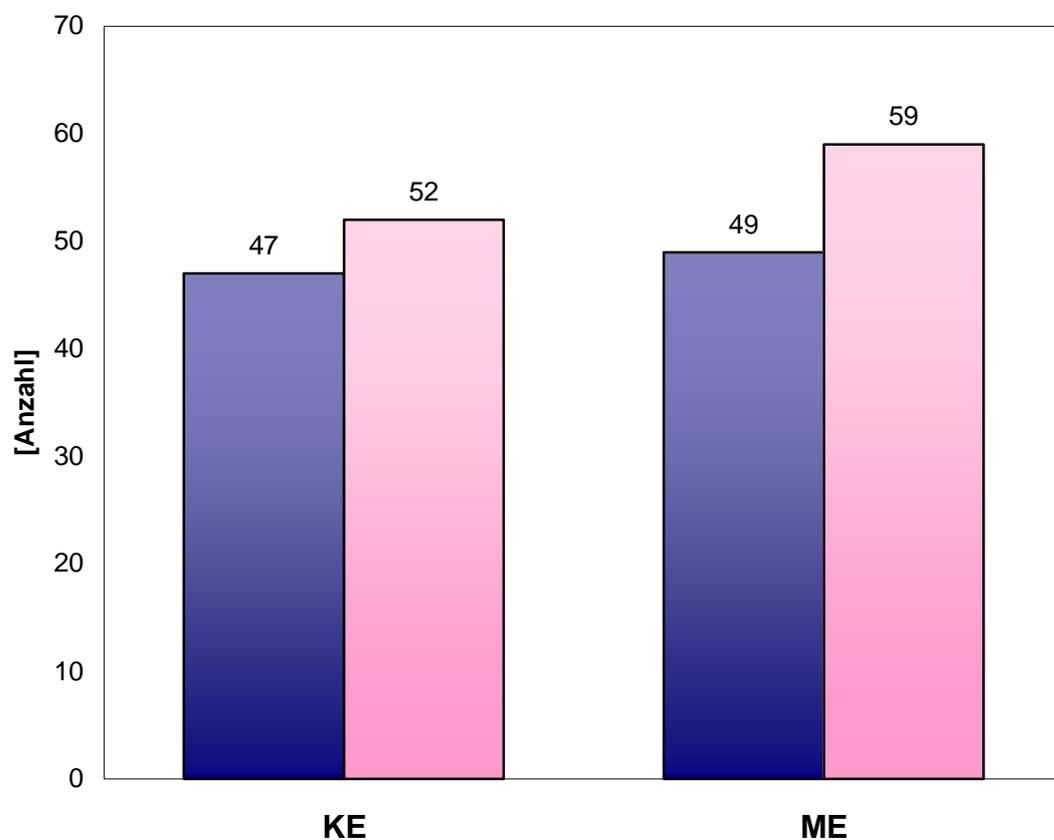


Abb.3 Geschlechterverteilung der Patienten

(Auf der Ordinate ist die Anzahl der Patienten, auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.

Die blauen Balken bezeichnen männliche, die pinkfarbenen Balken bezeichnen weibliche Patienten.)

Bezüglich der Geschlechterverteilung bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Kollektiven ($p=0,61$).

2.3.3 Operationsalter

Metall-Köpfe

Im Metall-Kollektiv betrug das Durchschnittsalter bei Operation 52,2 Jahre.

BioloX-Köpfe

Im Keramik-Kollektiv betrug das Durchschnittsalter bei Operation $61,2 \pm 9,1$ Jahre.

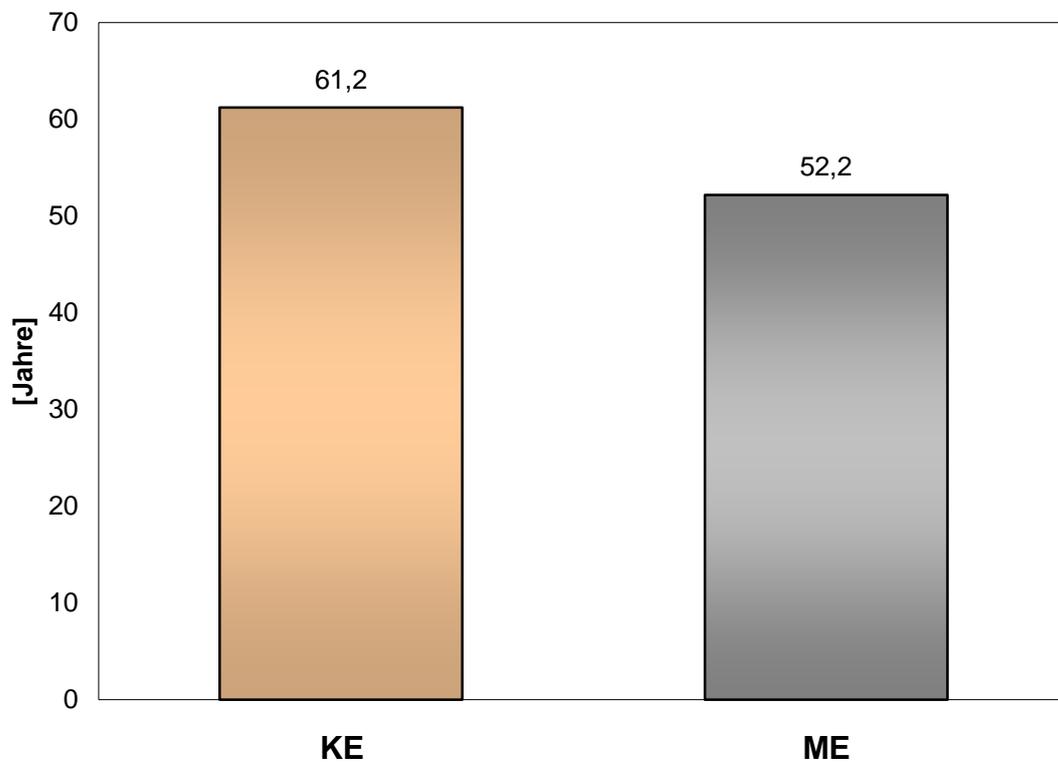


Abb.4 OP-Alter der Patienten

(Auf der Ordinate ist das OP-Alter der Patienten in Jahren, auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.)

Der Unterschied zwischen beiden Kollektiven war signifikant ($p < 0,0001$).

2.3.4 Body-Mass-Index

Der Body-Mass-Index (BMI) wurde aus den dokumentierten Daten für Körpergröße und Gewicht nach der Formel $\text{BMI} = \text{Gewicht [kg]} : (\text{Größe [m]})^2$ errechnet.

Metall-Köpfe

Der durchschnittliche BMI in diesem Kollektiv betrug zum Operationszeitpunkt $25,7 \text{ kg/m}^2$.

BioloX-Köpfe

Der durchschnittliche BMI in diesem Kollektiv betrug zum Operationszeitpunkt $27,7 \pm 4,0 \text{ kg/m}^2$.

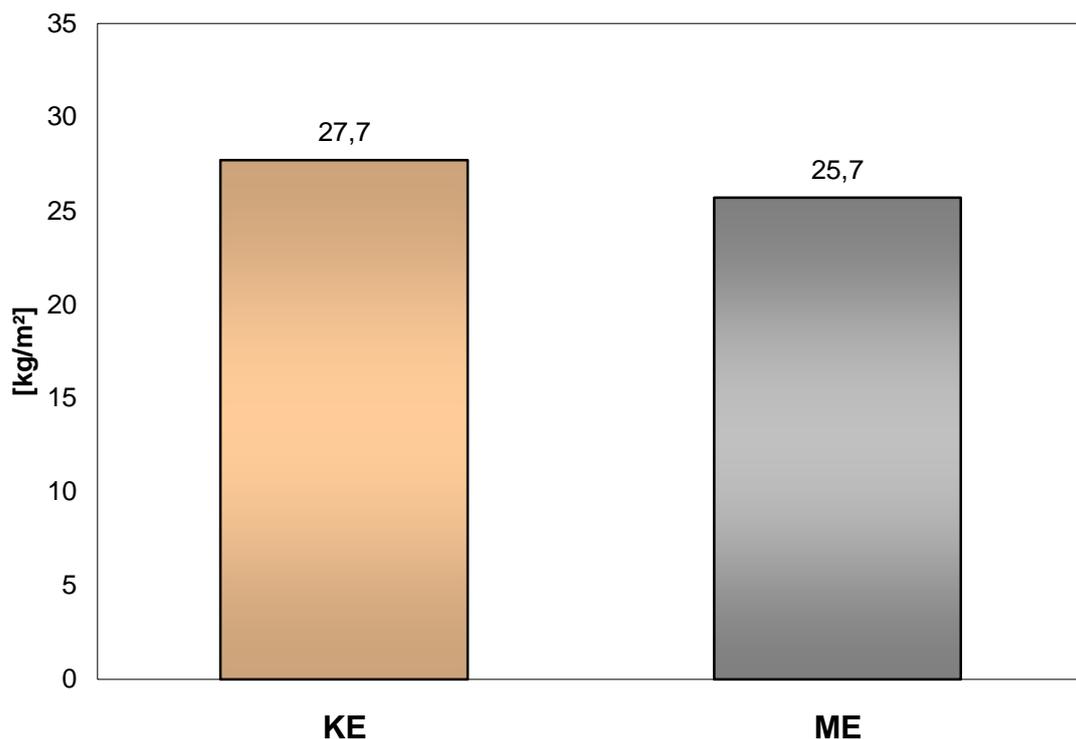


Abb.5 Body-Mass-Index der Patienten

(Auf der Ordinate ist der BMI der Patienten in kg/m^2 , auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.)

Der Unterschied zwischen beiden Kollektiven war signifikant ($p = 0,001$).

2.3.5 Diagnosenverteilung

Metall-Köpfe

Bei 65 Patienten war die primäre Coxarthrose Grund für die Implantation einer Hüftendoprothese. Eine Hüftkopfnekrose war in 30 Fällen Grund zur Operation. Die restlichen 13 Patienten wurden in der Kategorie „Verschiedene“ zusammengefasst.

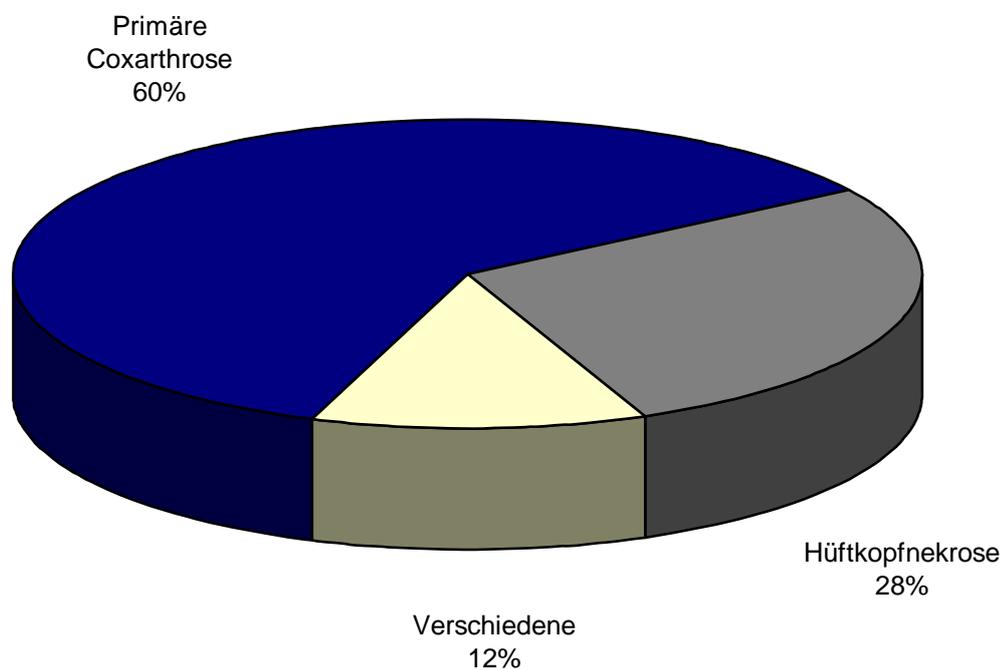


Abb.6 Diagnosenverteilung im Metall-Kollektiv

BioloX-Köpfe

Bei 71 Patienten war die primäre Coxarthrose Grund für die Implantation einer Hüftendoprothese. In 11 Fällen bestand die Diagnose einer Hüftkopfnekrose, in weiteren 11 Fällen die Diagnose einer Dysplasiecoxarthrose. Die Kategorie „Verschiedene“ umfasst 6 Patienten.

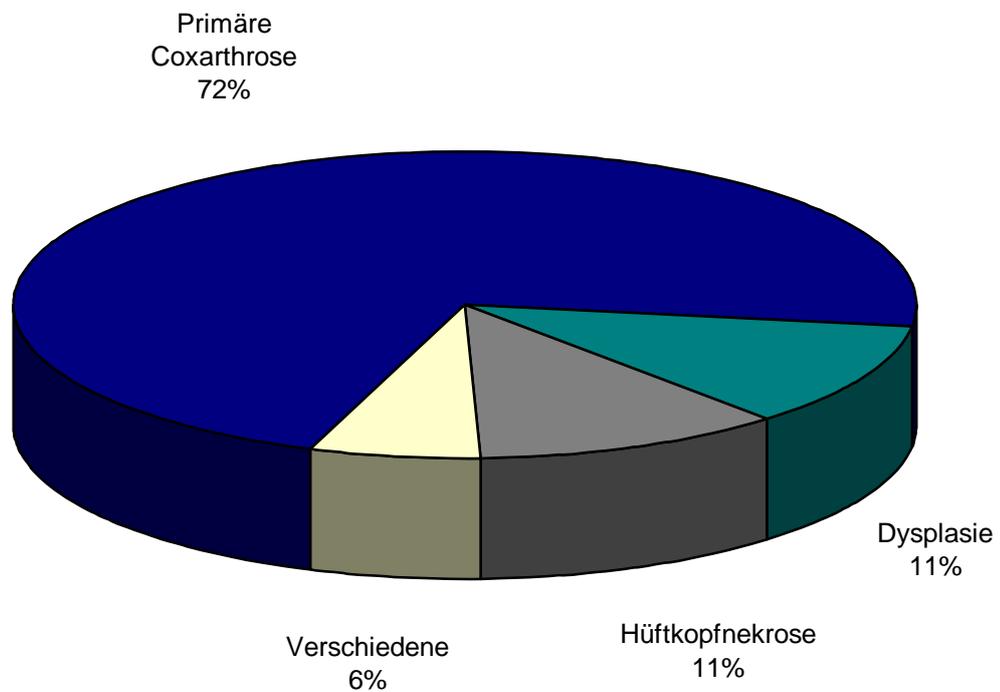


Abb.7 Diagnosenverteilung im Keramik-Kollektiv

Der Unterschied zwischen beiden Kollektiven bezüglich der Diagnosenverteilung war signifikant ($p < 0,001$).

2.3.6 Pfannendurchmesser

Metall-Köpfe

Die Pfannen hatten einen Durchmesser von durchschnittlich 53,8 mm.

BioloX-Köpfe

Die Pfannen hatten einen Durchmesser von durchschnittlich $56,7 \pm 3,6$ mm.

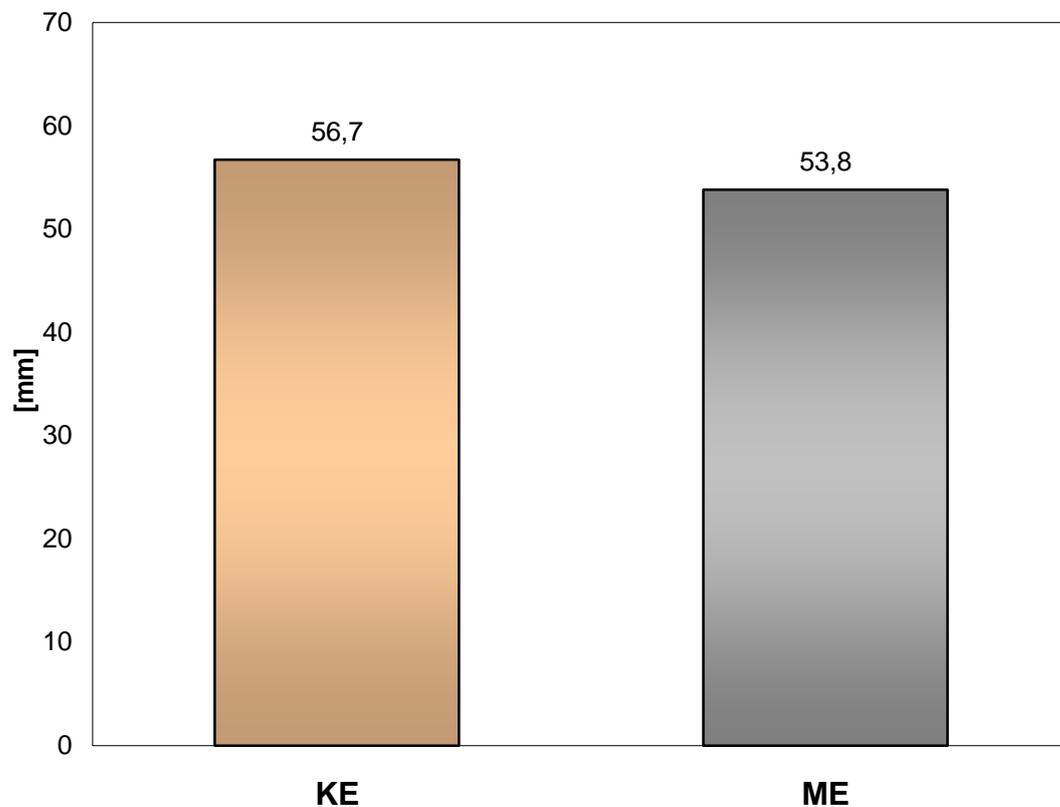


Abb.8 Pfannendurchmesser

(Auf der Ordinate ist der Pfannendurchmesser in mm, auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.)

Der Unterschied zwischen beiden Kollektiven war signifikant ($p < 0,0001$).

2.3.7 Anteversion

Metall-Köpfe

Die Anteversion der Pfannen betrug im Durchschnitt $13,10 \pm 8,9$ Grad.

BioloX-Köpfe

Die Anteversion der Pfannen betrug im Durchschnitt $13,11 \pm 5,0$ Grad.

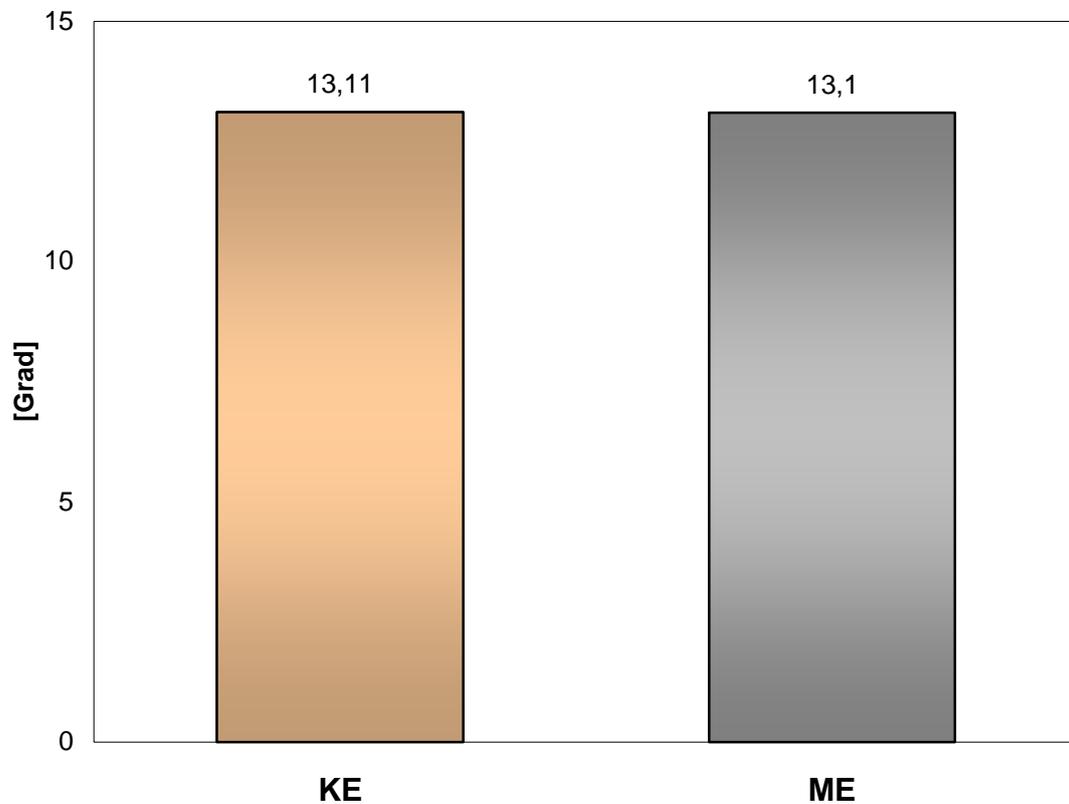


Abb. 9 Anteversion der Pfannen

(Auf der Ordinate ist die Anteversion der Pfanne in Grad, auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.)

Es bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Kollektiven ($p = 0,91$).

2.3.8 Inklination

Metall-Köpfe

Die Inklination der Pfannen betrug im Durchschnitt $41,1 \pm 7,5$ Grad.

BioloX-Köpfe

Die Inklination der Pfannen betrug im Durchschnitt $37,8 \pm 5,9$ Grad.

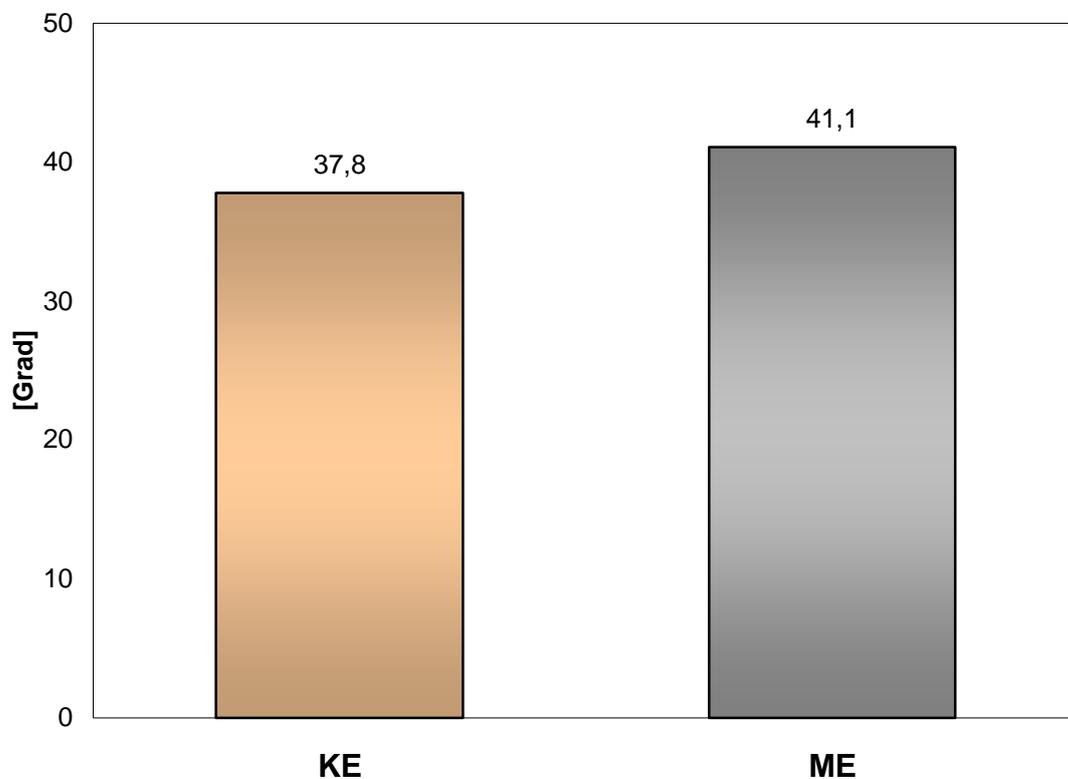


Abb.10 Inklinationswinkel der Pfannen
(Auf der Ordinate ist die Inklination in Grad, auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.)

Der Unterschied zwischen beiden Kollektiven war signifikant ($p = 0,001$).

2.4 Radiologische Untersuchung

Alle Patienten wurden in regelmäßigen Abständen klinisch und radiologisch nachuntersucht. Anlässlich der Nachuntersuchungen wurden für beide Kollektive standardisierte Beckenübersichtsaufnahmen mit einheitlichem Film-Focus-Abstand von 1,15 m erstellt. Um eine Messung durchführen zu können, war das Vorhandensein von mindestens 2 gut belichteten Röntgenaufnahmen im anterior-posterioren Strahlengang des Beckens notwendig.

2.5 Messmethode

2.5.1 Hard- und Software

Das Computer-assistierte Abriebvermessungsprogramm „Hip analysis suite“ von Martell und Berdia wurde an klinischem Bildmaterial von Explantaten validiert und weist eine Interobserver-Reliabilität von $\pm 0,06$ mm und eine Intraobserver-Reliabilität von $\pm 0,004$ mm auf. Mit einer Abweichung von $0,079 \pm 0,241$ mm ist es den meisten gängigen Messverfahren deutlich überlegen.^{68;69}

Das Programm erfordert einen 90 Mhz Pentium-Prozessor mit 24 MB Ram und einer Videokarte, welche eine Bildpunktauflösung von 1024 x 768 ermöglicht. Die Softwarevoraussetzungen sollten mindestens Windows 95 oder Windows NT 3.51 sein. Die Röntgenbilder wurden mit einem Optotech DD10 Scanner mit Zeiss-Optik digitalisiert.



Abb.11 DD10 Scanner mit Zeiss-Optik (Optotech, Hannover)

2.5.2 Messvorgang

Zuerst wurden die Röntgenbilder in chronologischer Reihenfolge eingescannt. Aus der Bildarchivierung wurden die Bilder exportiert und als TIF-Format in einem eigenen Patientenordner gespeichert. Danach erfolgte in dem Programm *Hip Analysis Suite* für jeden Patienten das Erstellen einer Datei, in die folgende Daten aller durchgeführten Messvorgänge dieses Patienten abgelegt wurden:

- File Name – Datum des direkt postoperativen Röntgenbildes
- Date analyzed – Datum der Messung
- Time analyzed – Zeit der Messung
- Side – Seite der Prothese
- Head Size – die Größe des Prothesenkopfes in mm
- Follow-up AP X-ray (X-ray 1) – Datum des bei der Nachuntersuchung durchgeführten Röntgenbildes
- (Follow-up Lateral (X-ray 2) und Six-weeks AP X-ray (X-ray 3) – wurden bei den in dieser Studie durchgeführten Messungen nicht benötigt)
- Vector Displace Angle – die Richtung des Vektors, der die Ausgangsposition des Femurkopfmittelpunktes zum Mittelpunkt der Pfanne angibt
- Vector Displace – die Größe des Ausgangsvektors
- Cup Major Axis Angle – Inklinationwinkel der Pfannenposition
- Rotation Angle - Anteversionswinkel der Pfannenposition
- Follow-up Vector Wear (2D) – 2D-Abrieb in mm
- Follow-up Vector Wear Angle (2D) - der Winkel des Abriebvektors. Der Winkel wird nach der von Livermore et al. veröffentlichten Methode bestimmt, wonach die Richtung des Abriebs durch eine Vertikale, gezogen durch den Mittelpunkt des Kopfes, definiert wird. Die Richtung medial der Linie wird mit einem positiven Winkelwert angegeben, die Richtung lateral der Linie mit einem negativen.¹
- 2D AP summary follow-up Inclination Angle – Inklinationwinkel des AP-Röntgenbildes bezogen auf die Tuberositas-Linie
- 2D summary follow-up magnitude – die Größe des Abriebvektors in mm, welche aus der Analyse zweier AP-Röntgenaufnahmen resultiert

- 2D summary follow-up direction – die Richtung des Abriebvektors (siehe Follow-up Vektor Wear Angle)
- 2D AP Volumetric Wear – volumetrischer Abrieb einer 2D-Analyse in mm^3
- (3D AP Volumetric Wear – volumetrischer Abrieb einer 3D-Analyse in mm^3 – wurde in dieser Studie nicht berechnet)
- (3D AP Composite Wear – Größe des Abriebs in mm^3 einer 3D-Analyse - wurde in dieser Studie nicht berechnet)
- Reference Angle (AP only) – Winkel zwischen der Tuberositas-Linie und der Kante des Röntgenbildes
- Follow-up AP Beta Angle – Winkel zwischen dem Abriebvektor und der Pfanne, welcher zur Berechnung des 2D-volumetrischen Abriebs benötigt wird
- (True Beta und Angle of Lat Wear in AP view – wurde in dieser Studie nicht berechnet)

Zur Durchführung des Messverfahrens wurden die einzelnen Röntgenbilder einer Patientenserie in dem Vermessungsprogramm aufgerufen und markiert. Vor Beginn der Messungen für einen Patienten wurde eine Kalibrierung des Software-Systems anhand einer Beckenübersichtsaufnahme durchgeführt. Das Programm speicherte diese Kalibrierung im gleichen Ordner wie die nachfolgenden Messdaten. Nun wurde das gewünschte Analyseverfahren gewählt. Hierbei wurde zwischen der 2D-Analyse und der 3D-Analyse unterschieden. In der vorliegenden Studie wurde der 2D-Abrieb ermittelt. Zunächst wurde das Follow-up-Röntgenbild geöffnet. Daraufhin erfolgte die Markierung der Referenzlinie, indem man eine gemeinsame Tangente der Tuberositas ischii markierte. Anschließend wurden der Femurkopfmittelpunkt, der Ober- und Unterrand der Pfanne und drei Punkte am Rand des Femurkopfes bestimmt.

Nach der Auswertung legt das Computerprogramm die von ihm berechneten Halbkreise und Hilfslinien zur Kontrolle über das Röntgenbild (Abb. 12). Anschließend wurde mit dem direkt postoperativen Röntgenbild genauso verfahren.

Die Berechnungen wurden als Datensatz gespeichert. Dieser konnte dann im Ordner zur weiteren Verarbeitung abgerufen werden.

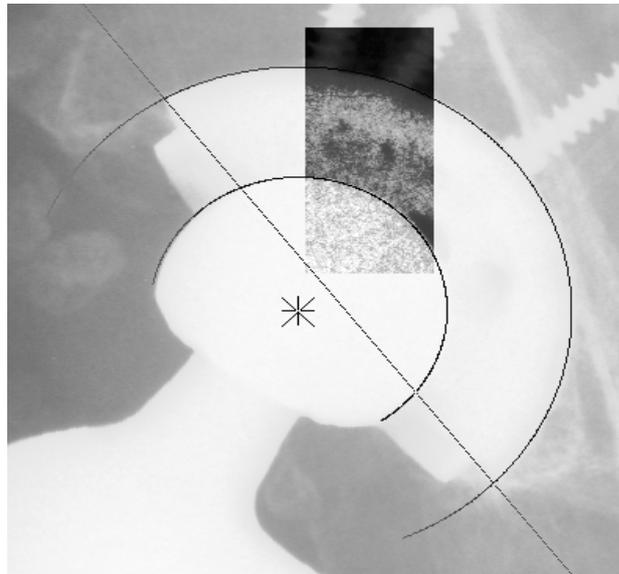


Abb.12 Bild zur Kontrolle des Messvorgangs

2.5.3 Auswertung

Die Grundlage der Computer-assistierte Abriebanalyse ist die Eigenschaft des Programms, den Mittelpunkt der Pfanne und des Prothesenkopfes reproduzierbar zu identifizieren. Die Lokalisation des Mittelpunktes der Pfanne dient als Referenzpunkt, um die räumliche Veränderung des Kopfmittelpunktes darzustellen (Abb. 13).

In die Berechnung des volumetrischen Abriebs gehen die Verschiebung des Prothesenkopfes, die Richtung dieser Verschiebung und die Kopfgröße ein.

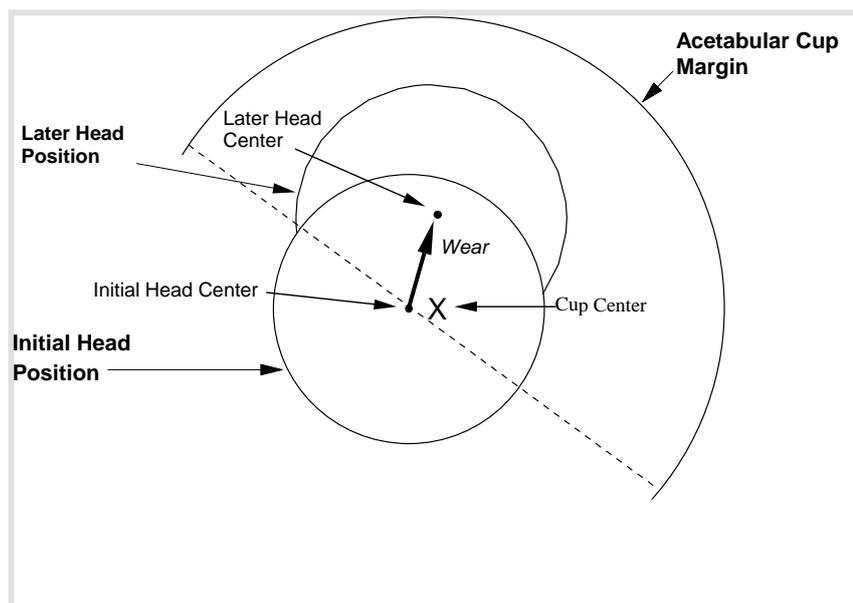


Abb.13 Schematische Darstellung der Kopfverschiebung innerhalb der Pfanne beim Polyethylenabrieb¹⁰⁷

2.6 Osteolysen

Zur Beurteilung der Knochen-Implantat-Grenze wurde die Zirkumferenz der Pfanne nach DeLee und Charnley in drei Zonen eingeteilt.²⁴ In diesen Zonen wurde die Breite etwaiger Saumbildungen bestimmt. Als signifikante Osteolysen wurden Aufhellungen von 1,5 cm² bewertet.

2.7 Statistik

Der Abrieb der beiden Kollektive wurde unabhängig voneinander vermessen. Anschließend wurden die Ergebnisse der beiden Kollektive miteinander verglichen. Die klinischen Einflussfaktoren wurden mittels des Chi-Quadrat-Tests auf signifikante Unterschiede untersucht. Für die Faktoren, bei denen ein signifikanter Unterschied bestand, wurde eine Regressionsanalyse durchgeführt, um Zusammenhänge mit dem Abriebverhalten zu untersuchen. Die Normalverteilung der Abriebwerte wurde durch Transformation der Werte (Quadratwurzel) erreicht. Die linearen Abriebraten wurden den signifikant unterschiedlichen Einflussfaktoren entsprechend adjustiert. Diese adjustierten Werte wurden dann mittels einer Kovarianzanalyse verglichen. Um die Teststärke der Studie zu ermitteln, wurde eine Power-Analyse durchgeführt.

Die Berechnung der Daten erfolgte mit dem „PASS 2000 power and sample size program“ von „NCSS - Statistical Analysis and Data Analysis Software“.

3. ERGEBNISSE

3.1 Vergleich der Ausgangskollektive

Die für den Abrieb relevanten klinischen Einflussfaktoren der beiden Kollektive wurden mit dem Chi-Quadrat-Test auf signifikante Unterschiede hin untersucht. Operationsalter, Gewicht, Pfannengröße, Inklinationwinkel und Diagnose zeigten signifikante Unterschiede. Die Unterschiede der Faktoren Geschlecht und Anteversionswinkel waren nicht signifikant.

	Metall	Keramik	P-Wert
Alter (Jahre)	52,2	61,2	<0,0001
BMI (kg/m ²)	25,7	27,7	0,001
Pfannengröße (mm)	53,8	56,7	<0,0001
Inklination (Grad)	41,1	37,8	0,001
Anteversion (Grad)	13,10	13,11	0,91
Geschlecht (f/m)	59/49	52/47	0,61

Tab.1 p-Werte der Einflussfaktoren

3.2 Abriebverhalten

3.2.1 Regressionsanalyse

Die lineare Abriebrate für alle Untersuchungszeitpunkte wurde in Form einer Regressionsanalyse für beide Kollektive dargestellt.

Die Regressionsgleichung für das Keramik-Kollektiv lautet

$$y = -0,0418x + 0,357$$
$$r^2 = 0,2327$$

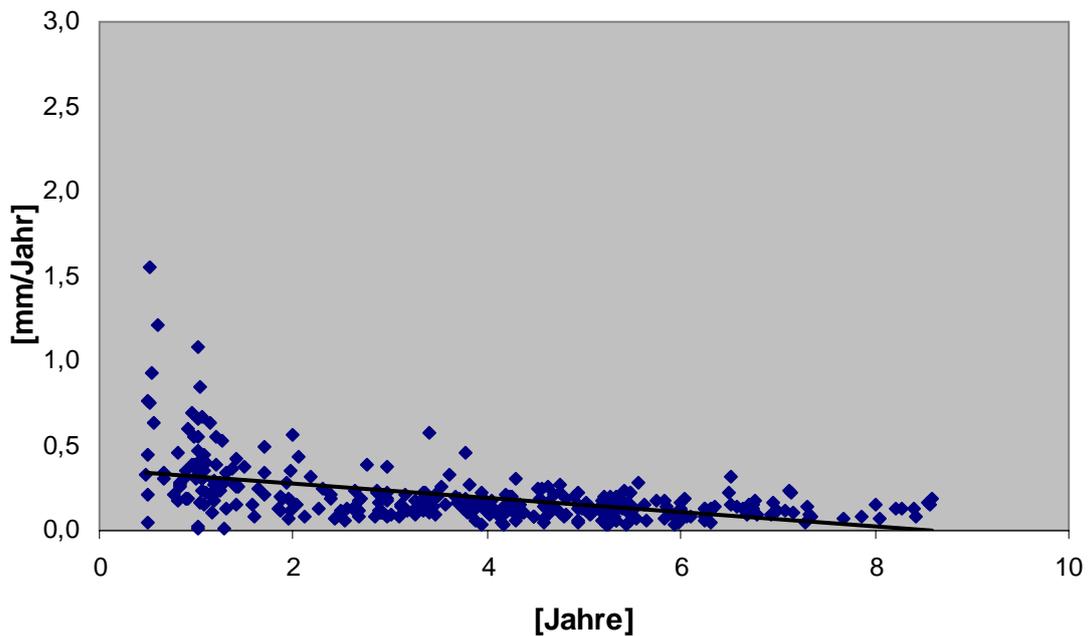


Abb.14 Regressionsanalyse der linearen Abriebrate des Keramik-Kollektivs (Auf der Ordinate ist die Abriebrate in mm/Jahr, auf der Abszisse ist der Nachuntersuchungszeitraum in Jahren aufgetragen.)

Die Regressionsgleichung für das Metall-Kollektiv lautet

$$y = 0,0187x + 0,2837$$

$$r^2 = 0,092$$

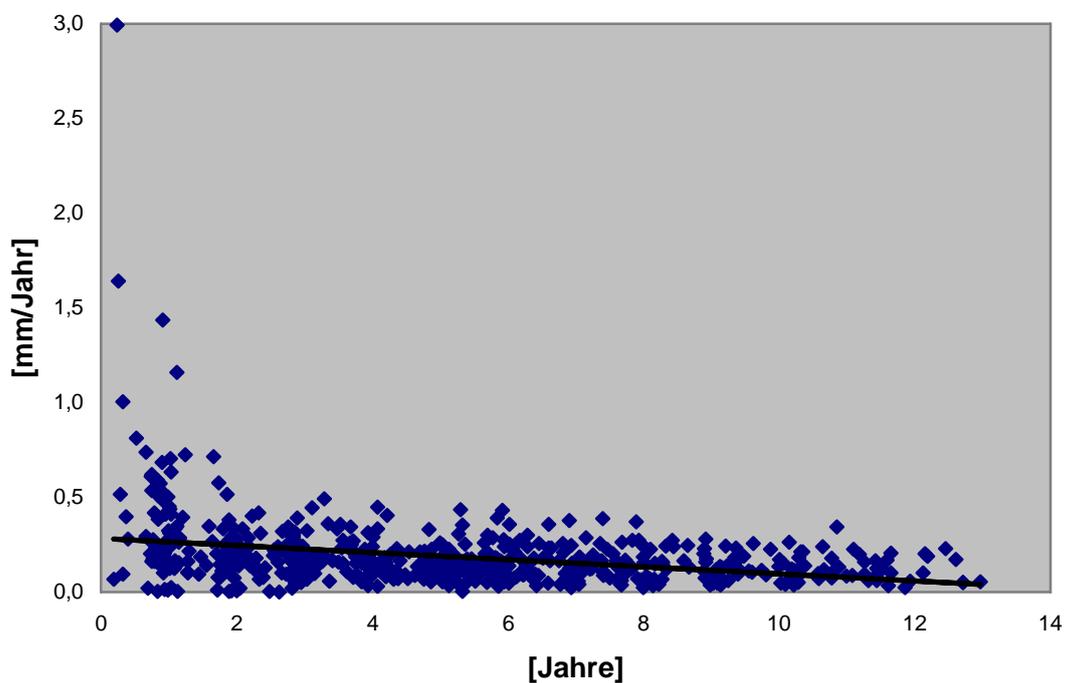


Abb.15 Regressionsanalyse der linearen Abriebrate des Metall-Kollektivs
(Auf der Ordinate ist die Abriebrate in mm/Jahr, auf der Abszisse ist der
Nachuntersuchungszeitraum in Jahren aufgetragen.)

Beide Kollektive zeigten zu Beginn der Nachuntersuchungszeit eine Periode mit deutlich erhöhten Abriebraten. Diese als Bedding-in bezeichnete Zeitspanne betrug sowohl für das Keramik- wie auch für das Metall-Kollektiv etwa 18 Monate.

3.2.2 Linearer 2D-Abrieb

Bei der Berechnung des linearen Abriebs ergab sich für die Keramik-Köpfe ein mittlerer Abrieb von $0,134 \pm 0,08$ mm pro Jahr. Für die Metall-Köpfe betrug dieser Wert $0,139 \pm 0,11$ mm pro Jahr. In der Gruppe mit den Keramikkugeln lagen die Maximalwerte zwischen 0,010 und 0,631 mm pro Jahr, bei den Metall-Köpfen zwischen -0,419 und 0,537 mm pro Jahr.

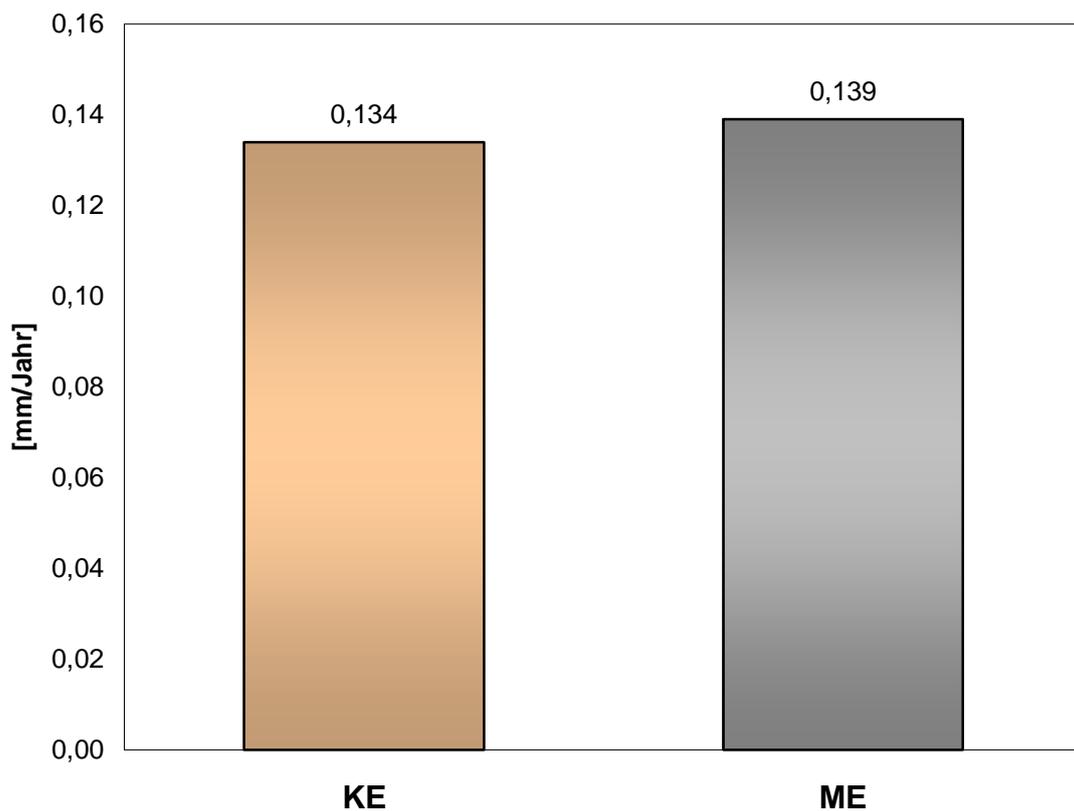


Abb.16 jährlicher linearer 2D-PE-Abrieb
(Auf der Ordinate ist der Abrieb in mm/Jahr, auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.)

3.2.3 Volumetrischer 2D-Abrieb

Die aus den 2-D-Abriebwerten errechnete volumetrische Abriebrate betrug $71,01 \pm 50,40 \text{ mm}^3$ ($4,60 - 312,09 \text{ mm}^3$) pro Jahr für die Keramik-Köpfe und $71,90 \pm 55,46 \text{ mm}^3$ ($0,07 - 330,44 \text{ mm}^3$) pro Jahr für die Metall-Köpfe.

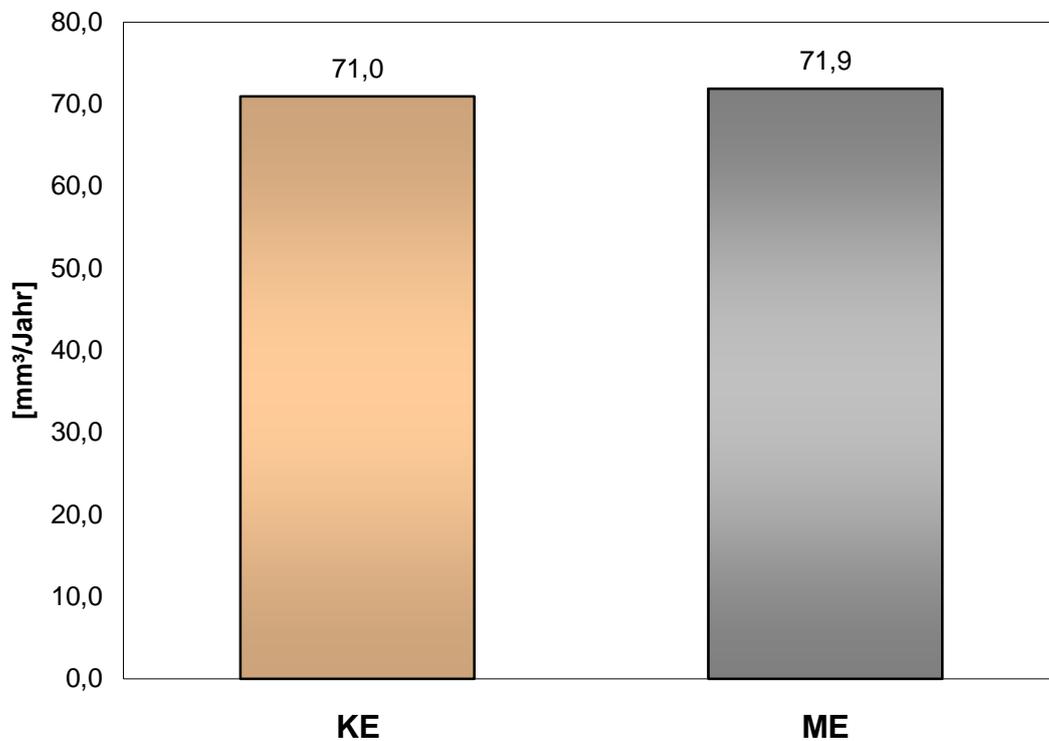


Abb.17 jährlicher volumetrischer 2D-PE-Abrieb
(Auf der Ordinate ist der Abrieb in mm^3/Jahr , auf der Abszisse sind die beiden Kollektive aufgetragen. KE steht für das Keramik- und ME für das Metall-Kollektiv.)

3.3 Einflussfaktoren auf die Abriebrate

Um die Relevanz der klinischen Einflussfaktoren auf die Abriebrate zu ermitteln, wurden die beiden Patientenkollektive unabhängig voneinander daraufhin untersucht. Zu diesem Zweck wurden Regressionsanalysen durchgeführt. Als einziger relevanter Faktor wurde das Alter im Metall-Kollektiv ermittelt. Die Untersuchung zeigte, dass in diesem Kollektiv mit um ein Jahr zunehmendem OP-Alter die lineare Abriebrate um 0,0022 mm pro Jahr sinkt. Dieser Zusammenhang war signifikant ($p = 0,004$). Im Keramik-Kollektiv bestand kein signifikanter Zusammenhang zwischen Alter und Abrieb. Bei den übrigen untersuchten Faktoren konnte ebenfalls kein signifikanter Zusammenhang mit dem Abriebverhalten festgestellt werden.

3.4 Vergleich der linearen Abriebraten

Im Keramik-Kollektiv wurde ein linearer PE-Abrieb von durchschnittlich $0,13 \pm 0,08$ mm pro Jahr errechnet. Die Werte der einzelnen Patienten schwankten zwischen 0,01 und 0,63 mm pro Jahr. Bei den Metall-Köpfen lag der lineare PE-Abrieb bei durchschnittlich $0,14 \pm 0,11$ mm pro Jahr. Hier lagen die Patientenwerte in einem Intervall von -0,42 bis 0,54 mm pro Jahr.

Durch Transformation der Werte (Quadratwurzel) wurde eine Normalverteilung hergestellt. Der t-Test für 2 Stichproben mit Varianzgleichheit zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Kollektiven.

Nachdem die Untersuchung der Einflussfaktoren einen Zusammenhang zwischen Abrieb und Alter im Metall-Kollektiv gezeigt hatte, wurden die Abriebwerte bezüglich dieses Faktors adjustiert. Auch die adjustierten Werte zeigten keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,46$) im Mann-Whitney-Test.

3.5 Power-Analyse

Der Vergleich der Abriebwerte ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den untersuchten Keramik- und Metall-Köpfen. Zur Validierung dieses negativen Ergebnisses wurde eine „Power-Analyse“ durchgeführt. Die Vorliegende Studie hatte eine Teststärke von 80%, eine Reduktion des Abriebs von 28% ($\pm 0,038$ mm) festzustellen.

3.6 Osteolysen

In keinem der beiden Kollektive konnten Osteolysen gefunden werden.

Das Keramik-Kollektiv wurde bezüglich Osteolyseentstehung genauer untersucht. In einigen Fällen zeigten sich kleine Lysesäume.

In insgesamt 6 Fällen war auf dem aktuellen Röntgenbild in Zone I nach DeLee und Charnley ein Saum von 0,5 bis 1,0 mm Breite zu sehen. Bei 7 Pfannen war in Zone II ein röntgentransparenter Bereich gleicher Breite nachweisbar. In Zone III trat bei 5 Pfannen eine Saumbildung von bis zu 1,0 mm auf. In keinem Fall dehnte sich der Saum entlang der gesamten Zirkumferenz der Pfanne aus.

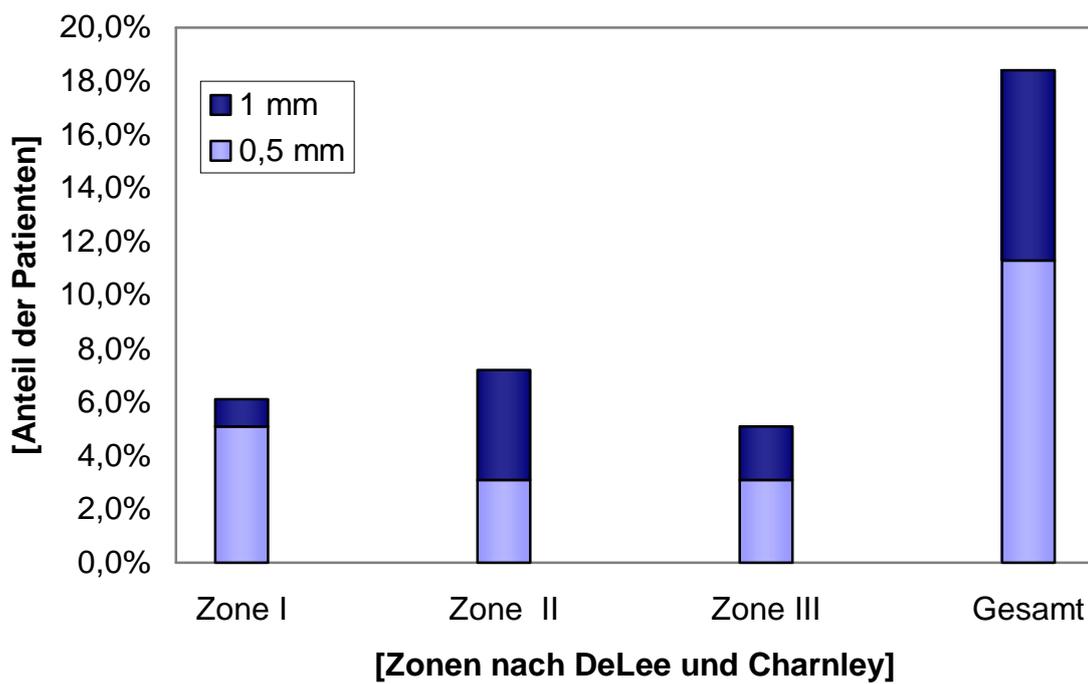


Abb.18 Größe und Häufigkeit von Lysesäumen
(Auf der Ordinate ist der prozentuelle Anteil der von Lysesäumen betroffenen Patienten, auf der Abszisse sind die von Lysesäumen betroffenen Zonen der Pfannenverankerung nach DeLee und Charnley, sowie die insgesamt betroffene Patientenzahl aufgetragen.)

4. DISKUSSION

Ziel der vorliegenden, retrospektiven Studie war der Vergleich der Abriebraten von 28 mm Aluminiumoxid-Keramik-Köpfen (BioloX) mit denen von 28 mm Kobalt-Chrom-Köpfen der Firma Zimmer. In beiden Kollektiven wurde die sphärische Pressfit-Pfanne vom Typ Harris-Galante mit einem Inlay aus konventionellem UHMWPE verwendet. Aufgrund der Materialeigenschaften von Keramik und bekannter Ergebnisse diverser Simulatoruntersuchungen wurde ein besseres Abschneiden der Keramik-Köpfe erwartet.^{19;79;81;106;111}

Die in der Endoprothetik verwendeten Materialien haben einen entscheidenden Einfluss auf die Abriebproduktion und somit auf die Überlebenszeit der Implantate. Das Abriebverhalten diverser Hüftkopfmaterialien wurde ausführlich untersucht.⁹⁰ Ferner existieren bereits einige Studien, die das Abriebverhalten von Keramik- und Metall-Köpfen vergleichen.^{59;72;88;95;96;115} Bisher fehlte jedoch ein Vergleich von 28 mm Keramik- und Metall-Köpfen anhand von ausreichend großen Kollektiven.

Es gibt grundsätzlich drei Möglichkeiten, das Abriebverhalten von Gleitpaarungen zu ermitteln. Die Untersuchung von Explantaten, Simulatoruntersuchungen und insbesondere die Abriebvermessung anhand von Röntgenbildern im Zeitverlauf. Diese zuletzt genannte klinische Methode der Abriebvermessung unterliegt technisch bedingten Messgenauigkeiten. Das manuelle Verfahren von Livermore wird mit einer Genauigkeit von 0,05 bis 0,25 mm angegeben.^{15;27;64;68;72} Digitalisierte Messverfahren, wie sie von Shaver et al. oder Devane et al. entwickelt wurden, weisen eine Genauigkeit von 0,15 bzw. 0,16 mm auf.^{25;33;68} In der vorliegenden Studie wurde das digitale Messverfahren von Martell et al. verwendet, das anhand von 14 explantierten Pfannen validiert wurde. Die Messgenauigkeit wird mit $0,079 \pm 0,241$ mm angegeben.⁶⁸

Mit Hilfe dieses Messverfahrens wurden 99 Hüften mit 28 mm Biolox-Keramik- und 108 Hüften mit 28 mm CoCr-Kopf bezüglich ihres Abriebverhaltens verglichen. Außerdem wurde die Bedeutung klinischer Einflussfaktoren für den Abrieb untersucht.

In der Literatur werden unterschiedliche Einflussfaktoren für die Entstehung von Abrieb diskutiert. So wurde ein Zusammenhang zwischen Alter und Abriebmenge von Devane und von Woolson bei ihren Metall-Kopf-Kollektiven entdeckt. Beide stellten eine Abnahme des produzierten Abriebs mit zunehmendem Alter fest. Sie begründeten dies mit der abnehmenden Aktivität der Patienten im Alter.^{26;107} Woolson untersuchte in der genannten Studie außerdem noch die Faktoren Geschlecht, Gewicht, PE-Dicke und Inklination. Hier fand er keinen Zusammenhang mit der Abriebmenge. Der Einfluss des Körpergewichts auf das Abriebverhalten wurde bereits von Wroblewski untersucht. Er konnte bei 116 Charnley-Hüftendoprothesen, die er durchschnittlich 16,6 Jahre nachuntersuchte, keinen Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Abrieb feststellen.¹⁰⁹ Der Faktor Inklination wurde von Kennedy untersucht. Er fand einen Zusammenhang von Inklination und Abriebrate.⁵⁷ Allerdings lagen in dem betroffenen Kollektiv Inklinationswinkel von durchschnittlich 61,9 Grad vor, sodass man hier von einer insgesamt gestörten Biomechanik ausgehen muss. In der vorliegenden Studie konnte, mit Ausnahme des Faktors Alter im Metall-Kollektiv, kein Faktor gefunden werden, der den Abrieb signifikant beeinflusst. Geschlecht, Gewicht, Diagnose, Pfannengröße, Anteversion, Inklination und im Keramik-Kollektiv auch das Alter, korrelierten nicht signifikant mit der linearen Abriebrate.

Die Gleitpaarungen einer Hüftgelenksprothese produzieren in der ersten Zeit nach der Operation größere Mengen an Abrieb als im späteren Zeitverlauf. Diese erste Phase wird als Bedding-In bezeichnet.^{13;91;95;111} In der Literatur werden für die Dauer dieser Bedding-In-Phase Zeiträume von etwa 2 Jahren angegeben. So beschrieb Pedersen für 22 mm bzw. 28 mm Metall-Köpfe einen jährlichen Abrieb von 0,31 bzw. 0,35 mm in den ersten beiden Jahren.⁷⁷ Seine Langzeituntersuchungen ergaben einen geringeren Abrieb von durchschnittlich 0,11 bzw. 0,17 mm pro Jahr. Eggli bestätigte diese Zeitspanne von 2 Jahren für

22 mm und 32 mm Metall-Köpfe.³³ Auch für Keramik-Köpfe scheint eine zweijährige Bedding-In-Phase realistisch, wie dies Wroblewski herausarbeitete.¹¹¹ In dieser Studie wurden auch die Ergebnisse einer Simulatoruntersuchung mit Keramik-Köpfen veröffentlicht. Es zeigte sich ein Abfall der Abriebrate nach einer Anlaufzeit von 1,5 Millionen Simulatordurchläufen. Diese Anzahl von Lastzyklen entspricht etwa einer 18-monatigen Belastung einer durchschnittlichen Hüfte. Die Simulatoruntersuchung bestätigte also den ungefähren Zeitrahmen, der aus radiologischen Untersuchungen bekannt war. Devane veröffentlichte Bedding-In-Zeiten für die HG-Pfanne in derselben Größenordnung.²⁷ Gelegentlich wird auch von längeren Bedding-In-Phasen berichtet.⁶⁰ In der vorliegenden Studie beginnt nach ca. 18 Monaten bei beiden Kollektiven der Abfall der Abriebrate. Damit lassen sich die Ergebnisse früherer Studien bestätigen.

Einige wenige Simulatoruntersuchungen haben das Abriebverhalten von Metall- und Keramik-Kugeln verglichen. Eine Studie von Saikko et al. untersuchte fünf verschiedene Hüftprothesen-Systeme jeweils mit Metall- und Aluminium-Keramik-Köpfen im Simulator. Die Keramik-Köpfe schnitten bei vier von fünf Systemen deutlich besser ab.⁸¹ Eine Untersuchung von Bigsby et. al. verglich 32 mm Metall- mit Zirconium-Keramik-Köpfen unter Verwendung von Rinderserum als Schmiermittel. Die Keramik-Köpfe produzierten $29,5 \pm 3,75$ mm, die Metall-Köpfe $34,26 \pm 6,22$ mm Abrieb während 10^6 Simulatordurchläufen.⁹ Einen Vergleich von 28 mm Metall- und Keramik-Köpfen lieferte Saikko. Unter Verwendung von Kalbsserum als Schmiermittel erzeugten die Metall-Köpfe 56 mg Abrieb pro 10^6 Durchläufe, die Keramik-Köpfe nur 48 mg.⁷⁹

Es existieren nur wenige Explantatstudien, die Metal- und Keramik-Köpfe direkt vergleichen. Sychterz et al. fanden bei post mortem untersuchten Endoprothesen mit 32 mm Köpfen Abriebwerte von durchschnittlich 0,07 mm pro Jahr. Ein signifikanter Unterschied zwischen den 5 Keramik- und den 21 Metall-Köpfen ließ sich auf Grund der niedrigen Fallzahl nicht zeigen.⁹⁷ Eine Studie von Bragdon zeigte bei 4 Revisionspräparaten mit 28 mm Keramik-Köpfen Abriebwerte zwischen 0,09 und 0,30 mm pro Jahr.¹² Hasegawa ermittelte bei 6 Revisionspräparaten mit 28 mm Keramik-Köpfen 0,21 mm

Abrieb pro Jahr.⁴³ Aufgrund der Problematik des möglicherweise bei Revisionen erhöhten Abriebs ist die Aussagekraft dieser Studien begrenzt.

Metall- und Keramik-Köpfe wurden bereits in einigen klinischen Studien bezüglich ihres Abriebverhaltens miteinander verglichen. Obwohl das Volumen der Abriebmenge für die Entstehung von Osteolysen entscheidend ist, wird in den meisten Studien nur auf die lineare Abriebrate eingegangen. Die volumetrische Abriebrate hängt insbesondere von der Kopfgröße ab. Devane ermittelte für 28 mm Metall-Köpfe einen durchschnittlichen Abrieb von 81 mm³. Seine 32 mm Köpfe verursachten 135 mm³ Abrieb pro Jahr.²⁸ Eine Studie von Hendrich et al. zeigte für 32 mm Keramik-Köpfe einen volumetrischen Abrieb von 99 ± 140 mm³ pro Jahr.⁴⁵ In der vorliegenden Studie ergab die Untersuchung der jährlichen volumetrischen Abriebraten im Durchschnitt 71,0 mm³ im Keramik- und 71,9 mm³ im Metall-Kollektiv. Allerdings handelt es sich bei der Studie von Hendrich et al., wie auch bei der vorliegenden Studie um errechnete volumetrische Abriebwerte. Die Möglichkeit bei einer zweidimensionalen Betrachtung der Gleitpartner, wie dies bei der linearen Abriebvermessung der Fall ist, einen Teil des Abriebs zu übersehen, ist gering.^{51;69} Eine Studie von Sychterz et al. zeigte, dass die Ergebnisse einer 2-D-Messung mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit der 3-D-Abriebrate entsprechen.⁹⁹

Für das Abriebverhalten der Harris-Galante-Pfanne in Verbindung mit 28 mm Metall-Köpfen liegen einige Studien vor. Mit manuellen Meßverfahren wurden Werte von 0,1 – 0,2 mm pro Jahr gefunden.^{1;23;28;77;93;107}

Im Gegensatz dazu wurden Vergleichsstudien zwischen Metall- und Keramik-Köpfen bisher überwiegend mit 32 mm Köpfen durchgeführt.

Eine ältere Untersuchung stammt von Schüller und Marti. Sie verglichen jeweils 33 Rotationsschäfte mit CoCr- bzw. BioloX-Köpfen der Größe 32 mm in Kombination mit zementierten Weber-Pfannen.⁸⁸ Es wurde mit der Messmethode nach Scheier und Sandel ein Abrieb von 0,10 mm pro Jahr für die Metall- und von 0,03 mm pro Jahr für die Keramik-Köpfe errechnet. Diese Studie zeigte deutlich geringere Abriebwerte bei den Keramik-Köpfen, wobei jedoch ein Einfluss der Rotationsschäfte nicht auszuschließen ist. Des Weiteren

wurden zementierte Pfannen untersucht, was einen Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie erschwert.

Die Vorstellung der klinischen Überlegenheit von Keramikugeln beruht vor allem auf zwei Veröffentlichungen von Zichner et al.^{115;116} Sie untersuchten das Abriebverhalten von zementierten Müller-PE-Pfannen mit der Messmethode nach Scheier und Sandel. Beide Untersuchungen zeigten nach etwa 5 Jahren einen durchschnittlichen Abrieb von circa 0,1 mm pro Jahr für die 32 mm Biolox-Keramik-Köpfe. Die untersuchten 32 mm Protasul-2- bzw. Protasul-10-Metall-Köpfe lieferten mit circa 0,2 mm Abrieb pro Jahr deutlich höhere Werte. Genaue Durchschnittswerte und Standardabweichungen für den Abrieb fehlen in beiden Studien. Es wurden lediglich Bereichswerte und die prozentuale Verteilung der untersuchten Materialien auf diese Bereichswerte veröffentlicht. So gab der Autor für die Keramik-Köpfe eine 95%-ige Wahrscheinlichkeit an, weniger als 0,2 mm Abrieb pro Jahr zu produzieren. Bei den Metall-Köpfen wurden diese 0,2 mm in nur 71% der Fälle unterschritten.

Eine von Devane et al. veröffentlichte Studie zeigte bei der dreidimensionalen Abriebvermessung keine signifikanten Unterschiede zwischen 44 Metall- und 38 Keramik-Köpfen.²⁷ Nach 5,68 Jahren durchschnittlicher Nachuntersuchungszeit wurden Werte von 0,256 mm pro Jahr für die Metall-, sowie 0,321 mm pro Jahr für die Keramik-Köpfe gemessen. Nach Anpassung der Abriebwerte an den Einflussfaktor Alter konnte kein signifikanter Unterschied für das Abriebverhalten der beiden Kollektive festgestellt werden.

Eine Arbeit von Sychterz et al. befasst sich ebenfalls mit 32 mm Köpfen. Sie fand einen durchschnittlichen Abrieb von 0,17 mm pro Jahr bei 96 Metall-Köpfen und 0,16 mm pro Jahr bei 9 Keramik-Köpfen.⁹⁵ Eine weitere Studie von Sychterz et al. zum Abriebverhalten von 32 mm Köpfen zeigte bei 81 untersuchten Al₂O₃-Keramik-Köpfen einen durchschnittlichen Abrieb von 0,09 mm pro Jahr, während 43 CoCr-Köpfe durchschnittlich 0,07 mm Abrieb pro Jahr verursachten.⁹⁶ Bei dieser Studie wurde für die Messung ein eigenes digitales Messverfahren verwendet, dessen Messgenauigkeit mit 0,19 mm angegeben wird. Außerdem wurden nur die linearen Bereiche des Abriebs nach der Bedding-In-Phase angegeben, wodurch die auffällig niedrigen Werte teilweise erklärt werden können.

Oonishi et al. untersuchte verschiedene Gleitpaarungen mit der Livermore-Methode.⁷² Unter anderem waren ein Kollektiv mit 111 Bioceram-Köpfen und ein Kollektiv mit 15 T-28-Metall-Köpfen vertreten. Beide Kollektive waren mit 28 mm Köpfen versehen. Die Bioceram-Köpfe artikulierten mit konventionellem UHMWPE und zeigten einen Abrieb von $0,10 \pm 0,007$ mm pro Jahr. Die Metall-Köpfe artikulierten mit einem UHMWPE-Inlay, welches mit 2,5 Mrad bestrahlt wurde, und wiesen einen Abrieb von $0,25 \pm 0,02$ mm pro Jahr auf. Es erfolgte kein statistischer Vergleich der Kollektive. Aufgrund der unterschiedlichen Polyethylenqualität erscheint die Aussagekraft bezüglich des Kopfmaterials eher begrenzt.

Eine weitere Arbeit zum Vergleich von 28 mm Keramik- und Metall-Köpfen stammt von Kim et al.⁵⁹ Er untersuchte CoCr- und Zirconiumoxid-Köpfe der Größen 22 mm und 28 mm in Verbindung mit einem Hylamer-PE-Inlay, wobei jedes der vier Kollektive 35 Implantate umfasste. Die Keramik-Köpfe zeigten in den ersten 3 Jahren einen höheren Abrieb als die Metall-Köpfe. In den darauffolgenden 3 Untersuchungsjahren sank der Abrieb der Keramik- unter den der Metall-Köpfe, so dass eine längere Nachuntersuchungszeit von Interesse gewesen wäre. Die durchschnittliche Abriebrate nach 6,4 Jahren lag bei den 28 mm CoCr-Köpfen bei 0,17 mm pro Jahr, bei den gleichgroßen Zirconium-Köpfen bei 0,20 mm pro Jahr. Dieser Unterschied war nicht signifikant. Eine Validierung dieses negativen Ergebnisses erfolgte nicht. Die auffälligen Befunde werden vor allem durch die Eigenschaften des Hylamer erklärt, so dass Schlussfolgerungen bezüglich des Kopfmaterials nicht ohne weiteres zu ziehen sind.

Insgesamt befassen sich die aufgeführten Studien vornehmlich mit 32 mm Köpfen beziehungsweise mit unterschiedlichen Polyethylenqualitäten. Außerdem verfügt keine der genannten Vergleichsstudien von Metall- und Keramik-Köpfen über eine ausreichende Kollektivstärke, um valide Aussagen zum Abriebverhalten der beiden Materialien machen zu können.

	Kopfgröße (in mm)	Linearer Abrieb pro Jahr (in mm)	
		Metall	Keramik
Sychterz (97) ⁹⁵	32	0,17	0,16
Sychterz (00) ⁹⁶	32	0,07 _(linear)	0,09 _(linear)
Zichner (97) ¹¹⁵ [zementiert]	32	~0,2	~0,1
Schüller (90) ⁸⁸ [zementiert]	32	0,10	0,03
Oonishi (00) ⁷²	28	0,25	0,10
Kim (01) ⁵⁹	28	0,17	0,20
Vorliegende Studie	28	0,14	0,13

Tab.2 Abriebwerte verschiedener Studien

In der vorliegenden Studie wurden 108 Hüften mit Metall- und 99 Hüften mit Keramik-Kopf untersucht. Die Abriebvermessung lieferte jährliche Abriebraten von $0,14 \pm 0,11$ mm bei den CoCr- und $0,13 \pm 0,08$ mm bei den Biolox-Köpfen. Der Unterschied zwischen den beiden Kollektiven war nicht signifikant. Die Power-Analyse zeigte, dass die Studie in der Lage ist, einen Unterschied von 28% mit einer Teststärke von 80% zu detektieren. Diese Stärke darf für die negative Aussage als ausreichend angesehen werden.

Während man bisher davon ausging, dass Keramik-Köpfe weniger Abrieb produzieren als Metall-Köpfe, konnte diese Studie erstmals zeigen, dass zumindest die Metall-Köpfe einiger Hersteller vergleichbar wenig Abrieb produzieren. Allerdings bleibt zu bedenken, dass die Ergebnisse dieser Studie nur unter günstigen Abriebbedingungen mit einer niedrigen Abriebrate gelten.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Obwohl Simulatoruntersuchungen geringere Abriebwerte für Keramik-Köpfe gezeigt haben, konnten klinische Studien diese Erkenntnisse bisher nicht bestätigen. Bisher existiert keine Studie mit einer angemessenen Teststärke, die das Abriebverhalten von 28 mm CoCr- und Biolox-Köpfen vergleicht. Ziel dieser Studie war es, das *in-vivo*-Abriebverhalten von Keramik- und Metall-Köpfen in Verbindung mit der Harris-Galante-Pfanne zu untersuchen.

Bei allen Patienten wurde ein zementfreies Pfannenimplantat nach Harris-Galante (Zimmer) implantiert. Die Inlays bestanden aus konventionell gefertigtem UHMWPE. 108 Patienten erhielten CoCr-Köpfe, 99 weitere Patienten wurden mit Keramik-Köpfen (Biolox) versorgt. Die 2D-Abriebrate wurde mit der Hip-analysis-suite von Martell über einen Zeitraum von 5,2 Jahren bei den Biolox- beziehungsweise 8 Jahren bei den CoCr-Köpfen untersucht.

Die Metall-Köpfe zeigten einen linearen Abrieb von $0,14 \pm 0,11$ mm pro Jahr, verglichen mit $0,13 \pm 0,08$ mm pro Jahr bei den Keramik-Köpfen. Dieser Unterschied war, insbesondere nach Anpassung an die klinischen Einflussfaktoren, nicht signifikant ($p = 0,46$). Die Power-Analyse zeigte eine Teststärke von 80%, einen Unterschied von 28% (0,038 mm pro Jahr) zu detektieren.

Die vorliegende Studie ist die erste, die das Abriebverhalten von 28 mm Metall- und Keramik-Köpfen im gleichen Pfannenimplantat mit ausreichender Teststärke vergleicht. Mit einer Teststärke von 80%, eine Abriebreduktion um 28% zu erkennen, zeigt diese Studie keinen Unterschied zwischen Biolox- und Metall-Köpfen in Verbindung mit konventionellen UHMWPE-Inlays in einer modularen Pfanne.

6. LITERATUR

1. Archibeck MJ, Berger RA, Jacobs JJ et al. Second-generation cementless total hip arthroplasty. Eight to eleven-year results. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A:1666-1673.
2. Archibeck MJ, Jacobs JJ, Black J. Alternate bearing surfaces in total joint arthroplasty: biologic considerations. *Clin Orthop.* 2000;12-21.
3. Astion DJ, Saluan P, Stulberg BN, Rimnac CM, Li S. The porous-coated anatomic total hip prosthesis: failure of the metal-backed acetabular component. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78:755-766.
4. Bankston AB, Cates H, Ritter MA, Keating EM, Faris PM. Polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1995;7-13.
5. Bankston AB, Keating EM, Ranawat C, Faris PM, Ritter MA. Comparison of polyethylene wear in machined versus molded polyethylene. *Clin Orthop.* 1995;37-43.
6. Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S, Oberthaler W. The transgluteal approach to the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1979;95:47-49.
7. Beaulé PE, Schmalzried TP, Udomkiat P, Amstutz HC. Jumbo femoral head for the treatment of recurrent dislocation following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:256-263.

8. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME, Morrey BF. Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:171-177.
9. Bigsby RJ, Hardaker CS, Fisher J. Wear of ultra-high molecular weight polyethylene acetabular cups in a physiological hip joint simulator in the anatomical position using bovine serum as a lubricant. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1997;211:265-269.
10. Bono JV, Sanford L, Toussaint JT. Severe polyethylene wear in total hip arthroplasty. Observations from retrieved AML PLUS hip implants with an ACS polyethylene liner. *J Arthroplasty.* 1994;9:119-125.
11. Bradford L, Baker DA, Graham J, Chawan A, Ries MD, Pruitt LA. Wear and surface cracking in early retrieved highly cross-linked polyethylene acetabular liners. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A:1271-1282.
12. Bragdon CR, Jasty M, Kawate K et al. Wear of retrieved cemented polyethylene acetabula with alumina femoral heads. *J Arthroplasty.* 1997;12:119-125.
13. Buchhorn U, Willert H-G, Semlitsch M, Weber H. Dimensionsänderungen der Polyäthylenhüftpfannen bei Müllerhüftendoprothesen. *Z Orthop.* 1984;122:127-135.

14. Callaghan JJ, Brown TD, Pedersen DR, Johnston RC. Choices and compromises in the use of small head sizes in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2002;144-149.
15. Callaghan JJ, Pedersen DR, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Radiographic measurement of wear in 5 cohorts of patients observed for 5 to 22 years. *Clin Orthop*. 1995;14-18.
16. Cates HE, Faris PM, Keating EM, Ritter MA. Polyethylene wear in cemented metal-backed acetabular cups. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75:249-253.
17. Charnley J, Cupic Z. The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop*. 1973;95:9-25.
18. Clarke IC, Good V, Anissian L, Gustafson A. Charnley wear model for validation of hip simulators--ball diameter versus polytetrafluoroethylene and polyethylene wear. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1997;211:25-36.
19. Clarke IC, Gustafson A, Jung H, Fujisawa A. Hip-simulator ranking of polyethylene wear: comparisons between ceramic heads of different sizes. *Acta Orthop Scand*. 1996;67:128-132.
20. Collier MB, Kraay MJ, Rimnac CM, Goldberg VM. Evaluation of contemporary software methods used to quantify polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A:2410-2418.

21. Crowther JD, Lachiewicz PF. Survival and polyethylene wear of porous-coated acetabular components in patients less than fifty years old: results at nine to fourteen years. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:729-735.
22. Cruz-Pardos A, Garcia-Cimbrello E. The Harris-Galante total hip arthroplasty: a minimum 8-year follow-up study. *J Arthroplasty.* 2001;16:586-597.
23. D'Lima DD, Yashar AA, Venn-Watson EJ, Colwell CW, Jr., Walker RH. The Harris-Galante Porous acetabular component at intermediate follow-up. *Orthopedics.* 2001;24:747-751.
24. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop.* 1976;20-32.
25. Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, Hardie RM, Horne JG. Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. I. Three-dimensional technique. *Clin Orthop.* 1995;303-316.
26. Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, MacDonald S, Robinson EJ. Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. II. Clinical application. *Clin Orthop.* 1995;317-326.
27. Devane PA, Horne JG. Assessment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop.* 1999;59-72.

28. Devane PA, Robinson EJ, Bourne RB, Rorabeck CH, Nayak NN, Horne JG. Measurement of polyethylene wear in acetabular components inserted with and without cement. A randomized trial. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:682-689.
29. Digas G, Karrholm J, Thanner J, Malchau H, Herberts P. Highly cross-linked polyethylene in cemented THA: randomized study of 61 hips. *Clin Orthop.* 2003;126-138.
30. Digas G, Thanner J, Nivbrant B, Rohrl S, Strom H, Karrholm J. Increase in early polyethylene wear after sterilization with ethylene oxide: radiostereometric analyses of 201 total hips. *Acta Orthop Scand.* 2003;74:531-541.
31. Dowd JE, Sychterz CJ, Young AM, Engh CA. Characterization of long-term femoral-head-penetration rates. Association with and prediction of osteolysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82-A:1102-1107.
32. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2002;17:649-661.
33. Eggli S, z'Brun S, Gerber C, Ganz R. Comparison of polyethylene wear with femoral heads of 22 mm and 32 mm. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84:447-451.

34. Elfick AP, Hall RM, Pinder IM, Unsworth A. The effect of socket design, materials and liner thickness on the wear of the porous coated anatomic total hip replacement. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2001;215:447-457.
35. Elke R. Particle Disease: Status and Today's Solutions. *Bioceramics in Joint Arthroplasty, Proc 7th Int Biolox Symp*. 2003;7:1-6.
36. Galante J, Rostoker W, Lueck R, Ray RD. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am*. 1971;53:101-114.
37. Goldsmith AA, Dowson D, Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA, Lane JM. The effect of activity levels of total hip arthroplasty patients on socket penetration. *J Arthroplasty*. 2001;16:620-627.
38. Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D, Charnley J. Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop*. 1978;37-47.
39. Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Sakai T, Yoshikawa H, Ohzono K. Analysis of survivorship after total hip arthroplasty using a ceramic head. *Clin Orthop*. 2001;198-209.
40. Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Sakai T, Yoshikawa H, Ohzono K. Influence of polyethylene and femoral head surface quality on wear: a retrieval study. *Int Orthop*. 2001;25:29-34.

41. Harris WH. Wear and periprosthetic osteolysis: the problem. *Clin Orthop*. 2001;66-70.
42. Harris WH, Krushell RJ, Galante JO. Results of cementless revisions of total hip arthroplasties using the Harris-Galante prosthesis. *Clin Orthop*. 1988;120-126.
43. Hasegawa M, Ohashi T, Tani T. Poor outcome of 44 cemented total hip arthroplasties with alumina ceramic heads: clinical evaluation and retrieval analysis after 10-16 years. *Acta Orthop Scand*. 2001;72:449-456.
44. Heisel C, Silva M, dela Rosa MA, Schmalzried TP. Short-term in vivo wear of cross-linked polyethylene. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86-A:748-751.
45. Hendrich C, Goebel S, Roller C et al. In-vivo Wear Rate of Ceramic Heads with Diameters of 28 mm and 32 mm. *Bioceramics in Joint Arthroplasty, Proc 7th Int Biolox Symp*. 2003;7:89-93.
46. Hermida JC, Bergula A, Chen P, Colwell CW, Jr., D'Lima DD. Comparison of the wear rates of twenty-eight and thirty-two-millimeter femoral heads on cross-linked polyethylene acetabular cups in a wear simulator. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A:2325-2331.

47. Hernandez JR, Keating EM, Faris PM, Meding JB, Ritter MA. Polyethylene wear in uncemented acetabular components. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76:263-266.
48. Hirakawa K, Jacobs JJ, Urban R, Saito T. Mechanisms of failure of total hip replacements: lessons learned from retrieval studies. *Clin Orthop.* 2004;10-17.
49. Hopper RH, Jr., Young AM, Orishimo KF, Engh CA, Jr. Effect of terminal sterilization with gas plasma or gamma radiation on wear of polyethylene liners. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:464-468.
50. Hopper RH, Jr., Young AM, Orishimo KF, McAuley JP. Correlation between early and late wear rates in total hip arthroplasty with application to the performance of marathon cross-linked polyethylene liners. *J Arthroplasty.* 2003;18:60-67.
51. Hui AJ, McCalden RW, Martell JM, MacDonald SJ, Bourne RB, Rorabeck CH. Validation of two and three-dimensional radiographic techniques for measuring polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:505-511.
52. Isaac GH, Wroblewski BM, Atkinson JR, Dowson D. A tribological study of retrieved hip prostheses. *Clin Orthop.* 1992;115-125.

53. Jasty M, Goetz DD, Bragdon CR et al. Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:349-358.
54. Johnston RC, Fitzgerald RH, Jr., Harris WH, Poss R, Muller ME, Sledge CB. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72:161-168.
55. Joshi A, Ilchmann T, Markovic L. Socket wear in bilateral simultaneous total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2001;16:117-120.
56. Kawamura H, Bourne RB, Dunbar MJ, Rorabeck CH. Polyethylene wear of the porous-coated anatomic total hip arthroplasty with an average 11-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2001;16:116-121.
57. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty.* 1998;13:530-534.
58. Kim YH, Kim JS, Cho SH. Primary total hip arthroplasty with the AML total hip prosthesis. *Clin Orthop.* 1999;147-158.

59. Kim YH, Kim JS, Cho SH. A comparison of polyethylene wear in hips with cobalt-chrome or zirconia heads. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83:742-750.
60. Kim YH, Kook HK, Kim JS. Total hip replacement with a cementless acetabular component and a cemented femoral component in patients younger than fifty years of age. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:770-774.
61. Kim YH, Oh SH, Kim JS, Koo KH. Contemporary total hip arthroplasty with and without cement in patients with osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:675-681.
62. Kobayashi S, Takaoka K, Saito N, Hisa K. Factors affecting aseptic failure of fixation after primary Charnley total hip arthroplasty. Multivariate survival analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:1618-1627.
63. Lachiewicz PF, Anspach WE, III, DeMasi R. A prospective study of 100 consecutive Harris-Galante porous total hip arthroplasties. 2-5-year results. *J Arthroplasty.* 1992;7:519-526.
64. Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72:518-528.

65. Mabrey JD, Afsar-Keshmiri A, McClung GA, Pember MA, Wooldridge TM, Mauli AC. Comparison of UHMWPE particles in synovial fluid and tissues from failed THA. *J Biomed Mater Res.* 2001;58:196-202.
66. Maloney WJ. Orthopaedic crossfire--Larger femoral heads: a triumph of hope over reason! In opposition. *J Arthroplasty.* 2003;18:85-87.
67. Maloney WJ, Galante JO, Anderson M et al. Fixation, polyethylene wear, and pelvic osteolysis in primary total hip replacement. *Clin Orthop.* 1999;157-164.
68. Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:1635-1641.
69. Martell JM, Berkson E, Berger R, Jacobs J. Comparison of two and three-dimensional computerized polyethylene wear analysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:1111-1117.
70. Martell JM, Verner JJ, Incavo SJ. Clinical performance of a highly cross-linked polyethylene at two years in total hip arthroplasty: a randomized prospective trial. *J Arthroplasty.* 2003;18:55-59.
71. Nashed RS, Becker DA, Gustilo RB. Are cementless acetabular components the cause of excess wear and osteolysis in total hip arthroplasty? *Clin Orthop.* 1995;19-28.

72. Oonishi H, Wakitani S, Murata N et al. Clinical experience with ceramics in total hip replacement. *Clin Orthop*. 2000;77-84.
73. Oparaugo PC, Clarke IC, Malchau H, Herberts P. Correlation of wear debris-induced osteolysis and revision with volumetric wear-rates of polyethylene: a survey of 8 reports in the literature. *Acta Orthop Scand*. 2001;72:22-28.
74. Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ, Engh CA. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A:1095-1099.
75. Orishimo KF, Sychterz CJ, Hopper RH, Jr., Engh CA. Can component and patient factors account for the variance in wear rates among bilateral total hip arthroplasty patients? *J Arthroplasty*. 2003;18:154-160.
76. Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell CW, Jr., D'Lima DD. Polyethylene wear and acetabular component orientation. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A Suppl 4:56-63.
77. Pedersen DR, Callaghan JJ, Johnston TL, Fetzer GB, Johnston RC. Comparison of femoral head penetration rates between cementless acetabular components with 22-mm and 28-mm heads. *J Arthroplasty*. 2001;16:111-115.

78. Raimondi MT, Santambrogio C, Pietrabissa R, Raffelini F, Molfetta L. Improved mathematical model of the wear of the cup articular surface in hip joint prostheses and comparison with retrieved components. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2001;215:377-391.
79. Saikko V, Ahlroos T, Calonius O, Keränen J. Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon. *Biomaterials*. 2001;22:1507-1514.
80. Saikko V, Calonius O, Keranen J. Wear of conventional and cross-linked ultra-high-molecular-weight polyethylene acetabular cups against polished and roughened CoCr femoral heads in a biaxial hip simulator. *J Biomed Mater Res*. 2002;63:848-853.
81. Saikko VO, Paavolainen PO, Slati P. Wear of the polyethylene acetabular cup. Metallic and ceramic heads compared in a hip simulator. *Acta Orthop Scand*. 1993;64:391-402.
82. Saito M, Saito S, Ohzono K, Takaoka K, Ono K. Efficacy of alumina ceramic heads for cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 1992;171-177.
83. Schmalzried TP, Callaghan JJ. Wear in total hip and knee replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81:115-136.

84. Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M, Amstutz HC. The relationship between the design, position, and articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76:677-688.
85. Schmalzried TP, Huk OL. Patient factors and wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 2004;94-97.
86. Schmalzried TP, Kwong LM, Jasty M et al. The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin Orthop.* 1992;60-78.
87. Schmalzried TP, Wessinger SJ, Hill GE, Harris WH. The Harris-Galante porous acetabular component press-fit without screw fixation. Five-year radiographic analysis of primary cases. *J Arthroplasty.* 1994;9:235-242.
88. Schuller HM, Marti RK. Ten-year socket wear in 66 hip arthroplasties. Ceramic versus metal heads. *Acta Orthop Scand.* 1990;61:240-243.
89. Sedel L. Evolution of alumina-on-alumina implants: a review. *Clin Orthop.* 2000;48-54.
90. Semlitsch M, Willert HG. Clinical wear behaviour of ultra-high molecular weight polyethylene cups paired with metal and ceramic ball heads in comparison to metal-on-metal pairings of hip joint replacements. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1997;211:73-88.

91. Shaver SM, Brown TD, Hillis SL, Callaghan JJ. Digital edge-detection measurement of polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:690-700.
92. Shih CH, Lee PC, Chen JH et al. Measurement of polyethylene wear in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79:361-365.
93. Soto MO, Rodriguez JA, Ranawat CS. Clinical and radiographic evaluation of the Harris-Galante cup: incidence of wear and osteolysis at 7 to 9 years follow-up. *J Arthroplasty.* 2000;15:139-145.
94. Sugano N, Nishii T, Nakata K, Masuhara K, Takaoka K. Polyethylene sockets and alumina ceramic heads in cemented total hip arthroplasty. A ten-year study. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77:548-556.
95. Sychterz CJ, Engh CA, Jr., Shah N, Engh CA, Sr. Radiographic evaluation of penetration by the femoral head into the polyethylene liner over time. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:1040-1046.
96. Sychterz CJ, Engh CA, Jr., Young AM, Hopper RH, Jr., Engh CA. Comparison of in vivo wear between polyethylene liners articulating with ceramic and cobalt-chrome femoral heads. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82:948-951.

97. Sychterz CJ, Moon KH, Hashimoto Y, Terefenko KM, Engh CA, Jr., Bauer TW. Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty. A study of specimens retrieved post mortem. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78:1193-1200.
98. Sychterz CJ, Orishimo KF, Engh CA. Sterilization and polyethylene wear: clinical studies to support laboratory data. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A:1017-1022.
99. Sychterz CJ, Yang AM, McAuley JP, Engh CA. Two-dimensional versus three-dimensional radiographic measurements of polyethylene wear. *Clin Orthop.* 1999;117-123.
100. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Shimizu M, Nakamura T. Effect of alumina femoral heads on polyethylene wear in cemented total hip arthroplasty. Old versus current alumina. *J Bone Joint Surg Br.* 2003;85:655-660.
101. Udomkiat P, Dorr LD, Wan Z. Cementless hemispheric porous-coated sockets implanted with press-fit technique without screws: average ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:1195-1200.
102. Urban JA, Garvin KL, Boese CK et al. Ceramic-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty. Seventeen to twenty-one-year results. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A:1688-1694.

103. Urries I, Medel FJ, Rios R, Gomez-Barrena E, Puertolas JA. Comparative cyclic stress-strain and fatigue resistance behavior of electron-beam- and gamma-irradiated ultrahigh molecular weight polyethylene. *J Biomed Mater Res.* 2004;70B:152-160.
104. Willert HG. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res.* 1977;11:157-164.
105. Willert HG, Puls P. [The reaction of bone to bone-cement in the replacement of the hip joint]. *Arch Orthop Unfallchir.* 1972;72:33-71.
106. Willmann G. Ceramic femoral head retrieval data. *Clin Orthop.* 2000;22-28.
107. Woolson ST, Murphy MG. Wear of the polyethylene of Harris-Galante acetabular components inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77:1311-1314.
108. Wroblewski BM. Direction and rate of socket wear in Charnley low-friction arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67:757-761.
109. Wroblewski BM. 15-21-year results of the Charnley low-friction arthroplasty. *Clin Orthop.* 1986;30-35.
110. Wroblewski BM, Siney PD. Charnley low-friction arthroplasty in the young patient. *Clin Orthop.* 1992;45-47.

111. Wroblewski BM, Siney PD, Dowson D, Collins SN. Prospective clinical and joint simulator studies of a new total hip arthroplasty using alumina ceramic heads and cross-linked polyethylene cups. *J Bone Joint Surg Br.* 1996;78:280-285.
112. Yamaguchi M, Bauer TW, Hashimoto Y. Three-dimensional analysis of multiple wear vectors in retrieved acetabular cups. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:1539-1544.
113. Young AM, Sychterz CJ, Hopper RH, Jr., Engh CA. Effect of acetabular modularity on polyethylene wear and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A:58-63.
114. Zicat B, Engh CA, Gokcen E. Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77:432-439.
115. Zichner L, Lindenfeld T. [In-vivo wear of the slide combinations ceramics-polyethylene as opposed to metal-polyethylene]. *Orthopade.* 1997;26:129-134.
116. Zichner LP, Willert HG. Comparison of alumina-polyethylene and metal-polyethylene in clinical trials. *Clin Orthop.* 1992;86-94.

7. ANHANG

Danksagung

Dem Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität Würzburg, Herrn Professor Dr. med. J. Eulert, danke ich für die großzügige Möglichkeit, diese Dissertation in seiner Klinik anfertigen zu dürfen. Herrn Prof. Dr.-Ing. R. Thull, Lehrstuhl der Funktionswerkstoffe in Medizin und Zahnheilkunde, danke ich für die Übernahme des Korreferates.

Meinem Doktorvater, Herrn Oberarzt Priv.-Doz. Dr. med. C. Hendrich, danke ich für die Vermittlung des interessanten Themas. Weiterhin bedanke ich mich bei ihm für die sachkundige und kritische Beratung bei der Erstellung dieser Arbeit. Er war jederzeit ein kompetenter Ansprechpartner und stand mir immer mit Rat und Tat zur Seite.

Danken möchte ich auch Herrn Professor J.M. Martell von der University of Chicago für die Überlassung des Meßverfahrens und der Daten seiner Patienten mit Metallkopf.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Dr. med. S. Goebel, der mich während der gesamten Arbeit, besonders während der Vermessung des Abriebs, fachkundig betreute, sowie Herrn Dr. med. U. Sauer für die Unterstützung bei Problemen mit Hard- und Software.

Außerdem bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern des König-Ludwig-Hauses, insbesondere bei den Angestellten des Röntgenarchivs, der Bibliothek und Herrn Dr. med. S. Kirschner, die mich während der Anfertigung meiner Arbeit tatkräftig unterstützt haben.

Der wichtigste Dank aber gilt meiner Familie und meiner Freundin Martina Nübel, die mir mit ihrer Liebe und ihrem Verständnis immer zur Seite standen.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Roller
Vorname	Christian
Geburtsdatum	02.10.1977
Geburtsort	Nürnberg
Familienstand	ledig

Ausbildung

1984 bis 1988	Grundschule in Nürnberg-Katzwang
1988 bis 1995	Sigmund-Schuckert-Gymnasium, Nürnberg
1995 bis 1997	Wechsel auf die Bertold-Brecht-Gesamtschule, Nürnberg Abschluß mit der allgemeinen Hochschulreife
1997 bis 1998	Allgemeine Wehrpflicht Anschließend Übernahme in die Laufbahn als Sanitätsoffiziersanwärter
1998 bis 2000	Studium der vorklinischen Fächer an der Universität Regensburg
2000 bis 2004	Studium der Humanmedizin an der Julius-Maximilians- Universität Würzburg
November 2004	Abschluß mit dem III. Staatsexamen
Seit 01.12.04	Arzt in Weiterbildung in der internistischen Abteilung des Bundeswehrkrankenhauses Ulm

Ulm, den 09.01.2005