

Aus der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Überlebensanalyse der Robert-Mathys Pfanne

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité – Universitätsmedizin
Berlin

von

Andrea Biechteler

aus Berlin

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. W. Ertel
2. Prof. Dr. med. F. Durbin
3. Priv.-Doz. Dr. med. C. Müller-Mai

Datum der Promotion: 22.02.2008

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	5
1.1	Historischer Überblick	5
1.2	Verankerungstechniken	8
1.2.1	zementierte Verankerung	8
1.2.2	zementlose Verankerung	9
1.2.2.1	Schraubpfannen	10
1.2.2.2	Press- Fit- Pfannen	11
1.3	Krankheitsbild Coxarthrose	12
1.4	Scores	14
1.5	Implantatwerkstoffe	15
1.5.1	Polyethylen	16
1.5.2	Keramik	16
1.6	Die zementfreie Robert-Mathys-Pfanne	17
1.7	Partikelkrankheit	20
1.8	Zielsetzung und Fragestellung	22
2	MATERIAL UND METHODEN	23
2.1	Patientenkollektiv	23
2.2	Untersuchungsmethode	29
2.3	Operationsmethode	30
2.4	Scores	31
2.4.1	Harris Hip Score (HHS)	32
2.4.2	WOMAC	32
2.5	Statistik	33
3	ERGEBNISSE	34
3.1	Überlebensanalyse der RM-Pfanne	34
3.2	Ergebnisse der RM-Pfanne der nachuntersuchten Patienten	41
3.3	Auswertung des Harris Hip Score	45
3.3.1	Auswertung der Kategorie SCHMERZ des Harris Hip Score	52
3.3.2	Auswertung der Kategorie GEHHILFE des Harris Hip Score	55
3.3.3	Auswertung der Kategorie GEHSTRECKE des Harris Hip Score	58

3.4	Auswertung des WOMAC	61
4	DISKUSSION	72
4.1	Bewertung der RM Pfanne	72
4.2	Bewertung des Patientenkollektivs	77
4.3	Bewertung der Nachuntersuchungsergebnisse	78
4.3.1	Nachuntersuchungsrate	78
4.3.2	Harris Hip Score	79
4.3.3	WOMAC	82
5	ZUSAMMENFASSUNG	83
6	LITERATURVERZEICHNIS	85
7	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	94
8	ANHANG	95
8.1	Harris Hip Score	95
8.2	WOMAC	96
9	LEBENS LAUF	98
10	DANKSAGUNG	99
11	EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG	100

1 Einleitung

Der endoprothetische Gelenkersatz ist seit vielen Jahren ein etabliertes chirurgisches Verfahren in der Orthopädie. Jährlich werden in Deutschland schätzungsweise 150.000 Hüftgelenksendoprothesen mit steigender Tendenz implantiert (BQS-Bundesauswertung 2004). Die Coxarthrose nimmt meist einen langsam progredienten Verlauf. Im Endstadium ist sie durch starke Schmerzen und extreme Funktionseinschränkungen des betroffenen Gelenkes gekennzeichnet. Dies wiederum führt zu einer starken Beeinträchtigung der Lebensqualität der Patienten. Eine entscheidende Verbesserung der Prognose ist durch den seit den 60er Jahren etablierten endoprothetischen Gelenkersatz erreicht worden. Die chirurgische Intervention zur Implantation einer Hüftgelenksendoprothese wird gestellt, um Schmerzfreiheit zu erzielen sowie Bewegungs- und Gehfähigkeit zu verbessern. Seit der Einführung in die moderne Hüftgelenksendoprothetik vor über 40 Jahren sind vor allem Fortschritte im Bereich der Komplikationen während und nach der Operation entstanden. Dazu zählen Infektion, Implantatversagen, Thromboembolie und aseptische Lockerung. Um die bedeutsame Entwicklung der Endoprothetik darzustellen, folgt ein kurzer Einblick in die Geschichte der Endoprothetik.

1.1 Historischer Überblick

Als Begründer des endoprothetischen Gelenkersatzes gilt Th. Gluck. Als Professor der Chirurgie in Berlin ist 1890 der erste operative Gelenkersatz mit Elfenbeinimplantat am Kniegelenk durchgeführt worden (Gluck, 1978). 1895 ist der Hüftkopf mittels einer Goldprothese durch Sir Robert Jones ersetzt worden (Riskä, 1993). Zu diesem Zeitpunkt ist jedoch aufgrund noch unzureichender Asepsis und unausgereifter Materialien kein zufriedenstellendes Ergebnis möglich gewesen. Durch die Implantation von körpereigenem Gewebe ist die Beweglichkeit der Gelenke erheblich verbessert worden. 1910 hat Payr dazu Faszie und 1924 Lexer Unterhautfettgewebe genutzt (Friedebold, 1984). Durch Smith-Peterson ist 1917 die sog. Muldenarthroplastik am Hüftgelenk eingeführt worden. Dabei ist eine unfixierte Kappe zwischen Pfanne und Kopf eingelegt worden. Die Kappe besteht aus Glas, das aber schon bald durch Plexiglas, Viscoloid und Bakelit ersetzt worden ist. Ab 1938 ist eine CrCoMo-Legierung

(Vitallium) verwendet worden (Friedebold, 1984). Im Gegensatz zu Smith-Petersen sind seit 1950 durch Adams und Lange fixierte Kappen benutzt worden. Diese Technik ist im Laufe der Jahre durch Wagner und Freeman weitestgehend verbessert worden. Ihr Ziel war es, die artikulierenden Gelenkflächen der Hüftpfanne und des Kopfes durch fest implantierte Endoprothesen zu ersetzen. Dadurch ist letztendlich die Entwicklung der heute eingesetzten Hüftgelenksendoprothesen ermöglicht worden. Damit ist in den 50er Jahren die Entwicklung unterschiedlicher Endoprothesenmodelle mit Ersatz des coxalen Femures und der Pfanne möglich geworden, z.B. die Prothese nach McKee-Farrar, Ring und Charnley (Swanson, 1992). Zu diesem Zeitpunkt aber sind die zementfreie Verankerung der Endoprothesen und die noch nicht gut entwickelten Werkstoffe wie Plexiglas, Vitallium und Teflon insgesamt nur als unzureichende Langzeitergebnisse aufgestellt worden. 1962 ist durch Einführung des Polyethylens eine sehr abriebfeste und stabile Materialkombination als Gleitpartner zum Metallkopf gefunden worden. Dadurch sind die Standzeiten der Hüftendoprothesen auf über drei Jahre gesteigert worden (Dowson, 1996). Aber erst durch die Einführung von Methylmetacrylat als Knochenzement 1960 durch Charnley ist eine lang andauernde Verankerung der Prothese im Knochen erreicht worden (Breusch, 2000). Methylmetacrylat ist aus der Zahnheilkunde bekannt geworden und dort seit 1957 verwendet worden. Dieser selbsthärtende Kunststoff erhöht die Stabilität zwischen dem künstlichen Implantat und vitalem Gewebe. Dadurch ist durch die zementierte Hüftgelenksendoprothetik eine weitaus bessere Erfolgsquote erzielt worden als durch die unzementierte Prothesenverankerung. In den 70er Jahren ist eine hohe Lockerungsrate der ersten implantierten Endoprothesen aufgezeigt worden. Dies ist damals auf eine toxische Reaktion des Zementes auf den Knochen zurückgeführt worden. Die Weiterentwicklung der Endoprothetik ist daraufhin in zweierlei Hinsicht vorangetrieben: Zum einen ist die Zementiertechnik und zum anderen die zementlose Endoprothetik durch neu entwickelte Materialien und Prothesendesigns verbessert worden. Als ein großes Problem in der zementlosen Prothesenverankerung zeigt sich die dauerhafte Osseointegration des Implantates. Wichtige biomechanische Voraussetzungen für eine gute Osseointegration sind vor allem ein enger Kontakt zwischen Implantat und Knochen sowie eine osteophile Oberfläche des Implantates. Die Oberflächenbeschaffenheit des Implantates ist entscheidend. Die Fläche zur Aufnahme der einwirkenden Druckkräfte sollte möglichst groß sein und eine gleichmäßige Übertragung der Kräfte gewährleisten. Punktförmige Kraftübertragungen

sollten vermieden werden, um lokale Beanspruchungen des Knochens zu verhindern. Daraufhin entwickelte Mittelmeier 1969 nach dem Oberflächenbeschaffungsprinzip die sog. „Tragrippenendoprothese“ zur zementlosen Prothesenverankerung (Mittelmeier, 1983). Nach dem Prinzip der mechanischen Vorspannung durch Konus- oder Keilwirkung erfolgt die primäre Fixation der Endoprothese. Erstmalige Anwendung dieser Prothese in einer Metall-Polyethylen-Verbindung zeigt sich im Jahre 1973. Später folgt die Implantation einer Keramik-Polyethylen-Verbindung aufgrund eines geringeren Reibungskoeffizienten (Mittelmeier, 1983). Die Tragrippenprothesen bilden die Form eines stumpfen Kegels mit einer abgeflachten Front, um ausreichend Kippstabilität zu erreichen. Durch ein Außengewinde ist es nun möglich, die Pfanne in das Acetabulum einzuschrauben. Doch die Prothesenlockerung zeigt sich nicht nur bei zementierten Implantaten. Auch bei der zementfreien Verankerung der Implantate stellt die Lockerung ein großes Problem dar. Harris entwickelt daraufhin eine Hybrid-Endoprothese. Dabei ist der Prothesenschaft zementiert und die Pfanne zementfrei mittels Press- Fit- Verfahren implantiert worden. Mit dem Press- Fit- Mechanismus soll eine hohe Primärstabilität durch einen direkten Kontakt zwischen Knochen und Implantat erreicht werden. Dabei spielt jedoch der Werkstoff des Implantates eine wesentliche Rolle, da nicht alle Materialien für den direkten Kontakt mit dem Knochen geeignet sind. Polyethylen zeigt anfangs sehr gute Resultate. Es schien, als würde Polyethylen die Forderungen der Isoelastizität der Pfannenkomponente erfüllen. Eine isoelastische Pfanne ist ein Pfannenimplantat, das dem Knochen ähnliche physikalische und elastische Eigenschaften aufweist (Bombelli, Santore, 1983; Morscher, 1983). Ende der 60er Jahre entwickelt Robert Mathys das Konzept einer isoelastischen Hüftpfanne, die sog. Robert Mathys - Pfanne (RM-Pfanne). Robert Mathys verwendet nach einigen biomechanischen Untersuchungen das Polyacetalharz, das den biologischen und mechanischen Anforderungen des Knochens entspricht und eine dem Knochen vergleichbare Elastizität aufweist. Die Erstimplantation der RM-Pfanne erfolgt 1973 mit Polyacetalharz durch Prof. Morscher. Nach kurzer Zeit jedoch zeigt sich ein vermehrter Abrieb zwischen Knochen und Implantat, so dass seit 1977 die RM-Pfanne aus Polyethylen (PE) oder ultrahochmolekularem Polyäthylen (UHMWPE) hergestellt worden ist. UHMWPE zeichnet sich besonders durch einen geringen Abrieb und Gleitreibungskoeffizienten und eine hohe chemische Stabilität aus. Trotz deutlich längerer Implantatliegezeiten der Polyethylenpfannen im Vergleich zu den Polyacetalpfannen sind noch zahlreiche aseptische Lockerungen beobachtet worden.

Dies ist einerseits auf die geringe Biokompatibilität des Polyethylens und andererseits auf den erneut auftretenden Abrieb zwischen Implantat und Knochen zurückzuführen. Die Oberfläche der Polyethylenpfannen weist nach histologischen Untersuchungen auf eine pathologische Reaktion zwischen dem Implantatmaterial und dem Knochengewebe hin, die eine fehlende knöcherne Integration des Implantatmaterials begründet. Aufgrund der geringen Biokompatibilität des Polyethylens und einem vermehrten Abrieb zwischen Implantat und Knochen wird die Pfanne seit 1983 sowohl mit Hydroxylapatit als auch mit Reintitan beschichtet, um die Osseointegration zu verbessern (Remagen, 1984; Wilson-MacDonald, 1990). Hydroxylapatit (HA) und Titan weisen eine gute Biokompatibilität auf. Durch ein Einwachsen des Knochengewebes in die Oberflächenstruktur des Implantates wird die Osseointegration gefordert (Müller-Mai, 2000).

1.2 Verankerungstechniken

Grundsätzlich gibt es zwei unterschiedliche Verfahren zur Endoprothesenverankerung: die zementierte und die nicht zementierte Verankerung.

1.2.1 zementierte Verankerung

Die zementierte Verankerung der Hüftgelenksendoprothesen ist von Charnley 1960 eingeführt worden. Dies verhalf der Hüftgelenksendoprothetik zu ihrem großen Durchbruch. In den 70er Jahren aber sind hohe Lockerungsraten beobachtet worden (Beckenbaugh, 1978). Daraufhin ist zunehmend versucht worden, die Zementier- und Operationstechnik zu verbessern. Durch die Zementierung mittels Druckpumpen und Vakuum, die sog. „Second-Generation-Technik“, ist zwar die Überlebenszeit der Schaftkomponenten verbessert worden, aber nicht die der Pfannen (Mulroy, 1997).

Charnley versucht anfangs die kraniale Sklerosezone vollständig zu entfernen, um eine erhöhte Penetration des Zementes in das Acetabulum zu erreichen. In vielen Fällen führt dies jedoch zu einer Migration der Pfanne mit ausgeprägten Osteolysen und somit zu einer erhöhten Anzahl an Revisionen (Welch, 1970). Daraufhin trifft Charnley die Entscheidung, die Sklerosezone zu erhalten (Welch, 1970). Mit diesem neuen Verfahren sind zwar weniger Pfannenwanderungen, aber eine vermehrte Saumbildung aufgrund der geringeren Zementpenetration vor allem bei jungen aktiven Patienten

beobachtet worden (Welch, 1970). Nach diesen Versuchen sind zunächst drei Verankerungslöcher in das Os ilium, Os ischium und Os pubis gebohrt worden, um den Zement in das Acetabulum besser eindringen zu lassen. Dabei sind vor allem im Bereich der Zementzapfen Osteolysen beobachtet worden (Andersson, 1972). Es folgt das Bohren von multiplen Löchern in das kraniale Pfannendach, bei Erhaltung des Sklerosesaums (Eftekhar, 1988). Diese Technik senkt die Lockerungs- und Revisionsrate erheblich (Schneider, 1987). Mit der Einführung der Pfanne mit einem Randwall zur Zementkompression steigt die Überlebensrate auf 96 % nach 13 Jahren (Older, 2000). Die moderne Pfannenzementierung erfolgt momentan in folgenden Schritten: als erstes wird der Knorpel vollständig entfernt und das Pfannendach unter partiellem Erhalt der Sklerosezone zum Schutz vor der Pfannenmigration „angefrischt“. Im nächsten Schritt werden Löcher in das kraniale Pfannendach gebohrt, um die Penetration des Zementes zu gewährleisten. Nach einer ausführlichen Spülung des Knochens mittels einer Jet-Lavage wird der Zement eingebracht. Zum Schluss erfolgt die Implantation der Pfannenkomponente (Breusch, 2000).

1.2.2 zementlose Verankerung

Aufgrund der anfangs schlechten Langzeitergebnisse der zementierten Endoprothesen etabliert sich im Laufe der 70er Jahre zunehmend die zementfreie Prothesenverankerung.

Ziele der zementfreien Endoprothesenimplantation sind eine hohe Primärstabilität und eine dauerhafte Sekundärstabilität des Implantates mit direktem Kontakt zwischen Implantat und Knochen ohne Zwischenschalten einer fibrösen Bindegewebsschicht (Osseointegration – Definition von Branemark, 1977). Die Osseointegration ist in drei Stadien einzuteilen:

1. Stadium: Einwachsen von Gefäßen und Knochen in oder an die Implantatoberfläche
2. Stadium: Stärkung des Knochengerüsts durch lamellären Knochen
3. Stadium: Anpassung des Knochens an sich ständig ändernde Belastungsverhältnisse

Biomechanische Voraussetzungen für die Osseointegration sind eine primäre Stabilität, ein enger Kontakt zwischen Implantat und Knochen sowie eine osteophile Oberfläche

des Implantates. Der enge Kontakt zwischen Implantat und Knochen sollte möglichst über eine große Fläche erfolgen. Um diesen engen Kontakt herstellen zu können, ist es wichtig, dass der Radius der Pfannenkrümmung dem des Acetabulums entspricht. In der zementfreien Prothesenverankerung sind generell zwei verschiedene Pfannenkomponenten voneinander zu unterscheiden:

1. die Schraubpfanne
2. die Press-Fit-Pfanne

Die Entwicklung der Press-Fit- und Schraubpfannen ist über drei Generationen erfolgt. Die zementfreien Pfannen der ersten Generation sind von Lindenhof, Autophor, Lord und Endler implantiert worden und wiesen als Implantatoberfläche Keramik, Cobalt-Chrom-Molybdän und Polyethylen auf. Mitte der 80er Jahre sind die der zweiten Generation mit strukturierten Oberflächen implantiert worden. In der dritten Generation sind Metall, Keramik und Crosslinked- Polyethylen zum Einsatz gekommen (Effenberger, 2004).

1.2.2.1 Schraubpfannen

Die Schraubpfannen sind erstmals in den frühen 80er Jahren aus den unterschiedlichsten Materialien von Lord, Judet, Mittelmeier, Zweymüller und Endler implantiert worden (Breusch, 2000). Generell sind zwei Formen der Schraubpfannen zu unterscheiden, eine konische und eine sphärische Schraubpfanne. Die konische Schraubpfanne ist polar abgeflacht und besteht aus Reintitan. Über ein selbstschneidendes konisches Außengewinde wird sie in das Acetabulum eingeschraubt. Die primärstabile Verankerung der sphärischen Schraubpfanne erfolgt über ein sphärisches Außengewinde. Als zusätzliche Verankerung können die Pfannen mittels Schrauben oder Stiften fixiert werden. Sehr gute Ergebnisse sind bei der Implantation von konischen Schraubpfannen beobachtet worden (Mittelmeier, 1983; 1988). Hingegen sind bei Schraubpfannen mit einem sphärischen Außengewinde sehr viele Revisionen aufgetreten (Engh, 1990). Engh beschreibt von 130 nachuntersuchten sphärischen Schraubpfannen (*Mecring* und *Anderson cup*) nach einem Jahr eine klinisch symptomatische Lockerungsrate von 10 % und nach 3,9 Jahren von 21 %. Ähnliches gilt für die *Bi-metric Pfanne*. Tallroth gibt dafür nach 5 Jahren eine Lockerungsrate von 16,1 % an (Tallroth, 1993). Auch die Oberflächenbeschaffenheit

der Schraubpfannen ist bedeutsam, um eine hohe Primärstabilität zu erreichen. Bei glatten Pfannenoberflächen ist wegen der ausbleibenden Osseointegration keine ausreichende Primärstabilität erzielt worden. Häufig sind Migrationen der Pfanne mit ausgedehnten Osteolysen im Becken beobachtet worden (Engh, 1990; Snorrason, 1990). Im Gegensatz dazu erreichen porös beschichtete Schraubpfannen eine bessere Primärstabilität und ermöglichen einen guten Knocheneinwuchs. In klinischen Ergebnissen sind hier wesentlich geringere Revisionsraten beschrieben (Delaunay, 1998; Volkmann, 1999).

1.2.2.2 Press-Fit-Pfannen

Die Press-Fit-Pfannen werden mittels „Press-Fit-Verfahren“ in das Knochengewebe implantiert. Press-Fit beschreibt einen Mechanismus, bei dem zwei Flächen aufeinander gepresst werden, also das Implantat an den Knochen. Die Kräfte werden dabei mit Druck von dem einen Körper auf den anderen übertragen. Mit dem Press-Fit-Verfahren sollen Relativbewegungen zwischen den Flächen der beiden Körper vermieden und die Primärstabilität vergrößert werden. Die Voraussetzung für eine hohe Primärstabilität und ein knöchernes Ein- und Anwachsen in die Oberfläche des Implantates ist ein gutes „Press-Fit-Verfahren“ (Morscher, 1997), ein enger Kontakt zwischen Implantat und Knochen und eine osteophile Implantatoberfläche. Durch das Ein- und Anwachsen des Knochens an die Oberfläche des Implantates vergrößert sich die durch Press-Fit erreichte Primärstabilität und geht in Sekundärstabilität über. Als kritische Distanz zwischen Knochen und Implantat zum Einwachsen von Knochen bzw. Gefäßen in oder an die Implantatoberfläche hat Harris 1 mm angegeben (Harris, 1984). Wird dieser Abstand von 1 mm überschritten, bildet sich Bindegewebe, das nur über einen sehr langen Zeitraum oder gar nicht mehr in Knochen umgewandelt wird. Der enge Implantat-Knochen-Kontakt sollte möglichst über eine große Fläche erfolgen, vor allem in dem Bereich, in dem die Kräfte übertragen werden. Dabei ist die Verwendung einer gegenüber dem Durchmesser der Pfannenfräsung „übergroßen“ Pfanne wichtig. Die optimale Fräsung liegt laut Morscher bei 1,5 mm unter dem Durchmesser des Implantates (Morscher, 1989). Der direkte Kontakt zwischen Implantat und Knochen erreicht dadurch bei Abflachung des Pfannenpols mehr als 80 % der Gesamtoberfläche. Die Form der Pfanne ist dabei variabel einsetzbar. Morscher empfiehlt z. B. eine am oberen Pol abgeflachte Pfanne (Morscher, 1989), Adler hingegen eine komplett hemisphärische Pfanne (Adler, 1992). Die Press-Fit-Pfannen werden heute zunehmend

aus Titan oder Chrom-Cobalt implantiert und sind als Oberflächenstruktur porös oder mit Hydroxylapatit beschichtet.

1.3 Krankheitsbild Coxarthrose

Das Krankheitsbild der Arthrose tritt weltweit sehr häufig auf. Ungefähr zwei Drittel der über 60jährigen leiden an dieser Erkrankung. Generell sind Frauen häufiger von dem Krankheitsbild betroffen als Männer. Jedoch ist diese Geschlechtsverteilung stark altersabhängig. Bei Männern zeigt sich eine höhere Prävalenz zur Arthrose unter dem 50. Lebensjahr. Über 50 Jahren steigt die Prävalenz für Frauen an (Imhof, 2002).

Nach den Interphalangealgelenken und dem Kniegelenk ist das Hüftgelenk die dritthäufigste Lokalisation der Osteoarthrose. Eine Coxarthrose tritt häufig durch eine Vorerkrankung, wie z.B. Hüftdysplasie, Morbus Perthes, Epiphysiolyse, Trauma oder Coxitis, auf, die zu einer präarthrotischen Veränderung führt und im Laufe der Zeit in eine Hüftgelenksarthrose übergeht.

Das klinische Erscheinungsbild ist von gelenkabhängigen Beschwerden und periartikulären Veränderungen geprägt. Gelenkabhängige Beschwerden sind vor allem die eingeschränkte Beweglichkeit und der charakteristische Leistenschmerz. Dieser kann sich sowohl als Anlaufschmerz als auch bei Belastung als Schmerz in der Leiste bemerkbar machen. Periartikulär ausgelöste Beschwerden sind überwiegend Sehnenansatzschmerzen der Glutealmuskulatur und schmerzhafte Schleimbeutelreizungen über dem Trochanter major. Im fortgeschrittenen Stadium der Coxarthrose entsteht bei vielen Patienten ein Hinken. Dieses Hinken kann einerseits als „Trendelenburghinken“ durch muskuläre Insuffizienz, oder als Schonhinken auftreten, um eine Schmerz- und Druckentlastung des Hüftgelenkes zu erreichen. Durch eine Beuge- und Adduktionskontraktur zeigt sich eine funktionelle Beinverkürzung auf der betroffenen Seite. Sehr typisch für das Krankheitsbild ist der Verlust funktioneller Fähigkeiten, wie Treppensteigen und das Anziehen von Strümpfen und Schuhen. Am Ende steht oft soziale Isolation, Depression und Frustration.

Der klinische Verlauf der Coxarthrose ist jedoch von Patient zu Patient unterschiedlich. Die Diagnosestellung der Coxarthrose erfolgt sowohl nach klinischen als auch nach radiologischen Kriterien (Dieppe, 1995). In der Anamnese und der klinischen Untersuchung zeigen sich oft die oben genannten Symptome. Radiologische Kriterien

der Coxarthrose sind Verschmälerung des Gelenkspaltes, Gelenkverformungen, subchondrale Sklerose, subchondrale Zysten, Osteophyten und Ossifikationen. Um die einzelnen Schweregrade der Coxarthrose beurteilen zu können, ist eine Einteilung in die Schweregrade sehr sinnvoll. Eine allgemein gültige Einteilung hat sich bislang aber noch nicht durchsetzen können. Eine Klassifizierung des Arthrosegrades ist von Tönnis 1984 aufgestellt worden:

- Grad 0: normal, altersentsprechend
- Grad I: Sklerosierung von Pfannen- und Hüftkopf, geringe Randwulstbildung, Verschmälerung des Gelenkspaltes um < 1 mm
- Grad II: starke Sklerosierung im Bereich des Hüftkopfes und der Pfanne, kleine subchondrale Zysten in Kopf und Pfanne, Verschmälerung des Gelenkspaltes um 1-3 mm, Kopfenrundung durch stärkere Osteophytenbildung
- Grad III: große Zysten in Hüftkopf und Pfanne, starke Sklerosierung, starke Verschmälerung des Gelenkspaltes bis zum Schwund, erhebliche Kopfenrundung und Destruktion

Für klinische und epidemiologische Studien sind verschiedene Scores zur Bewertung des Schweregrades der Coxarthrose eingeführt worden. Am häufigsten werden der Score nach Merle d'Aubigné und Postel (D'Aubigné and Postel, 1954) und der Harris-Hip-Score (Harris, 1969) zur Beurteilung der Coxarthrose verwendet.

1.4 Scores

Generell ist zwischen spezifischen und unspezifischen Scores zu unterscheiden. Der Harris-Hip-Score und der Score nach Merle d'Aubigné sind spezifische für das Krankheitsbild der Coxarthrose entwickelte Bewertungskriterien.

Der Score nach Merle d'Aubigné bewertet die Parameter Schmerz und Funktion des Hüftgelenkes. Dabei können in jeder Kategorie 6 Punkte erreicht werden, also insgesamt 12 Punkte. Bei einem Ergebnis von 11-12 Punkten liegt demnach ein „sehr gutes“ Resultat vor. Bei 10 Punkten ist das Ergebnis „gut“, mit 9 Punkten „mittel“, mit 8 Punkten „mäßig“ und bei 7 und weniger Punkten als „schlecht“ zu beurteilen.

Der Harris-Hip-Score ist in zwei Abschnitte zu untergliedern. In dem ersten Abschnitt werden die Parameter Schmerz, funktionelle Aktivität (wie „Hinken“, „Gehhilfen“, „Gehstrecken“, „Treppensteigen“, „Socken anziehen/Schuhe zubinden“, „Sitzen“ und „Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel“) und Deformität vom Patienten selbst subjektiv beschrieben und aufgenommen. Im zweiten Teil wird der Bewegungsumfang objektiv vom Untersuchenden beurteilt. Maximal können 100 Punkte erreicht werden.

Andere Scores zur Bewertung des Schweregrades der Coxarthrose sind meist „Selbstaussfüllfragebögen“, in denen die Beurteilung vom Patienten subjektiv erfolgt. Die Fragen erfassen die Symptome und die physischen Funktionseinschränkungen im Alltag, wobei der Bewegungsumfang des Hüftgelenkes nicht erhoben werden kann, da diese Fragebögen nicht spezifisch für das Hüftgelenk, sondern auch für andere Gelenke, wie z.B. das Kniegelenk, verwendbar sind. Zu diesen Fragebögen zählt z.B. der Index nach Lequesne und der Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) (Lequesne, 1987; Bellamy, 1988). Der Index nach Lequesne beurteilt Schmerzen, funktionelle Aktivitäten (wie Socken anziehen und Treppensteigen), die maximale Gehstrecke und die Benutzung von Gehhilfen. Für die Parameter „Schmerz“, „Gehfähigkeit“ und „funktionelle Aktivitäten“ sind jeweils 6 Punkte zu vergeben. Insgesamt können also 24 Punkte erreicht werden. Dabei ergeben mehr als 14 Punkte eine extrem schwere Beeinträchtigung, 11-13 Punkte eine sehr schwere, 8-10 Punkte eine schwere, 5-7 Punkte eine mäßige und 1-4 Punkte eine leichte Beeinträchtigung (Lequesne, 1987).

Der WOMAC ist ein Patientenfragebogen, der für das Krankheitsbild der Osteoarthritis im Knie- und Hüftgelenk entwickelt wurde. Er besteht insgesamt aus 24 Fragen, in denen die Dimensionen „Schmerz“, „Steifigkeit“ und „funktionelle Aktivitäten“ beurteilt

werden. Alle Fragen sind mit einer numerischen Gradierungsskala versehen, in der die Patienten in einem Wertebereich von 0-10 ihre Symptome bewerten können. Dabei bedeutet 0 = keine Schwierigkeiten, aufsteigend bis zur 10 = sehr starke Schwierigkeiten (Stucki, 1996; Stucki, 1998; Bellamy, 1988). Scores, die das allgemeine Befinden des Patienten beurteilen, sind z.B. der Nottingham Health Profile (NHP) und der SF-36. Der NHP ist ein Patientenfragebogen, der die Lebensqualität im Alltag des Patienten erfasst. Bewertet werden Kriterien wie Energieverlust, Schmerz bei verschiedenen Bewegungsabläufen, Emotionalität, Schlafprobleme, Einschränkung der körperlichen Aktivität und die soziale Situation. Die Fragen sind jeweils mit „Ja“ oder „Nein“ zu beantworten (Wiklund, 1988; Söderman 2000).

Der SF-36 („short form-36“) evaluiert die gesundheitsbezogenen Lebensqualitäten in unterschiedlichen Lebensbereichen und den allgemeinen Gesundheitszustand. Er besteht aus 36 Fragen, die 11 Themenbereichen zugeordnet sind. Der SF-36 erfasst neun Konzepte der Gesundheit: körperliche Funktionsfähigkeit, körperliche Rollenfunktion, körperliche Schmerzen, allgemeine Gesundheit, Vitalität, soziale Funktionsfähigkeit, emotionale Rollenfunktion, psychisches Wohlbefinden und Veränderung der Gesundheit (Ware, 1992; Söderman, 2000).

1.5 Implantatwerkstoffe

Zwei wesentliche Voraussetzungen für den Einsatz eines Implantatwerkstoffes müssen für das Kriterium der Biokompatibilität erfüllt werden: die biologische Funktionalität und die biologische Verträglichkeit. Die Biokompatibilität ist sehr stark von den Oberflächeneigenschaften und Strukturen der Implantatwerkstoffe abhängig. Zwischen dem Implantat und dem angrenzenden Gewebe entsteht eine Wechselwirkung, die eine biologische Reaktion zur Folge hat. Das an das Implantat angrenzende Gewebe kann auf unterschiedlichste Art auf das Material des Implantates reagieren. Wenn sich das Knochengewebe direkt an das Implantat anlagert und teilweise eine Kontaktosteogenese entsteht, wird von einem *bioinerten Verhalten* des Implantates gesprochen, wie z.B. bei metallischen Implantatwerkstoffen. Von *bioaktivem Verhalten* spricht man, wenn durch das Implantatmaterial eine biologische Reaktion ausgelöst wird und eine bindegewebsfreie Kontaktosteogenese entsteht. Um diese Wechselwirkungen zwischen Implantat und angrenzendem Gewebe zu reduzieren,

sollten die Implantatmaterialien korrosionsbeständig sein. Diese Korrosionsbeständigkeit kann einerseits direkt durch das Material und andererseits durch eine spezielle Oberflächenbeschichtung hervorgerufen werden. Unter biologischer Funktionalität ist zu verstehen, dass das Implantat den vorgesehenen Zweck während der Verweildauer im Körper erfüllen sollte.

Für Hüftgelenksendoprothesen finden sich als Werkstoffe Metalllegierungen, Kunststoffe und Keramik in den Paarungen Metall/Metall, Metall/Kunststoff, Metall/Keramik/Kunststoff sowie Keramik/Keramik.

Metallische Implantate

Aufgrund der sehr guten biologischen Verträglichkeit und einer hohen Korrosionsbeständigkeit werden metallische Implantatwerkstoffe, wie Reintitan und Titanlegierungen in vielen verschiedenen medizinischen Bereichen eingesetzt.

1.5.1 Polyethylen

Das ultrahochmolekulare Polyethylen (UHMWPE) wurde erstmals durch Charnley für die „low friction arthroplasty“ in der Orthopädie eingesetzt. UHMWPE zeichnet sich besonders durch eine hohe Verschleißfestigkeit, eine hohe Kerbschlagzähigkeit, einen niedrigen Reibungskoeffizienten in unterschiedlichen Gleitpaarungen, und einen geringen Abrieb aus. Es besteht aus Kohlenstoff- und Wasserstoffatomen und ist ein lineares, langkettiges Homopolymer des Ethylens. UHMWPE wird vor allem als Werkstoff für die Hüftgelenkspfannen verwendet. Die häufigste Gleitpaarung ist eine Polyethylenpfanne mit einem Metall- oder Keramikkopf.

1.5.2 Keramik

Keramik ist heute ein fester Bestandteil in der Hüftgelenksendoprothetik (Heros, 1998). In Deutschland ist Keramik für Artikulationsflächen in der Hüftgelenksendoprothetik erstmals 1970 von Pierre Boutin in Frankreich sowie 1974 von Mittelmeier in Form von monolithischen Keramikpfannen eingesetzt worden (Boutin, 2000; Sedel, 2000). Diese monolithischen Pfannen bieten aufgrund ihrer Korrosionsbeständigkeit eine geringe Osseointegrationsmöglichkeit (Willmann, 1997). Aus diesem Grund kommen diese Pfannen heute nicht mehr zum Einsatz. In den 80er Jahren wurden modulare Keramikinlays, die in metallischen Pfannen intraoperativ fixiert werden konnten, eingeführt. Inzwischen haben sich für die Artikulationsflächen des künstlichen

Hüftgelenkes bei Köpfen und Pfannen die Keramiken auf der Basis von Aluminiumoxid (Al_2O_3), vor allem das harte und verschleißfeste Aluminiumoxid (BIOLOX *forte*), und Zirkonoxid (ZrO_2) bewährt. Risiken von Keramikoberflächen in der Hüftgelenksendoprothetik stellen Materialabsplitterung und Materialbrüche dar (Heisel, 2003). Zirkonoxidkopfbrüche sind häufig beschrieben worden (Heros, 1998).

1.6 Die zementfreie Robert-Mathys-Pfanne

Die isoelastische Hüftpfanne (RM-Pfanne) ist Ende der 60er Jahre von Robert Mathys entwickelt worden. Anfangs ist für die Pfannenkomponente kurzzeitig Polyacetalharz verwendet worden, das aber bald durch das ultrahochmolekulare Polyethylen (UHMWPE) ersetzt wurde. In dieser Form wird die Pfanne seit 1977 verwendet. UHMWPE zeichnet sich besonders durch einen geringen Abrieb und Gleitreibungskoeffizienten und eine hohe chemische Stabilität aus. Aufgrund unzureichender Resultate hinsichtlich der Knochenintegration und eines vermehrten Abriebs zwischen Knochen und Implantat wird die Pfanne seit 1983 mit Hydroxylapatit und seit 1984 mit Reintitanpulver beschichtet. Durch diese Art der Beschichtung kann die gewünschte Pfannenelastizität erhalten werden. Die RM-Pfanne bildet eine sphärische Form und weist zwei Verankerungszapfen, welche der Sicherung der Pfannenposition dienen und Torsions- und Kippkräften entgegenwirken, und zirkuläre Rillen in der Oberfläche auf, um die Primärstabilität und die Osseointegration zu fördern. Beide Verankerungszapfen weisen einen Winkel von 25 Grad zur Pfannenachse auf. Zusätzlich sind mehrere Löcher in die Pfanne gebohrt, um mit Schrauben die Primärstabilität der Pfanne zu erhöhen. Grundsätzlich stehen drei verschiedene Pfannenkomponenten zur Verfügung:

1. die Vollprofilpfanne,
2. die angeschrägte Pfanne (Abb. 2) und
3. die Revisionspfanne (Abb. 2).

Die Vollprofilpfanne weist einen Neigungswinkel von 45° zur Horizontalen auf und ist in unterschiedlichen Außendurchmessern implantierbar. Sie eignet sich bestens zur Implantation in ein tiefes Acetabulum. In den 80er Jahren ist die angeschrägte Pfanne

mit einer Inklination von 30° und einer Anteversion von 15° entwickelt worden. Sie weist eine 23 % größere Kontaktfläche zwischen Kopf und Pfanne auf als die Vollprofilpfanne. Daher ist die Aufnahme fläche der einwirkenden Kräfte größer und die Belastung kleiner. Auch die Überdeckung des Prothesenkopfes nimmt gegenüber der Vollprofilpfanne um ca. 28 % zu, wodurch die Luxationsgefahr erheblich reduziert wird. Zudem ist das Rotationszentrum der Pfanne nach außen versetzt, wodurch der Bewegungsumfang vergrößert und gleichzeitig die Impingementgefahr reduziert wird (Abb.1). Die Pfanne steht ebenfalls in verschiedenen Außendurchmessern zur Verfügung. Zur zusätzlichen Fixierung der Pfanne sind Spezialschrauben aus rostfreiem Stahl oder aus Reintitan in die Verankerungslöcher einsetzbar. Die Pfanne wird zusätzlich in einer Metall-Metallpaarung angeboten (Abb. 3).

Die Revisionspfanne dient der Implantation bei Endoprothesenwechsel, z.B. bei zementierten Prothesen, bei denen nach Entfernung des Knochenzementes große Defekte im knöchernen Becken entstehen, oder bei gelockerten unzementierten Pfannen mit Osteolysen im Acetabulum. Die Revisionspfanne ist aber auch für Primäreingriffe bei Patienten mit porotischem Knochen, sowie sehr großen oder schweren Patienten verwendbar. Dabei muss jedoch der Durchmesser des Acetabulums größer als 60 mm sein. Durch zusätzliche Verankerungslöcher besteht auch bei dieser Pfanne die Möglichkeit, diese mit Schrauben zu stabilisieren. Die erfolgreiche Anwendung der RM-Pfanne beruht auf folgenden Eigenschaften:

1. Verminderung der Knochenresektion aufgrund der sphärischen Form der Pfanne.
2. Elastizitätserhalt des Acetabulums.
3. Hohe Primärstabilität und Verankerung durch Verklebung der beiden Zapfen und zusätzlicher Schrauben.
4. Sehr gute biologische Verträglichkeit durch die Beschichtung mit Hydroxylapatit oder Reintitan.
5. Gute Sekundärstabilität durch optimale Knochenintegration.

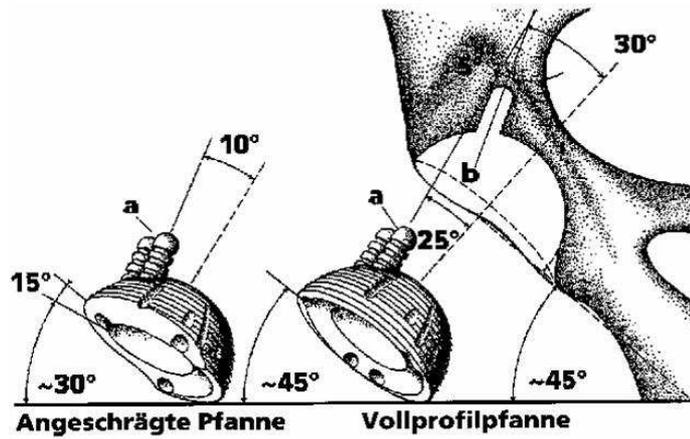


Abb. 1: RM-Pfanne, angeschrägt und als Standardprofil mit empfohlenem Inklinationswinkel.

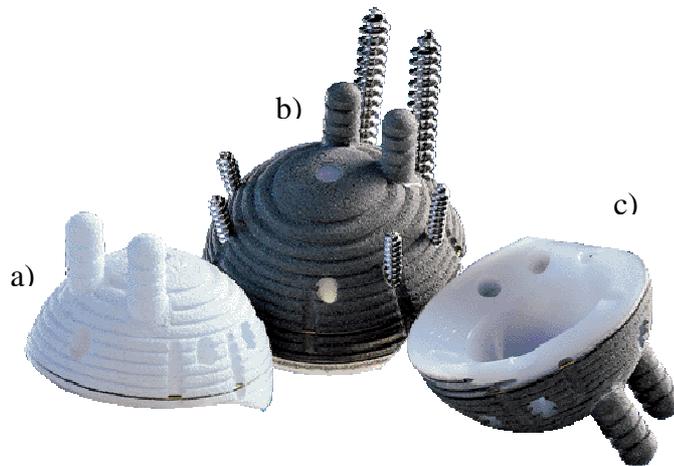


Abb. 2: Darstellung der RM-Pfanne: a) Hydroxylapatit beschichtete RM-Pfanne, b) Revisionspfanne mit Titanbeschichtung, c) angeschrägte RM-Pfanne mit Titanbeschichtung.



Abb. 3: Darstellung der RM-Pfanne in Metall-Metall-Paarung.

1.7 Partikelkrankheit

Nach der Implantation von Hüftendoprothesen zeigt sich als Hauptproblem die aseptische Pfannen- bzw. Schaftlockerung (NIH Consensus Conference, 1995). Als Hauptgrund für einen Endoprothesenwechsel gilt eine durch Osteolysen bedingte Lockerung der Implantate, die aufgrund von Abriebpartikeln entsteht. Der durch Osteolysen entstehende Knochenverlust führt zu einer erschwerten Verankerung von Revisionsimplantaten (Sedel, 1992; Willert, 1977).

Abriebpartikel entstehen an Interface- Grenzen, d.h. an Grenzflächen zwischen verschiedenen Materialien, wie zwischen Implantat und Knochen, Zement und Knochen oder Zement und Implantat. In den die Endoprothese umgebenden Weichteilen rufen die Abriebpartikel eine inflammatorische Reaktion hervor. Als Folge dieser Entzündungsreaktion bildet sich an der Knochen-Implantat-Grenzfläche eine Pseudomembran und durch Makrophagen werden Osteoklasten zur Knochenresorption aktiviert, wodurch Osteolysen entstehen (Kohn, 1995). Die Entstehung von Osteolysen wird besonders durch die Menge der Abriebpartikel und die entzündliche Reaktion auf das Abriebmaterial beeinflusst (Maloney, 1995).

In der Hüftendoprothetik werden verschiedene Materialkombinationen eingesetzt. Es ist zwischen Hart-Hart-Paarungen und Hart-Weich-Paarungen zu unterscheiden. Zu den Hart-Hart-Paarungen zählen die Metall-Metall- und die Keramik-Keramik-Gleitpaarungen. Hart-Weich-Paarungen sind Metall-Polyethylen und Keramik-Polyethylen. Bei allen Gleitpaarungen sind bisher Abriebpartikel und Osteolysen beschrieben worden. Bei den Hart-Weich-Gleitpaarungen ist ein linearer Abrieb von etwa 0,5 mm pro Jahr beschrieben. Nach 5 Jahren liegt der lineare Abrieb bei Keramikköpfen bei 0,1 mm und bei Metallköpfen bei 0,2 mm. Somit treten bei der Polyethylen-Keramik-Gleitpaarung 50 % weniger Abrieb auf als bei der Polyethylen-Metall-Paarung (Zichner, 1997). Heutzutage werden überwiegend Hart-Weich-Paarungen verwendet, da die Abriebpartikel dieses Materials relativ lokalisiert im Körper verweilen (Malchau, 1998). Dagegen werden Hart-Hart-Paarungen lediglich als Alternativen eingesetzt. Zwar liegt hier ein erheblich niedriger Abrieb von 3-5 μm / Jahr für Metall-Metall-Paarungen vor, jedoch kommt es zu einer zahlreichen Verteilung von Abriebpartikeln im gesamten Körper. Dabei ist eine Langzeitwirkung der Metall-Metall-Ionen in den unterschiedlichen Geweben nicht geklärt (Brodner, 1997; Jacobs, 1996;

Kreibich, 1996). Der Abrieb für Keramik-Keramik-Paarungen liegt ungefähr bei 5 µm pro Jahr.

Das Ziel aller Gleitpaarungen ist es, den Abrieb auf das Minimum zu reduzieren. Dies soll zu einer Verlängerung des Implantatüberlebens führen und damit Revisionsoperationen vermeiden. Durch den Gebrauch von Keramik-Keramik-Gleitpaarungen und quervernetztem Polyethylen konnten deutlich geringere Abriebraten erzielt werden. Ob dies auch zu einem längerem Implantatüberleben führt, ist abzuwarten (Heisel, 2004).

1.8 Zielsetzung und Fragestellung

Bedingt durch die hohen Lockerungsraten der zementierten Hüfttotalendoprothesen der 70er Jahre führte der Trend zur zementfreien Prothesenverankerung mit einer Fülle von neuen Hüftendoprothesen unterschiedlichen Designs.

In der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Campus Benjamin Franklin der Charité zu Berlin sind seit Ende der 80er Jahre verstärkt zementfreie Prothesensysteme implantiert worden. Dabei ist oft eine Kombination aus der zementfreien RM-Hüftpfanne nach Robert Mathys (Firma Mathys, Bettlach Schweiz) und dem CLS-Schaft nach Spotorno (Firma Zimmer GmbH Germany) gewählt worden. Die Robert-Mathys-Pfanne ist nach dem Press-Fit-Verfahren implantiert worden. Ziel dieser Arbeit ist es, 10-15 Jahres Ergebnisse der RM-Pfanne nach Mathys bei primärer Implantation zu erheben. Die Monocenter-Studie ermöglicht dabei die direkte Qualitätskontrolle der Implantatergebnisse, da in die Studie nur Patienten eingeschlossen wurden, die in unserer Abteilung operiert worden sind. Da bei der RM-Pfanne nach Mathys gute mittelfristige Ergebnisse bekannt sind, soll auch die Patientenzufriedenheit mit der verwendeten Prothese miterhoben werden, da die Alltagstauglichkeit eines Implantates einen wesentlichen Einfluss auf die Lebensqualität der Patienten hat. Dieser Gesichtspunkt wird besonders bei jungen Patienten immer wichtiger. Mit der Nachuntersuchung des Hüftgelenkes sollen die klinischen Ergebnisse, sowie die Überlebensrate der Robert-Mathys-Pfanne aufgezeigt und Probleme erörtert werden. Weiterhin sollen die verschiedenen Scores analysiert und miteinander zu verschiedenen Gesichtspunkten verglichen werden.

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Im Zeitraum vom 01.01.1988 bis zum 31.12.2001 sind in der Charite Campus Benjamin Franklin, ehemals Klinikum Steglitz, in Berlin insgesamt 2715 Robert-Mathys-Pfannen primär und im Revisionszustand implantiert worden. Das gesamte Patientenkollektiv wurde in dieser Zeit unter der Leitung und geschäftsführenden Direktion von Prof. Dr. Rahmanzadeh der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Campus Benjamin Franklin der Charité zu Berlin operiert.

Da viele Patienten in diesem Zeitraum aus dem europäischen und nicht-europäischen Ausland operiert worden sind und sich die Erreichbarkeit dieser Patienten als sehr schwierig erwies, sind in diese Studie ausschließlich Patienten mit Berliner Wohnsitz einbezogen worden. Demnach sind bei insgesamt 1769 Patienten, mit Berliner Wohnsitz, 2151 Robert Mathys- Hüftgelenkspfannen von insgesamt 38 Operateuren implantiert worden. Bei diesen 2151 implantierten RM-Pfannen handelt es sich jeweils um eine sphärische Polyethylenpfanne mit Titanbeschichtung. In dem nachuntersuchten Patientenkollektiv ist ausschließlich die angeschrägte RM-Pfanne implantiert worden. Von den insgesamt 1769 Patienten (2151 RM-Pfannen) sind bei 1584 Patienten (1876 RM-Pfannen) primär RM-Pfannen und bei 185 Patienten (275 RM-Pfannen) eine RM-Revisionspfanne implantiert worden. Von den 1584 Patienten (1876 RM-Pfannen) mit primär implantierten RM-Pfannen sind in dieser Studie 1034 Patienten (1257 RM-Pfannen) telefonisch bzw. per Briefzustellung erreicht, 451 Patienten (502 RM-Pfannen) sind als verstorben gemeldet, 65 Patienten (69 RM-Pfannen) sind nicht erreicht (lost to follow up) und 34 Patienten (48 RM-Pfannen) sind später revidiert worden. Von den insgesamt 1034 erreichten Patienten (1257 RM-Pfannen) sind 539 Patienten (678 RM-Pfannen) in einem Nachuntersuchungszeitraum vom 01.07.2002 bis zum 31.08.2004 klinisch nachuntersucht worden. Von diesen nachuntersuchten 539 Patienten mit 678 RM-Pfannen sind 488 RM-Pfannen mit der Gleitpaarung Keramik-Polyethylen, 134 RM-Pfannen mit der Gleitpaarung Metall-Polyethylen und 56 RM-Pfannen mit der Gleitpaarung Metall-Metall implantiert worden. Die übrigen 495 erreichten Patienten (579 RM-Pfannen) lehnten eine Nachuntersuchung ab. Jedoch haben 183 der 495 nicht nachuntersuchten Patienten (579 RM-Pfannen) den Fragebogen telefonisch oder per Brief beantwortet. 312

Patienten (396 RM-Pfannen) der 495 nicht nachuntersuchten Patienten verweigerten, den Fragebogen auszufüllen.

Als Überblick über die genannten Daten dient folgende Abbildung (Abb. 4).

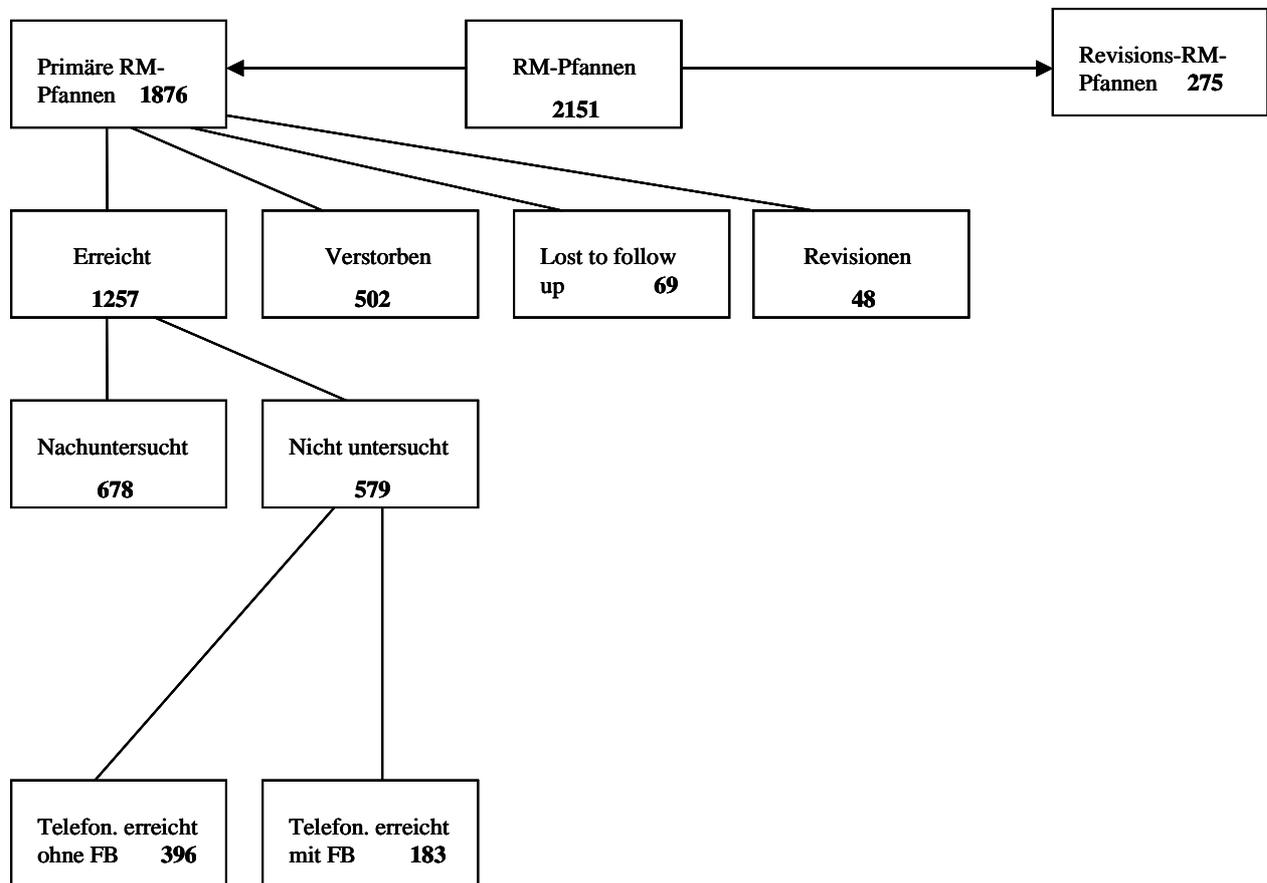


Abb. 4: Aufteilung aller operierten in Berlin lebenden Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen und RM-Revisionspfannen (n= 2151).

Die Nachuntersuchung der 539 Patienten (678 RM-Pfannen) erfolgte anhand einer Anamnese und einer klinischen Untersuchung, die den HHS beinhaltete. Zusätzlich wurde von jedem nachuntersuchten Patienten eine Röntgen-Übersichtsaufnahme der Hüfte im a.p. und seitlichen Strahlengang erstellt und ein Fragebogen, der WOMAC, von dem Patienten selbst ausgefüllt.

Zwischen dem Ende des Untersuchungszeitpunktes am 31.08.2004 und dem Implantationszeitpunkt sind 15,8 Jahre vergangen. Da die Hüftalloarthroplastik bei vielen Patienten im fortgeschrittenen Alter implantiert wurde (siehe Abb. 5), ist die Verfügbarkeit der Patientenpopulation zum Nachuntersuchungszeitpunkt durch

Sterblichkeit und körperliche Beschwerden begrenzt. Das Durchschnittsalter aller Patienten (n= 2151) lag bei 64,7 Jahren.

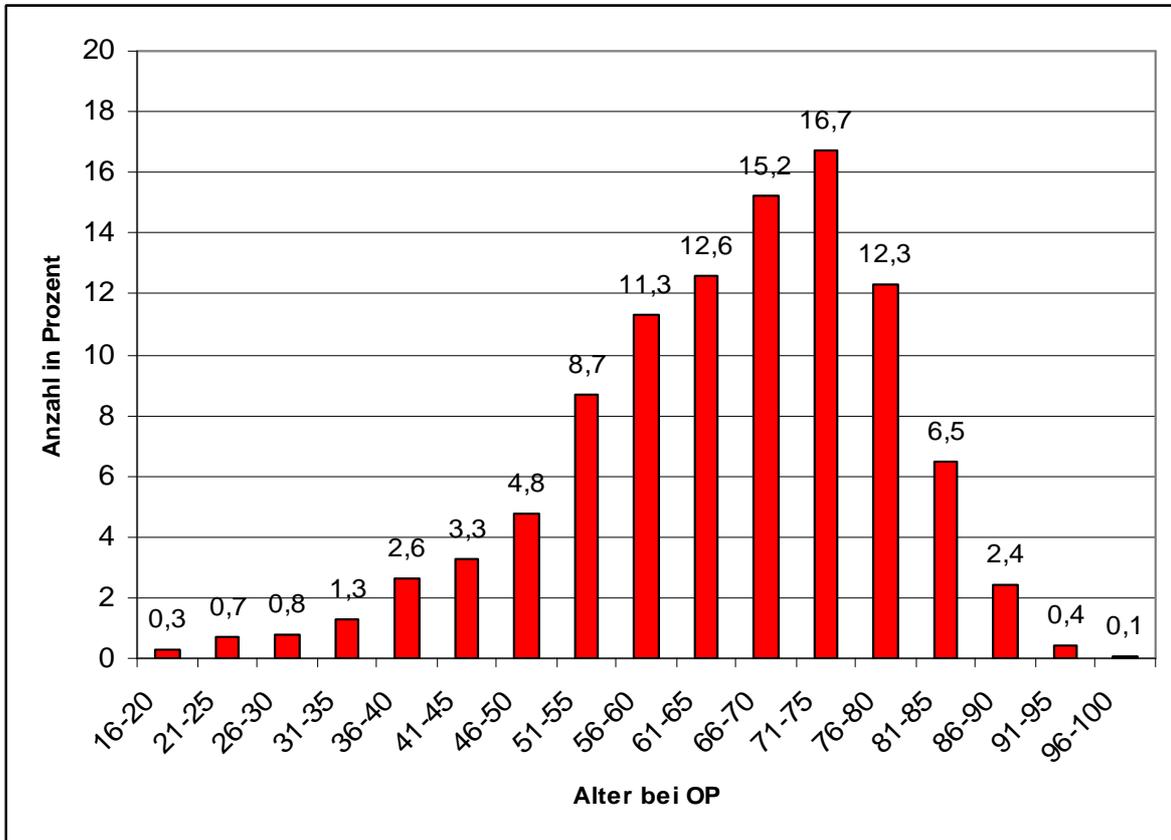


Abb. 5: **Altersverteilung** zum Implantationszeitpunkt aller operierten in Berlin lebenden Patienten (n= 1769) mit primär implantierten RM-Pfannen und RM-Revisionspfannen (n=2151 in Prozent).

Der Altersgipfel zum Implantationszeitpunkt lag bei den in Berlin lebenden Patienten aller primär implantierten RM-Pfannen und RM-Revisionspfannen zwischen 60 und 80 Jahren. Am häufigsten wurden RM-Pfannen bei Patienten im Alter zwischen 71 und 75 Jahren implantiert.

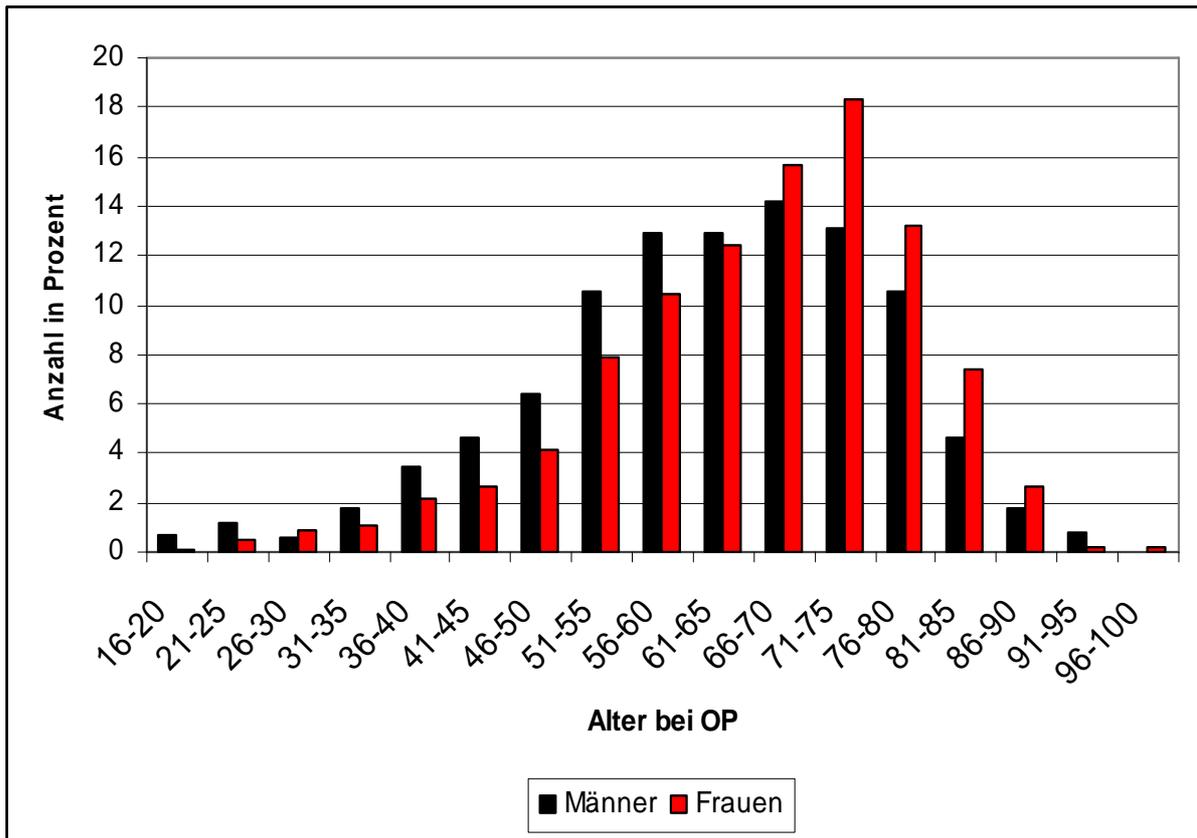


Abb. 6: **Altersverteilung** zum Implantationszeitpunkt aller operierten in Berlin lebenden Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen und RM-Revisionspfannen (n= 2151) **nach Geschlecht** sortiert in Prozent.

Das Durchschnittsalter der Frauen lag dabei gering höher als bei den Männern. Das Durchschnittsalter der Frauen mit implantierten RM-Pfannen (n= 1473) lag bei 65,8 Jahren und bei den Männern (n= 678) bei 62,1 Jahren. Am häufigsten sind RM-Pfannen bei den männlichen Patienten im Alter zwischen 66 und 70 Jahren und bei den weiblichen Patienten zwischen 71 und 75 Jahren implantiert worden.

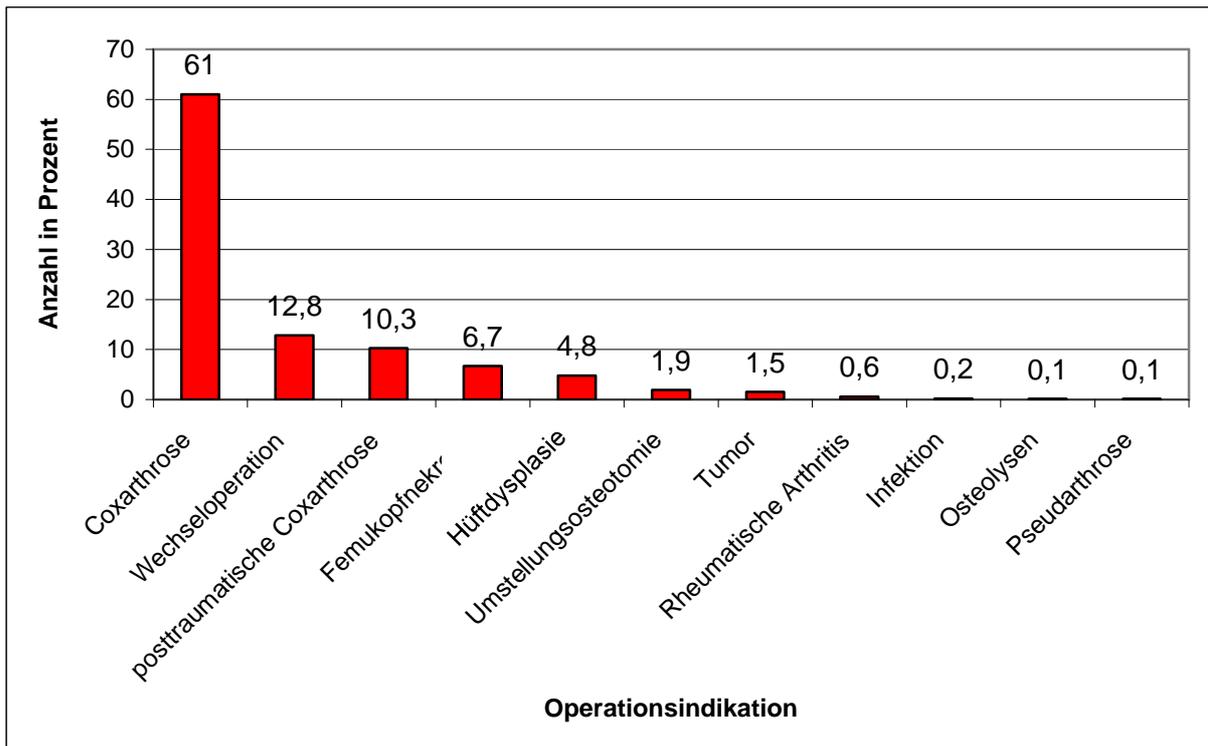


Abb. 7: **Operationsindikationen** aller RM-Pfannen (n= 2151) der in Berlin lebenden Patienten in Prozent. Hauptindikation zur Implantation ist die Coxarthrose.

Die Operationsindikation zur Implantation einer Hüftgelenksendoprothese mit einer RM-Pfanne war in 61 % (n= 1311) der Fälle eine Coxarthrose. In 12,8 % (n= 275) handelte es sich um eine Wechseloperation der Hüftgelenksprothese. Zu 10,3 % (n= 221) ist die RM-Pfanne aufgrund einer posttraumatischen Coxarthrose implantiert worden. Eine Femurkopfnekrose stellte zu 6,7 % (n= 144) der Fälle eine Operationsindikation dar. 4,8 % (n= 104) erhielten eine RM-Pfanne aufgrund einer Hüftgelenksdysplasie. 1,9 % (n= 41) stellten eine Operationsindikation nach einer bereits durchgeführten Umstellungsosteotomie des proximalen Femurs dar. Zu 1,5 % (n= 32) war eine Hüftgelenksendoprothese aufgrund eines Tumors, zu 0,6 % (n= 13) wegen einer Rheumatoiden Arthritis, zu 0,2 % (n= 5) aufgrund einer Infektion und jeweils zu 0,1 % aufgrund einer Osteolyse (n= 3) und Pseudarthrose (n= 2) implantiert worden.

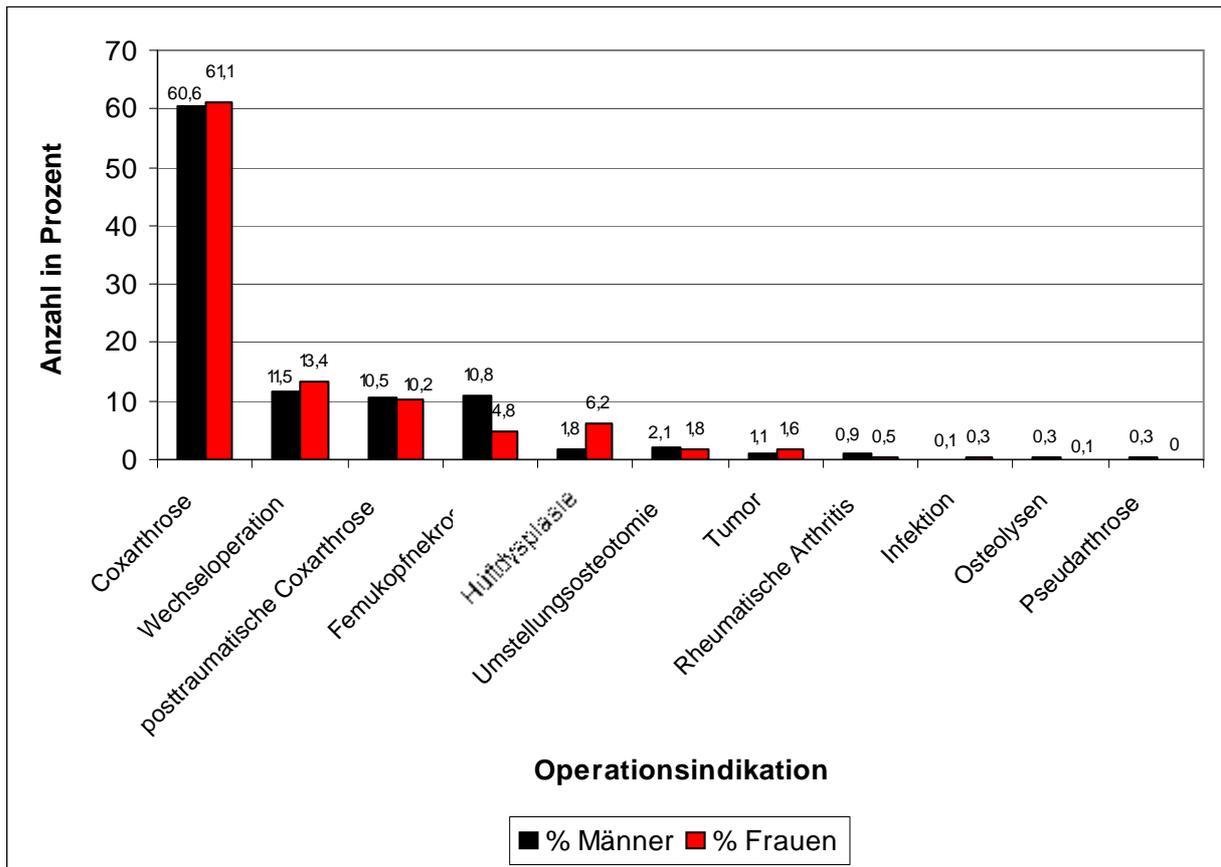


Abb. 8: **Geschlechtsverteilung der Operationsindikationen** aller RM-Pfannen (n= 2151) der in Berlin lebenden Patienten in Prozent mit überwiegend gleichwertiger Verteilung.

Die Geschlechtsverteilung der Operationsindikationen wurde relativ gleichmäßig auf Männer und Frauen verteilt. Ein deutlicher Unterschied war lediglich bei der Femurkopfnekrose und der Hüftdysplasie zu sehen. Die Femurkopfnekrose verteilte sich dabei mit doppelt so häufiger Anzahl (10,8 %) bei dem männlichen Geschlecht als bei den Frauen (4,8 %). Das Verhältnis bei der Diagnose der Hüftdysplasie zeigte sich das Verhältnis von Männern und Frauen noch deutlicher. Dabei fielen etwa zwei Drittel (6,2 %) auf die Frauen und ungefähr ein Drittel (1,8 %) auf die Männer.

Revisionsgrund	Anzahl der Revisionen
Aseptische Lockerung	34 (1,81 %)
Infektion	8 (0,42 %)
Periprothetische Fraktur	2 (0,11 %)
Materialbruch	2 (0,11 %)
Luxation	2 (0,11 %)

Tab. 1 : Übersicht über die Revisionen (n= 48) aller primär implantierten RM-Pfannen (n= 1876) nach Grund und Anzahl.

Insgesamt sind von den primär implantierten 1876 RM-Pfannen 48 Implantate revidiert worden. Dies entspricht einer Prozentzahl von 2,56 %. Die häufigste Ursache, die bei 34 von 48 Revisionen zum Implantatwechsel führte, war die aseptische Lockerung mit 1,81 %. Der zweithäufigste Grund einer Revision der RM-Pfanne war die Infektion mit 0,43 %. Des weiteren sind als Revisionsindikationen die periprothetische Fraktur, der Materialbruch und die Luxation gestellt worden (Tab. 1).

2.2 Untersuchungsmethode

Im Mai 2002 wurde mit der retrospektiven Erfassung von Patientendaten begonnen, die im Zeitraum vom 01.01.1988 - 31.12.2001 in der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie Campus Benjamin-Franklin der Charité zu Berlin operiert worden sind.

In einer erstellten Datenbank sind relevante Daten der Patienten erfasst worden. Dabei ist durch Recherche in Operationsprotokollen, Patientenakten und hausinternen Datenbanken, die für die Nachuntersuchung in Frage kommende Patientenpopulation erhoben worden. Da sich die meisten Patienten zum Untersuchungszeitpunkt im fortgeschrittenem Alter befanden und die Adressen sowie Telefonnummern in den

Krankenhausunterlagen oft nicht mehr aktuell waren, ist eine Abfrage über die zentrale Meldestelle in Berlin eingerichtet worden. So sind die aktuellen Adressen der Patienten in Erfahrung gebracht worden. Auf diesem Weg ist gleichermaßen erfasst worden, welche Patienten bereits verstorben bzw. verzogen waren. Alle in Berlin lebenden Patienten sind an die zuletzt bekannte Adresse angeschrieben worden. Der Brief enthielt ein Anschreiben mit einer Patienteninformation zur Nachuntersuchung, eine Einverständniserklärung zur Nachuntersuchung und Verwendung der anonymisierten Daten zu Forschungszwecken, sowie den WOMAC Fragebogen, den die Patienten selbst ausfüllen konnten. Zu den Patienten, deren Telefonnummer bekannt war, ist versucht worden, telefonisch Kontakt aufzunehmen. 495 Patienten verweigerten aus verschiedenen Gründen die Teilnahme an einer Nachuntersuchung. 539 Patienten erklärten sich zu einer Nachuntersuchung bereit. Bei der Nachuntersuchung erfolgte eine ausführliche Anamnese, eine klinische Untersuchung nach dem Harris-Hip-Score, das Ausfüllen des WOMAC und eine Röntgen-Übersichtsaufnahme der Hüfte im a.p. und seitlichen Strahlengang. Die Ergebnisse der Untersuchung und der Röntgenkontrolle sind von ärztlicher Seite mit den Patienten besprochen worden. Es sind Empfehlungen für Folgekontrollen in den jeweiligen Intervallen gegeben worden.

2.3 Operationsmethode

Als Standardzugang zur Implantation der Hüftgelenktotalendoprothese ist der laterale Zugang nach Bauer gewählt worden:

Die Operation der Hüftgelenktotalendoprothese ist bei allen Patienten über den lateralen Zugang nach Bauer durchgeführt worden (Bauer and Russe, 1984). Bei dieser Operationsmethode werden die Patienten auf dem Rücken gelagert. Der Hautschnitt wird über die Mitte des Trochanter major gelegt. Es folgt die Faszien-spaltung und die Darstellung des Trochanter major. Es wird der ventrale Teil des M. gluteus medius ventral vom Trochanter abgelöst. Der ventrale und kraniale Teil der Hüftgelenk-skapsel wird dargestellt und reseziert. Anschließend wird die Hüfte mit einer leichten Außenrotations- und Adduktionsbewegung luxiert. Der Schenkelhals wird oberhalb des Trochanter minor osteotomiert. Der Femurkopf wird entfernt. Das Acetabulum wird mittels steigender Pfannenfräse aufgefräst. Bei der Positionierung der Pfanne sollte insbesondere darauf geachtet werden, dass das Implantat in einer Anteversion von 10-

20° und in einer Inklination von 35-45° implantiert wird. Als Beispiel der häufigsten Implantatkombination siehe Abb. 9.



Abb. 9: Implantierte RM-Pfanne angeschrägt, titanbeschichtet mit einem CLS Schaft Fa. Zimmer und einem Keramikkopf (Implantationszeit 10 Jahre).

2.4 Scores

In dieser Studie sind 2 verschiedene, krankheitsspezifische Messinstrumente (Scores) zum Einsatz gekommen, der Harris Hip Score (HHP) und der WOMAC. Diese Scores dienen dazu, die Dimensionen Schmerz, Funktion, Steifheit und Bewegungsumfang aufzuzeigen. Der Harris Hip Score ist jeweils während der Nachuntersuchung des Patienten vom ärztlichen Personal ausgefüllt und bewertet worden. Der WOMAC ist vom Patienten selbst ausgefüllt worden.

2.4.1 Harris Hip Score (HHS)

Zur klinischen Untersuchung ist der Harris Hip Score zur Anwendung gekommen. Der Harris Hip Score ist ein speziell für das Hüftgelenk entwickelter Erfassungsbogen, der die Operationsergebnisse nach der Implantation von Hüftendoprothesen beurteilt. Er ist in zwei Abschnitte zu untergliedern. In dem ersten Abschnitt werden die Parameter Schmerz und funktionelle Aktivität vom Patienten selbst subjektiv beschrieben und aufgenommen. Als funktionelle Aktivitäten werden die Parameter „Hinken“, „Gehhilfen“, „Gehstrecken“, „Treppensteigen“, „Socken anziehen/Schuhe zubinden“, „Sitzen“ und „Benutzung öffentlicher Verkehrsmittel“ beurteilt. Im zweiten Teil werden die Deformität und der Bewegungsumfang des Hüftgelenkes objektiv vom Untersuchenden beurteilt. Die Bewertung der Hüftendoprothese erfolgt anhand eines Punkteschemas von 0 - 100. Die maximal erreichbare Punktzahl verteilt sich wie folgt:

Schmerz:	44	Punkte
Funktionelle Aktivität:	47	Punkte
Deformität:	4	Punkte
Bewegungsumfang:	5	Punkte

Ein ausgezeichnetes Ergebnis liegt vor, wenn 90-100 Punkte erreicht werden. Ein gutes Ergebnis bei 80-89 Punkten und ein zufriedenstellendes Ergebnis, wenn 70-79 Punkte erreicht werden. Eine Bewertung unter 70 Punkten ist als ein schlechtes Ergebnis einzustufen.

2.4.2 WOMAC

In dieser Studie ist der WOMAC zur Darstellung der postoperativen subjektiven Ergebnisse der implantierten Hüftgelenksendoprothesen zur Anwendung gekommen. Der Fragebogen erfasst die Symptome und die physischen Funktionseinschränkungen im Alltag, die aus der Sicht des Patienten beurteilt werden. Er besteht insgesamt aus 24 Fragen, die auf 3 Skalen verteilt sind:

1. die Schmerzsymptomatik,
2. die Steifigkeitssymptomatik und
3. die Einschränkung der physischen Funktionsfähigkeit.

Die erste Skala umfasst fünf Fragen, die auf die Schmerzsymptomatik bei verschiedenen Aktivitäten eingeht: „Gehen auf ebenem Boden“, „Treppen hinauf- und hinabsteigen“, „nachts im Bett liegen“, „sitzen oder liegen“ und „aufrecht stehen“. In der zweiten Skala wird in zwei Fragen die Steifigkeitssymptomatik beurteilt: „Steifigkeit am Morgen“ und „Steifigkeit im Verlauf des Tages“. Die dritte Skala besteht aus den übrigen 17 Fragen, die verschiedene funktionelle Aktivitäten im Alltag bewerten: „Treppen hinuntersteigen“, „Treppen hinaufsteigen“, „Aufstehen vom Sitzen“, „Stehen“, „Sich zum Boden bücken“, „Gehen auf ebenem Boden“, „Einsteigen ins Auto/Aussteigen aus dem Auto“, „Einkaufen gehen“, „Socken anziehen“, „Aufstehen vom Bett“, „Socken ausziehen“, „Liegen im Bett“, „Ins Bad/Aus dem Bad steigen“, „Sitzen“, „Sich auf die Toilette setzen/Aufstehen von der Toilette“, „Anstrengende Hausarbeiten“ und „leichte Hausarbeiten“. Alle Fragen sind mit einer numerischen Gradierungsskala versehen, in der die Patienten in einem Wertebereich von 0-10 ihre Symptome bewerten können. Dabei bedeutet 0 = keine Schwierigkeiten, aufsteigend bis zur 10 = sehr starke Schwierigkeiten. Die Auswertung erfolgt für jede WOMAC-Skala anhand eines Summenscores, der sich aus den jeweiligen Fragen (0-10) einer Skala zusammensetzt. Der Wertebereich für die Skala „Schmerz“ beträgt demnach 0-50, für die Skala „Steifigkeit“ 0-20 und für die dritte Skala „funktionelle Aktivität“ 0-170. Die drei Skalen des WOMAC können einerseits einzeln und andererseits auch im Ganzen analysiert und statistisch ausgewertet werden.

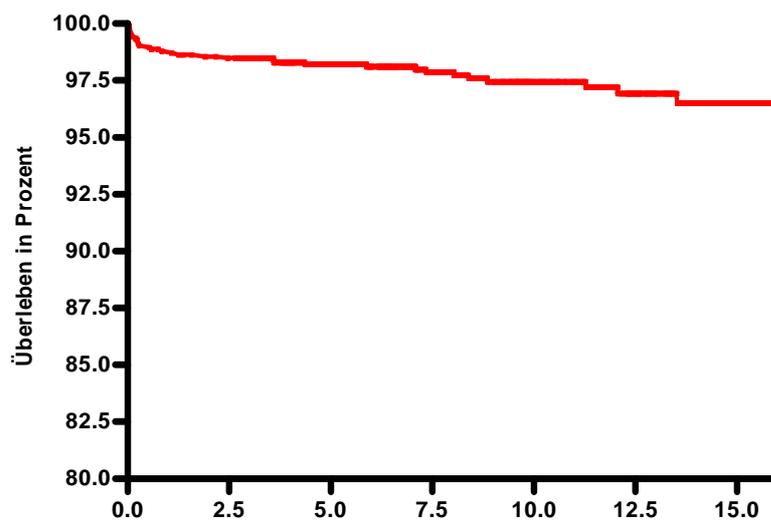
2.5 Statistik

Zur Darstellung der Standzeiten der RM-Pfannen diente zur statistischen Auswertung die Erstellung der Überlebenskurve nach Kaplan- Meier. Die Überlebensanalysen bzw. Überlebenskurven sind mittels des GraphPad Programm ausgewertet worden. Als Endpunkt für das Überleben ist das Datum der Nachuntersuchung, das Datum einer vorliegenden Revisionsoperation bzw. das Datum des Verweigerungszeitpunktes einer Nachuntersuchung gesetzt worden. Der p – Wert ist mit einem paired t-Test berechnet worden. Ein p – Wert kleiner als 0,05 ist als signifikant für einen statistischen Unterschied gewertet worden.

3 Ergebnisse

3.1 Überlebensanalyse der RM-Pfanne

In unserer retrospektiven Studie sind 1257 primär implantierte RM-Pfannen von den insgesamt 1876 primär implantierten RM-Pfannen bei 1034 Patienten mit Berliner Wohnsitz erreicht worden. Von diesen 1257 RM-Pfannen sind 678 RM-Pfannen nachuntersucht worden, die übrigen haben eine Nachuntersuchung verweigert. In den folgenden Abbildungen (Abb. 10 bis 16) erfolgt eine Übersicht der Überlebenszeiten der RM-Pfannen aufgeschlüsselt nach den primär implantierten RM-Pfannen aller erreichten Patienten (n= 1034) mit 1257 primär implantierten RM-Pfannen, aller nachuntersuchten Patienten (n= 539) mit 678 primär implantierten RM-Pfannen und aufgeschlüsselt nach den Gleitpaarungen.



Überlebenszeit der primär implantierten RM-Pfannen aller erreichten Patienten nach der Standzeit

Abb. 10: Die **Überlebenszeit der primär implantierten RM-Pfannen** (n= 1257) **aller erreichten Patienten** des Berliner Kollektivs (n= 1034) nach der Standzeit in Jahren mit sehr guten Ergebnissen bis zu 15 Jahre postoperativ (10 Jahre postoperativ 97,5 % und 15 Jahre postoperativ 96,5 %).

Die Überlebenszeit der primär implantierten RM-Pfannen (n= 1257) aller erreichten Patienten dieser Studie (n= 1034) des Berliner Kollektivs lag 5 Jahre postoperativ bei 98,2 %, 7,5 Jahre postoperativ bei 97,9 %, 10 Jahre postoperativ bei 97,5 %, 12,5 Jahre postoperativ bei 96,9 % und 15 Jahre postoperativ bei 96,5 %.

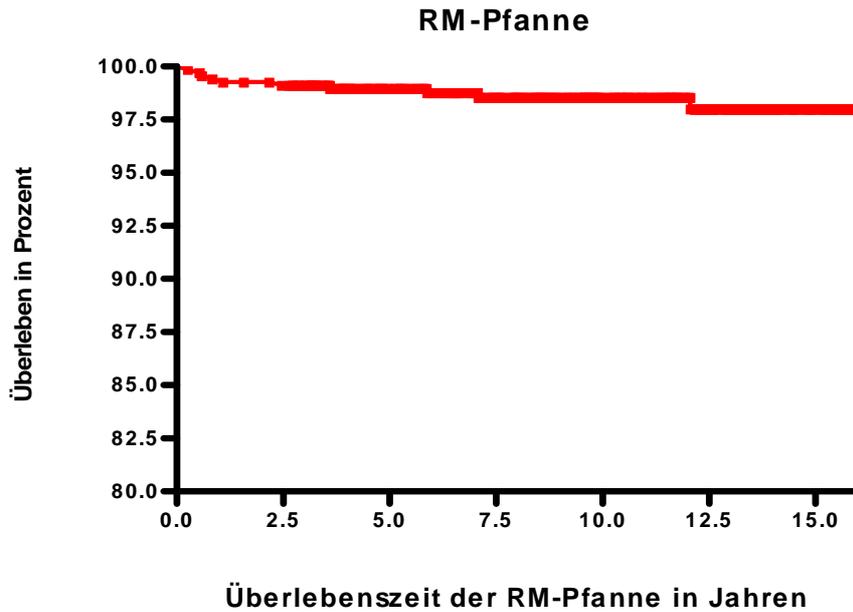


Abb. 11: Die **Überlebenszeit der primär implantierten RM-Pfannen** (n= 678) **aller untersuchten Patienten** des Berliner Kollektivs in Prozent mit sehr guten Resultaten bis zu 15 Jahre postoperativ (10 Jahre postoperativ 98,5 % und 15 Jahre postoperativ 98,0 %).

Die Überlebenszeit der primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) aller untersuchten Patienten des Berliner Kollektivs (n= 539) betrug 5 Jahre postoperativ 98,9 %. 7,5 und 10 Jahre postoperativ lag die Überlebenszeit bei 98,5 %. Ab 12,5 bis 15 Jahre postoperativ lag die Überlebenszeit jeweils bei 98,0 %.

Insgesamt ist die RM-Pfanne der nachuntersuchten Patienten nur bei zehn von 678 implantierten RM-Pfannen (1,47 %) revidiert worden. Bei einer der 10 revidierten RM-Pfannen lag als Grund der Revision eine Infektion der Hüftgelenksendoprothese und bei den übrigen 9 revidierten RM-Pfannen eine aseptische Pfannenlockerung als Grund für die Revision vor.

Bevor die verschiedenen Gleitpaarungen der nachuntersuchten RM-Pfannen im Einzelnen in Überlebensanalysen dargestellt werden, hier ein kurzer Überblick zur Verteilung der einzelnen Gleitpaarungen aller untersuchten primärimplantierten RM-Pfannen (n= 678) (Abb. 12).

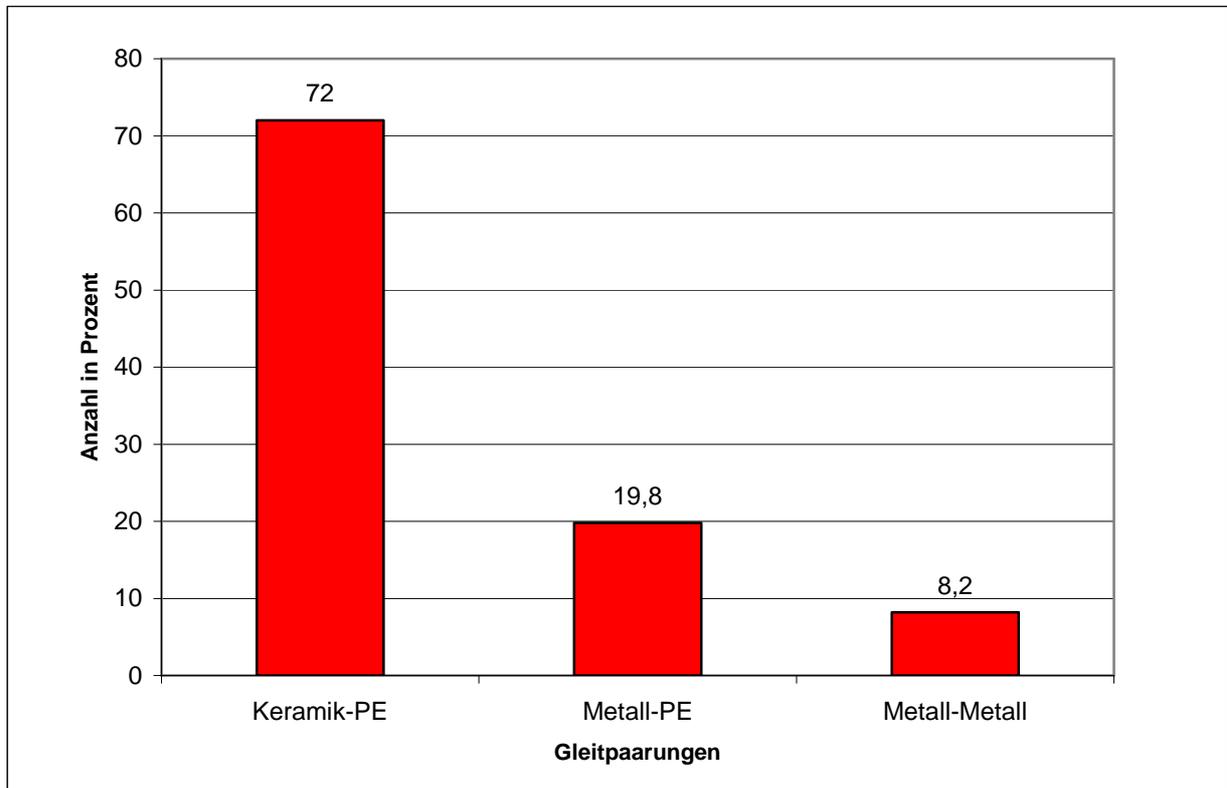
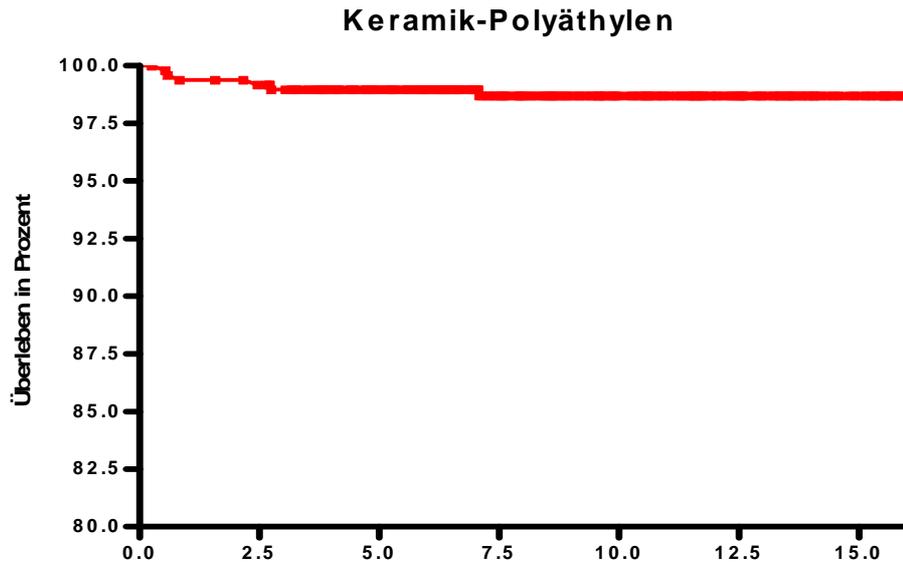


Abb. 12: Anzahl der unterschiedlichen **Gleitpaarungen** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs in Prozent mit signifikanter Mehrheit für die Verwendung der Keramik- PE- Gleitpaarung.

Von allen untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs sind bei 72 % (n= 488) RM-Pfannen mit der Gleitpaarung Keramik-Polyethylen implantiert worden. Die Gleitpaarung Metall-Polyethylen wurde bei 19,8 % (n= 134) und die Gleitpaarung Metall-Metall nur bei 8,2 % (n= 56) verwendet.

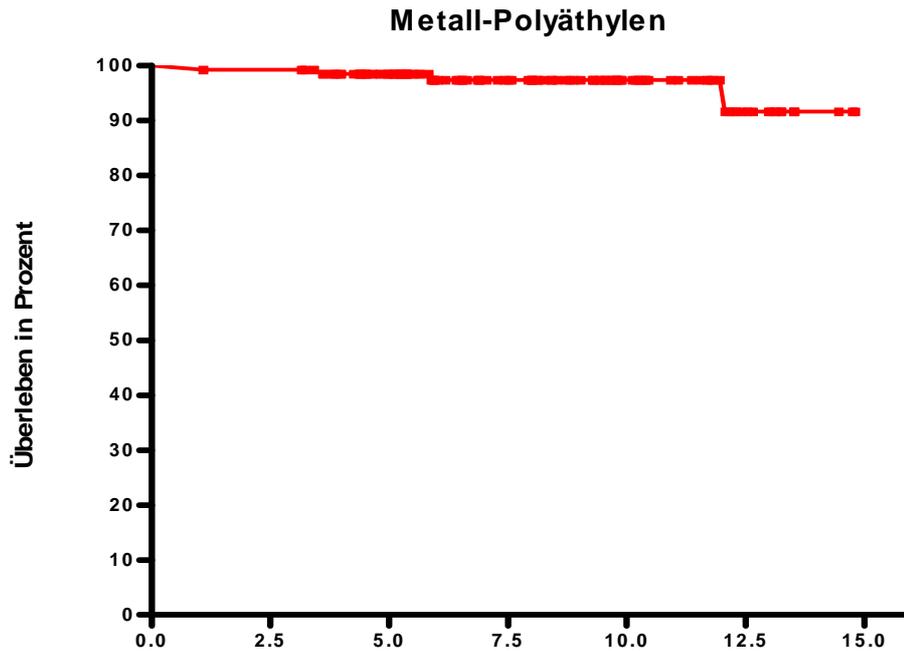


Überlebenszeit der Gleitpaarung Keramik-PE aller untersuchten RM-Pfannen

Abb. 13: Die Überlebenszeit der **primär implantierten RM-Pfanne** mit der **Gleitpaarung Keramik – Polyethylen** der untersuchten Patienten des Berliner Kollektivs in Prozent zeigten sehr gute Ergebnisse bis zu 15 Jahre postoperativ. Die Überlebenszeit lag jeweils 10 bis 15 Jahre postoperativ bei 98,7 %.

Die Überlebenszeit der primär implantierten RM-Pfanne mit der Gleitpaarung Keramik - Polyethylen betrug bei allen nachuntersuchten Patienten mit implantierten RM-Pfannen (n= 488) 5 Jahre postoperativ 99,0 %. 7,5 Jahre bis 15 Jahre postoperativ lag die Überlebenszeit bei 98,7 %.

Von den untersuchten RM-Pfannen mit der Keramik- PE Gleitpaarung sind nur 6 RM-Pfannen (1,25 %) revidiert worden. Bei einer der revidierten RM-Pfannen lag als Grund für die Revision eine Infektion der Hüftgelenksendoprothese und bei den übrigen 5 revidierten RM-Pfannen eine aseptische Lockerung der RM-Pfanne vor. Fünf der insgesamt sechs Revisionen sind innerhalb der ersten 2,5 Jahre nach Implantation revidiert worden.



Überlebenszeit der Gleitpaarung Metall-PE aller untersuchten RM-Pfannen

Abb. 14: Die Überlebenszeit der primär implantierten RM-Pfanne mit der **Gleitpaarung Metall – Polyethylen** aller untersuchten Patienten in Prozent ergab ein weniger gutes Resultat nach 15 Jahren. Die Überlebenszeit 10 Jahre postoperativ lag bei 97,4 % und 15 Jahre postoperativ bei nur 91,7 %.

Die Überlebenszeit der primärimplantierten RM-Pfanne mit der Gleitpaarung Metall-Polyethylen betrug bei allen nachuntersuchten Patienten mit implantierten RM-Pfannen (n= 134) 5 Jahre postoperativ 98,5 %, 7,5 Jahre postoperativ 97,4 %. 10 Jahre postoperativ lag die Überlebenszeit ebenfalls bei 97,4 % und 12,5 Jahre bis 15 Jahre postoperativ bei 91,7 %.

Insgesamt sind 4 RM-Pfannen (3 %) der Metall-Polyethylen-Gleitpaarung von allen nachuntersuchten 678 RM-Pfannen revidiert worden. Als Grund für die Revision lag bei allen 4 revidierten RM-Pfannen eine aseptische Pfannenlockerung vor.

Die Überlebenszeit der Gleitpaarung Keramik-Polyethylen zeigte im Vergleich zur Gleitpaarung Metall-Polyethylen ein deutlich besseres Ergebnis mit einer Revisionsrate von nur 1,25 %.

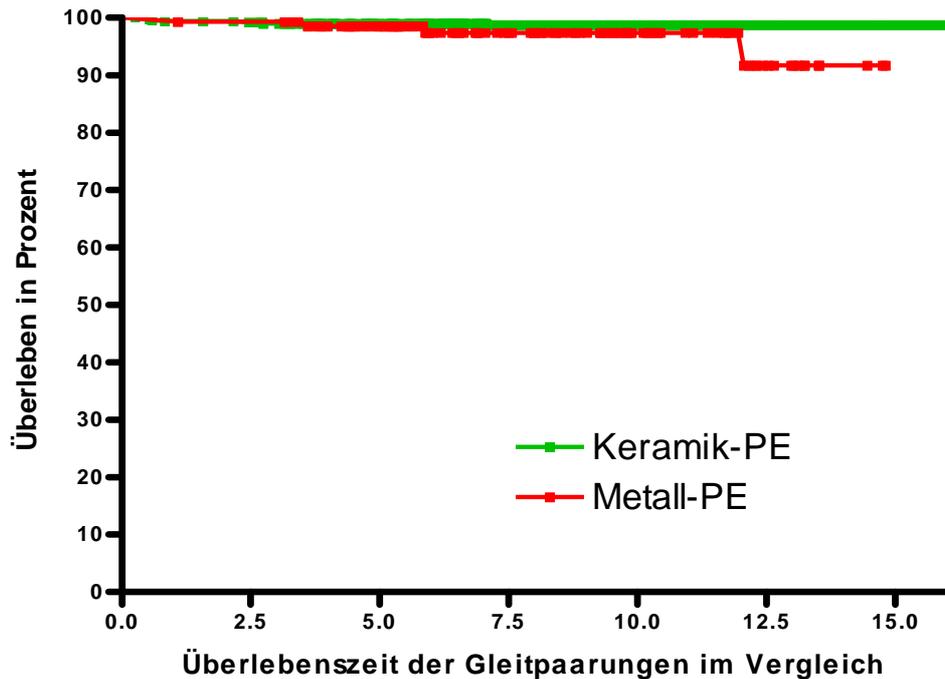


Abb. 15: *Vergleich der Überlebenszeit der Gleitpaarungen Keramik- PE und Metall- PE aller untersuchten Patienten in Jahren mit deutlich besserem Ergebnis für die Implantationen der Keramik- PE Gleitpaarung mit einer Überlebenszeit von 98,7 % 15 Jahre postoperativ.*

Im Vergleich der Gleitpaarungen Keramik-Polyethylen und Metall-Polyethylen ist ein sichtbar besseres Resultat für die Überlebenszeit der Gleitpaarung Keramik-Polyethylen insbesondere im Zeitraum von 12,5 bis 15 Jahre postoperativ erreicht worden als bei der Gleitpaarung Metall-Polyethylen. 12,5 bis 15 Jahre postoperativ lag die Überlebenszeit der RM-Pfanne der Keramik-Polyethylen-Gleitpaarung bei 98,7 % und bei der Gleitpaarung Metall-Polyethylen nur noch bei 91,7 %.

Der p – Wert, der hier mittels des paired t-Test berechnet worden ist, liegt bei < 0,0001. Somit ist ein signifikanter Unterschied im Vergleich der Gleitpaarungen vorhanden.

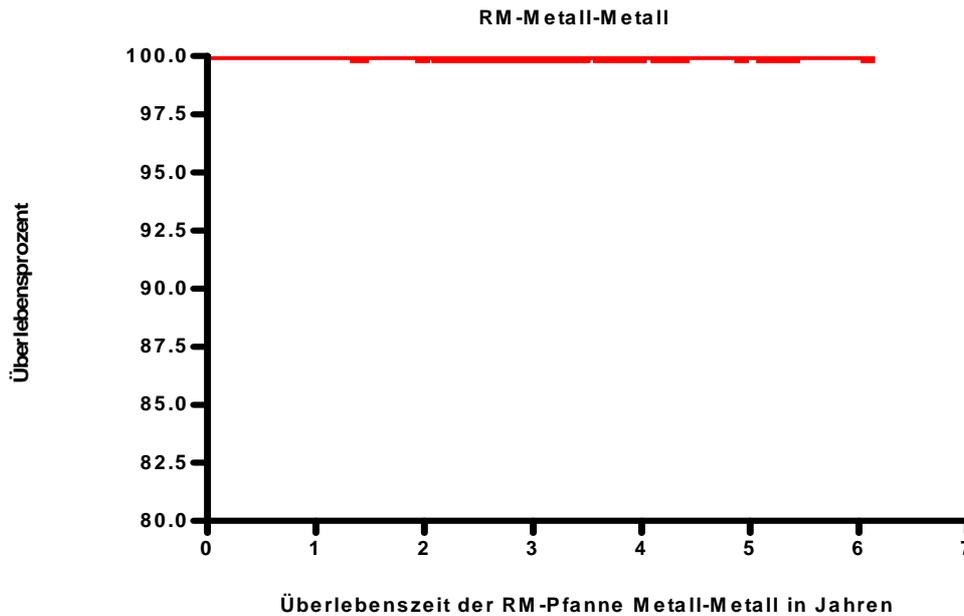


Abb. 16: Die Überlebenszeit der primär implantierten **RM-Metall-Metall-Pfanne** aller untersuchten Patienten des Berliner Kollektivs in Prozent mit sehr guten Ergebnissen bis zu 6 Jahren postoperativ.

Die Überlebenszeit der primär implantierten RM-Metall-Metall-Pfanne lag bei allen nachuntersuchten RM-Pfannen (n= 56) nach 6 Jahren postoperativ bei 100 %. Damit zeigte die Metall-Metall-RM-Pfanne die besten Ergebnisse in der Überlebensanalyse der RM-Pfannen auf.

Die Gesamtzahl der Patienten mit Metall-Metall implantierten RM-Pfannen betrug 120. Diese Zahl bezieht sich auf die Gesamtzahl, aller in der Charite Campus Benjamin Franklin implantierten RM-Pfannen im Zeitraum vom 01.01.1988 bis zum 31.12.2001 (n= 2715). 91 Patienten sind davon aus dem Berliner Kollektiv. Von diesen 91 Patienten sind 56 Patienten nachuntersucht worden und 35 Patienten verweigerten eine Nachuntersuchung wegen großer Zufriedenheit mit der Hüftgelenksendoprothese. 29 der 120 Patienten mit implantierten Metall-Metall-RM-Pfannen haben ihren Wohnsitz im europäischen und nicht-europäischen Ausland. Von allen 120 Patienten sind insgesamt 118 Patienten, auch die im Ausland lebenden, telefonisch erreicht und 2 sind als lost to follow up gewertet worden.

3.2 Ergebnisse der RM-Pfanne der nachuntersuchten Patienten

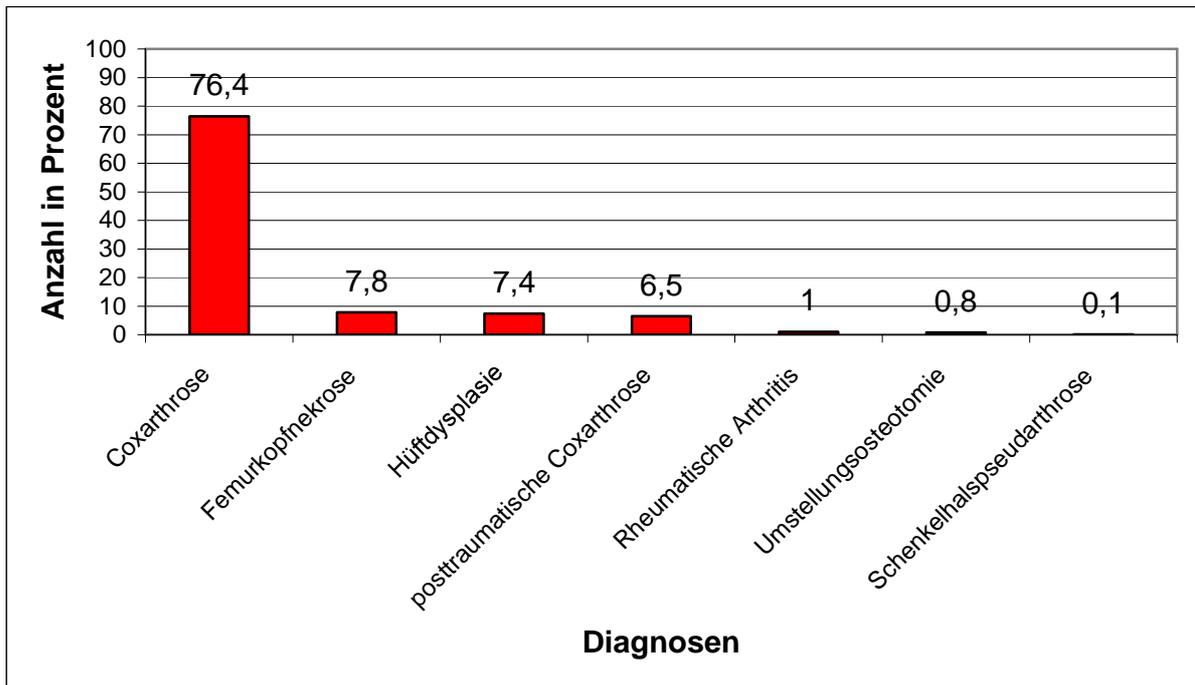


Abb. 17: **Operationsindikation** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) mit der häufigsten Operationsindikation der Coxarthrose in Prozent.

Bei 76,4 % (n= 518) aller nachuntersuchten RM-Pfannen (bds. operierte Patienten sind doppelt berechnet worden) war die Operationsindikation eine Coxarthrose, bei 7,8 % (n= 53) eine Femurkopfnekrose, bei 7,4 % (n= 50) eine Hüftdysplasie, zu 6,5 % (n= 44) eine posttraumatische Coxarthrose (am häufigsten durch eine Schenkelhalsfraktur verursacht), zu 1 % (n= 7) eine rheumatische Arthritis, zu 0,8 % (n= 5) Zustand nach einer Hüftoperation und zu 0,1 % (n= 1) eine Schenkelhalspseudarthrose.

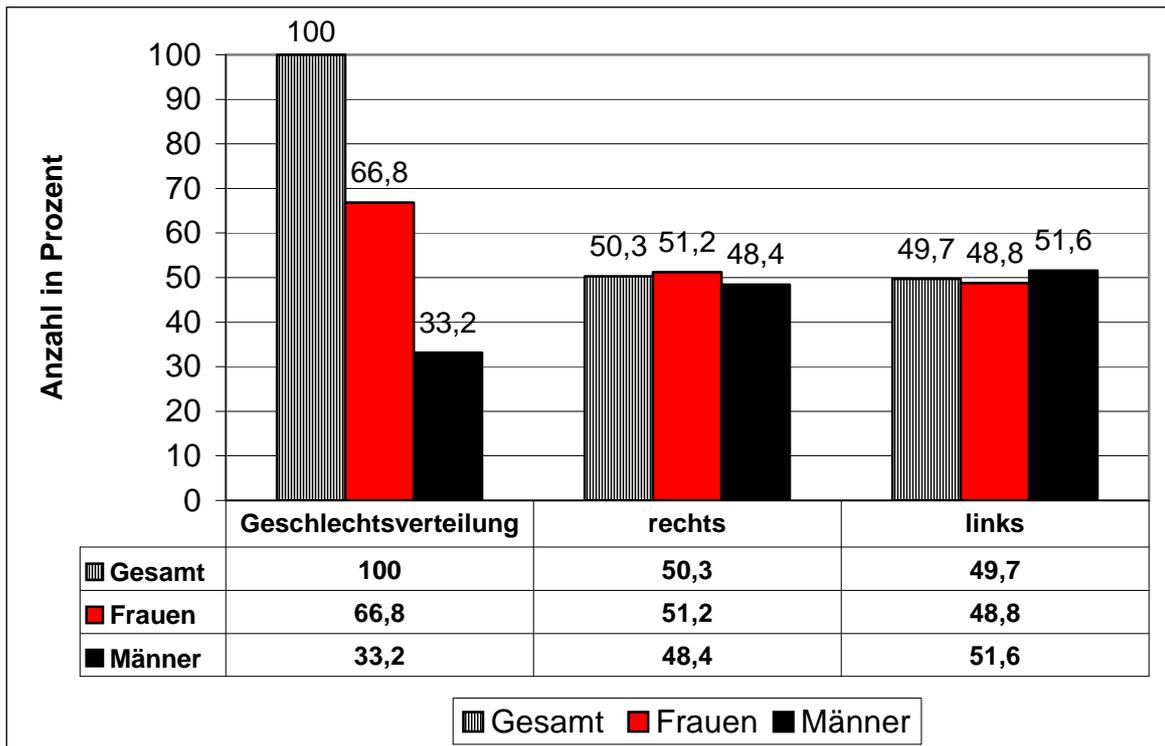


Abb. 18: **Geschlechtsverteilung und Seitenverteilung** der nachuntersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) in Prozent mit etwa doppelter Anzahl der implantierten RM-Pfannen bei den weiblichen Patienten und ungefähr gleicher Anzahl der Seitenverteilung.

Von allen nachuntersuchten Patienten (n= 539) mit primärimplantierten RM-Pfannen (n= 678) sind 66,8 % der RM-Pfannen (n= 453) bei weiblichen Patienten und 33,2 % (n= 225) bei männlichen Patienten implantiert worden.

Das linke Hüftgelenk ist von allen untersuchten Patienten mit primärimplantierten RM-Pfannen (n= 678) zu etwa 49,7 % (n= 337) und das rechte Hüftgelenk zu etwa 50,3 % (n= 341) mit RM-Pfannen primär versorgt worden.

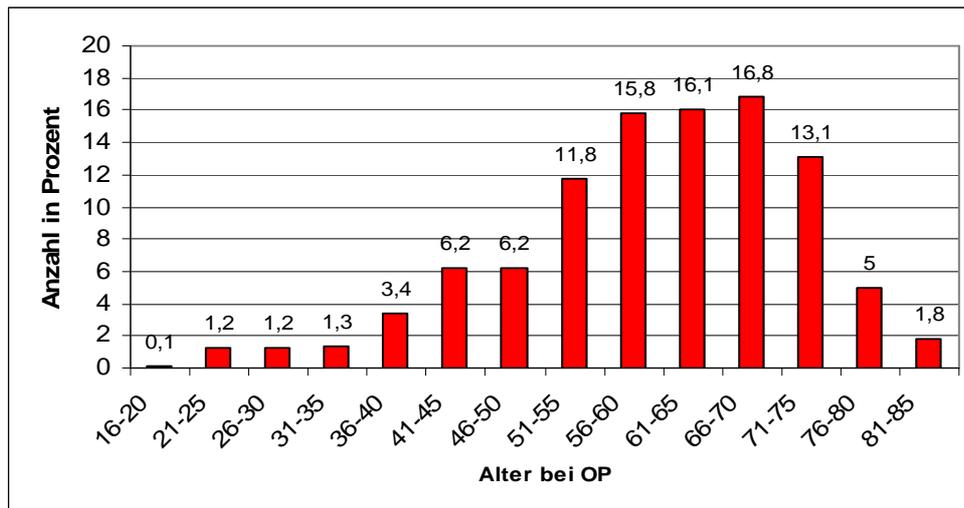


Abb. 19: **Altersverteilung** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) zum Zeitpunkt der OP in Prozent mit einem Häufigkeitsgipfel der implantierten RM-Pfannen im Alter von 56 bis 70 Jahren.

Das Durchschnittsalter lag bei allen nachuntersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) zum Zeitpunkt der Operation bei 60,0 Jahren. Im Alter von 66 bis 70 Jahren sind die häufigsten RM-Pfannen primär implantiert worden.

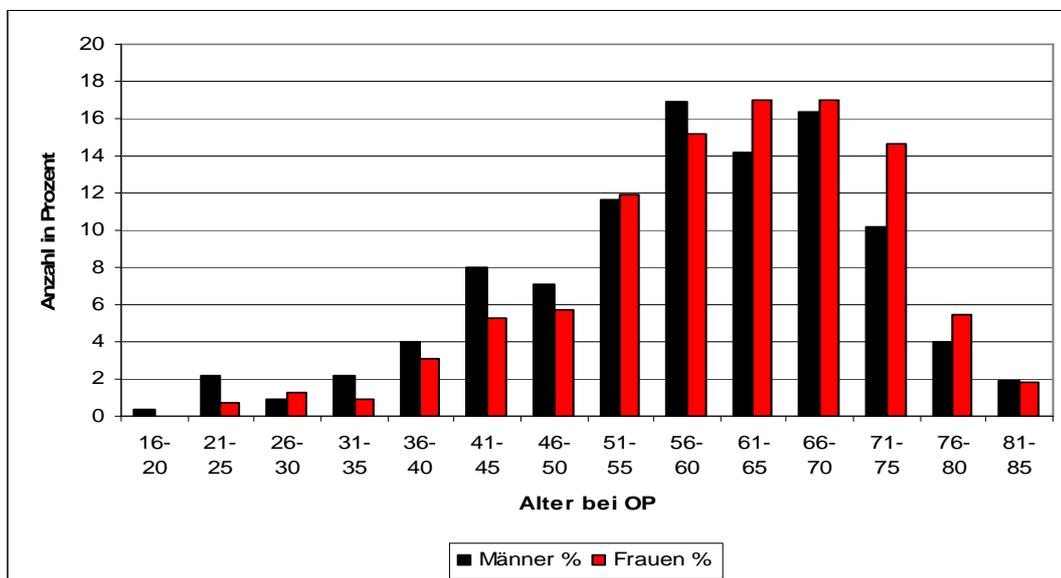


Abb. 20: Die **Altersverteilung** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) **nach Geschlecht** sortiert lag zum Zeitpunkt der OP mit einem Häufigkeitsgipfel der implantierten RM-Pfannen bei den Männern zwischen 56 und 70 Jahren und bei den Frauen zwischen 56 und 75 Jahren.

Damit lag das Durchschnittsalter der Frauen mit 60,1 Jahren etwas höher als das Durchschnittsalter der Männer mit 58,1 Jahren zum Zeitpunkt der Operation.

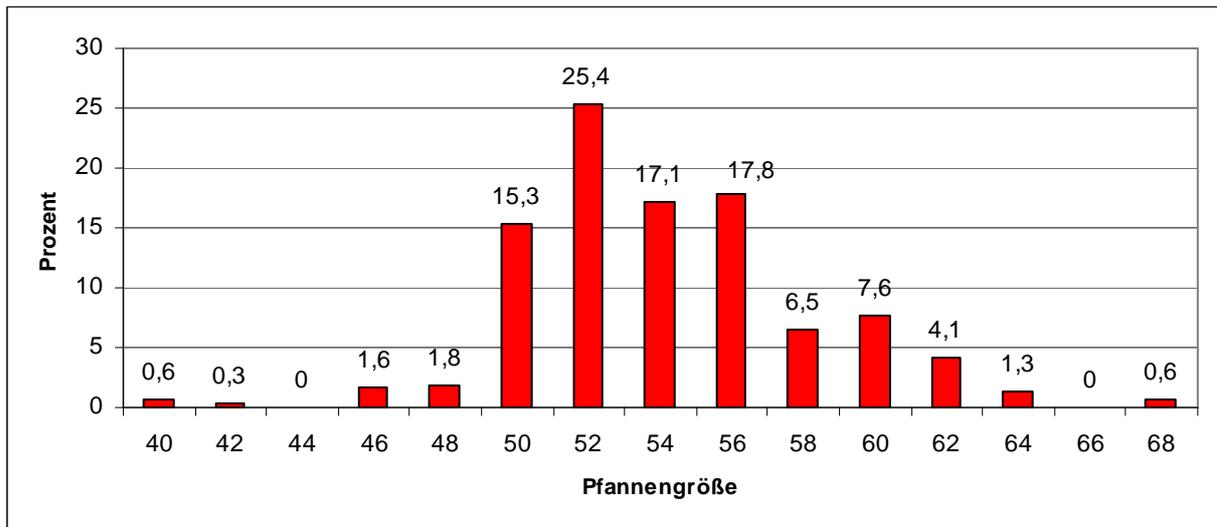


Abb. 21: Anzahl der primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) aller untersuchten Patienten aufgeschlüsselt nach **Pfannengröße** in Prozent mit der häufigsten Verwendung der Pfannengröße 52.

Die RM-Pfannen mit der Größe 52 sind mit 25,4 % am häufigsten implantiert worden, gefolgt von den Pfannengrößen 50, 54 und 56.

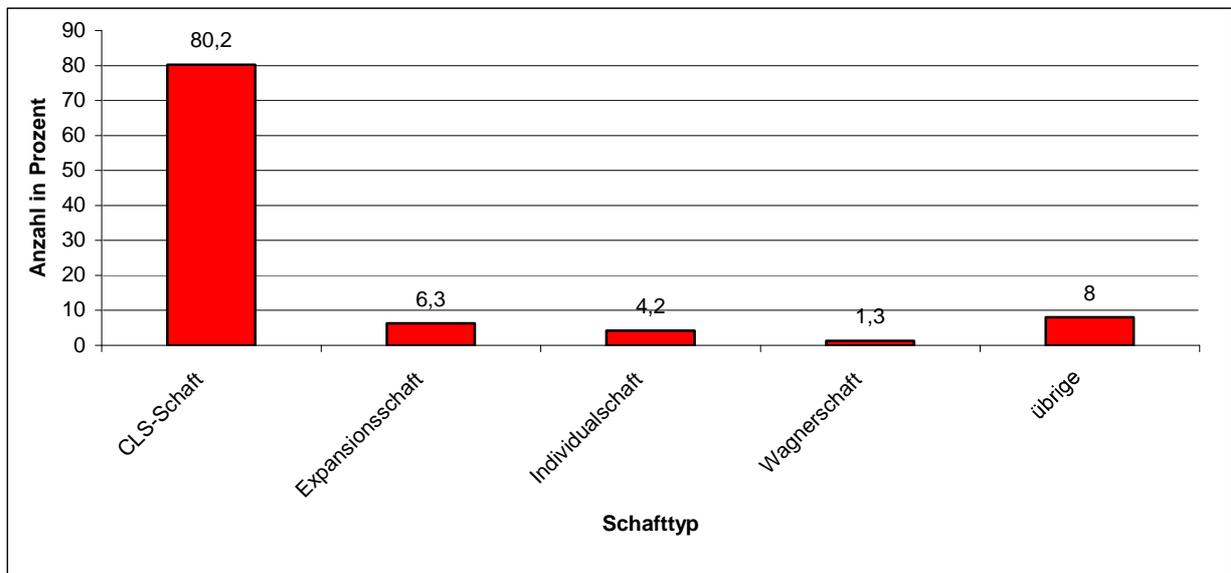


Abb. 22: Anzahl der implantierten **Schafttypen** in Kombination mit der primär implantierten RM-Pfanne aller untersuchten RM-Pfannen (n= 678) in Prozent.

In 80,2 % (n= 543) ist bei allen untersuchten primär implantierten RM-Pfannen die RM-Pfanne mit dem CLS-Schaft kombiniert implantiert worden. In 6,3 % (n= 42) der Fälle ist der Expansionsschaft, ein von Prof. Rahmanzadeh modifizierter CLS-Schaft mit spreizbaren Lamellen zur Erzielung einer besseren primären Stabilität, in 4,2 % (n= 28)

der Fälle der Individualschaft der Firma Symbios und zu 1,3 % (n= 9) der Wagnerschaft in Kombination mit der RM-Pfanne implantiert worden. In den übrigen 8 % (n= 65) der untersuchten primär implantierten RM-Pfannen sind oben genannte Schaffttypen vereinzelt in Kombination mit der RM-Pfanne implantiert worden.

3.3 Auswertung des Harris Hip Score

Zur Erhebung der klinischen Ergebnisse sind die Untersuchungs- und Interviewparameter des Harris Hip Scores und die entsprechende Punktzahl ermittelt worden. Die klinischen Ergebnisse der RM-Pfanne sind aus der Gruppe der nachuntersuchten Patienten (n= 539) mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 678). Da zur Erhebung der individuellen Patientenparameter während der Untersuchung der Harris – Hip – Score verwendet worden ist, spiegeln sich die klinischen Ergebnisse in den Daten des Scores wieder.

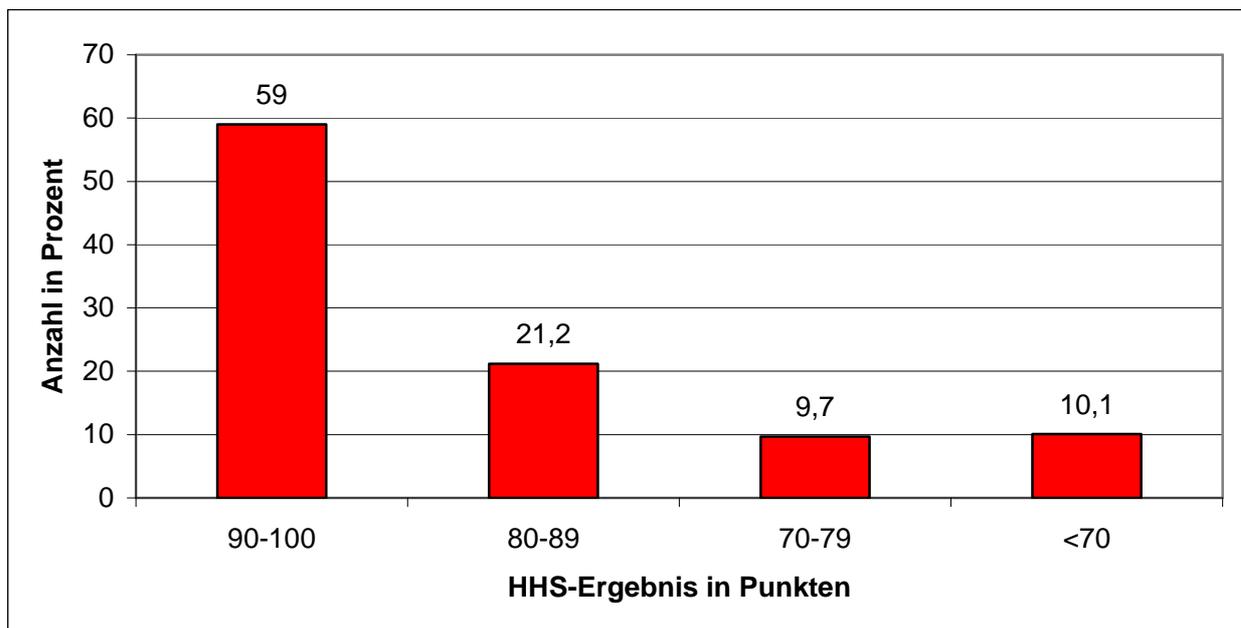


Abb. 23: **HHS- Gesamtverteilung** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs in Prozent.

Von allen nachuntersuchten Patienten des Berliner Kollektivs mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) haben 59 % (n= 400) und 21,2 % (n= 144) insgesamt 80,2 % sehr gute und gute Ergebnisse von 80 bis 100 Punkten erreicht. 9,7 % (n= 65) haben

mäßige Ergebnisse und 10,1 % (n= 69) haben schlechte Ergebnisse mit <70 Punkten erzielt. Die Patienten, die ein Ergebnis von weniger als 70 Punkten aufzeigen, gaben zusätzlich mehrere Begleiterkrankungen wie Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Diabetes, Osteoporose, rheumatoide Arthritis und anderen Nebenerkrankungen als Beeinträchtigung der Lebensqualität an.

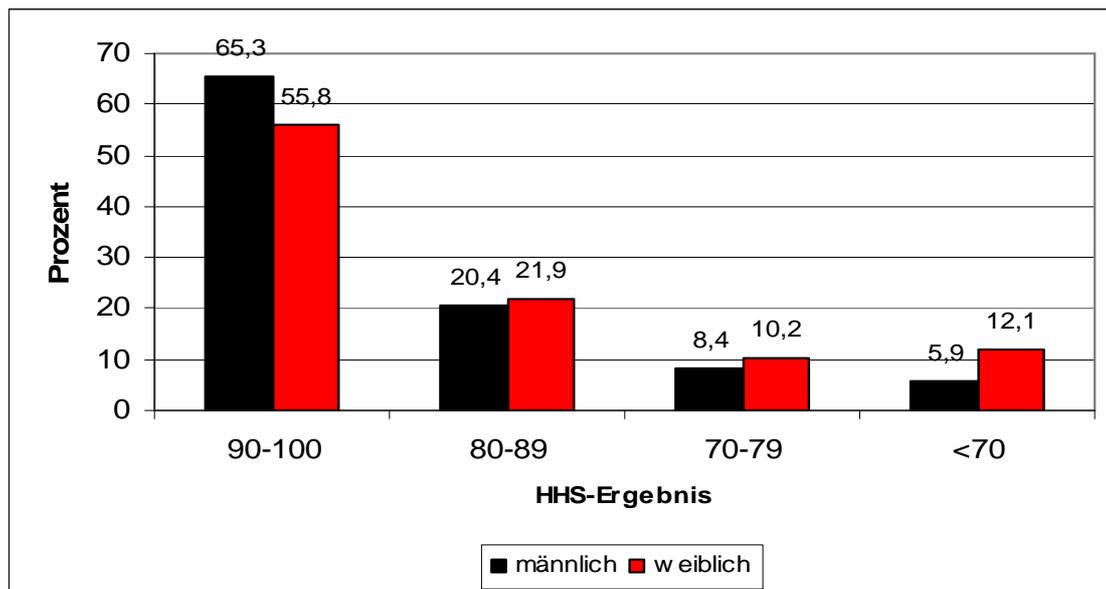


Abb. 24: **HHS- Gesamtverteilung** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs **nach Geschlecht** aufgeschlüsselt in Prozent.

Von allen nachuntersuchten Patienten des Berliner Kollektivs mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) sind 453 RM-Pfannen bei Frauen und 225 RM-Pfannen bei Männern implantiert worden.

Beim HHS- Gesamtergebnis der Frauen sind zu 55,8 % (n= 253) und zu 21,9 % (n= 99), insgesamt zu 77,7 % sehr gute und gute Ergebnisse erreicht worden. 10,2 % (n= 46) erzielten ein mäßiges Ergebnis von 70-79 Punkten und 12,1 % (n= 55) erreichten ein schlechtes Gesamtergebnis.

Von den Männern erreichten ein sehr gutes und gutes Gesamtergebnis des HHS 65,3 % (n= 147) und 20,4 % (n= 45), insgesamt 85,7 %. Dagegen erzielten 8,4 % (n= 19) ein mäßiges Ergebnis und 5,9 % (n= 14) ein schlechtes Ergebnis.

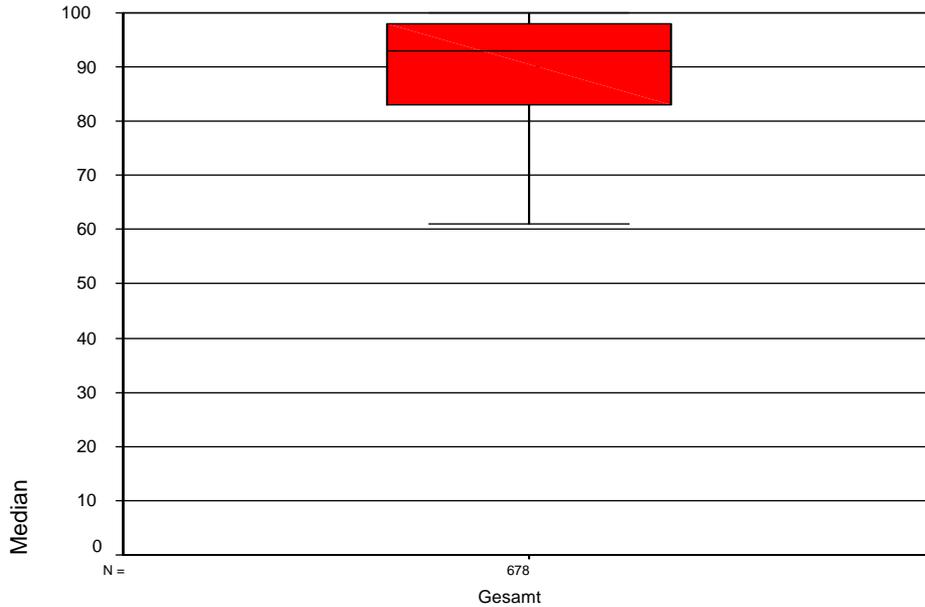


Abb. 25: **Gesamt-Median des HHS** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs.

Der Median des HHS aller untersuchten primärimplantierten RM-Pfannen (n= 678) lag bei einem sehr guten Ergebnis von 93 Punkten. Aufgeteilt nach Geschlecht lag der Median des HHS der Frauen bei 92 Punkten und der Median des HHS der Männer geringfügig besser bei 94 Punkten (Abb.23).

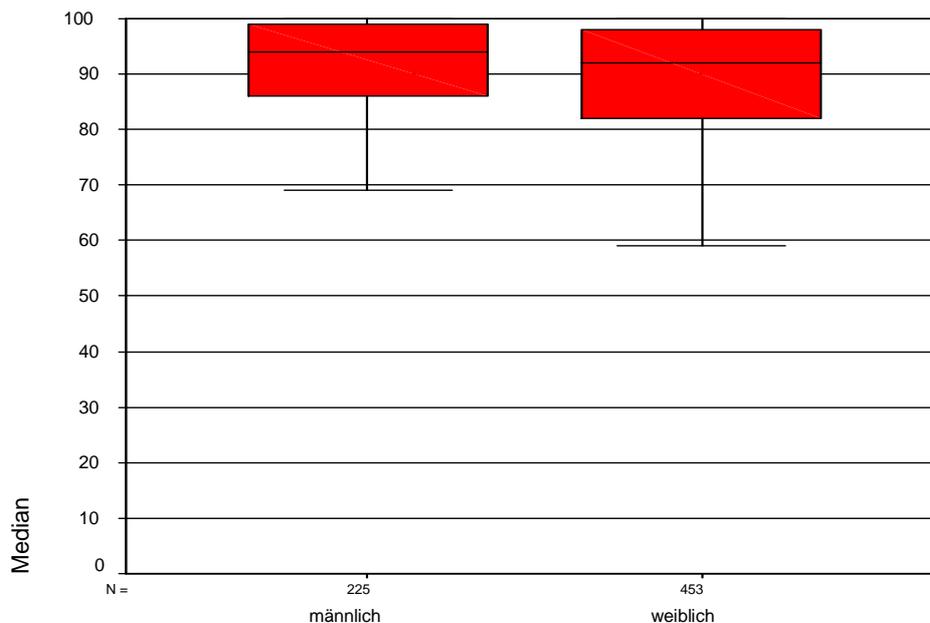


Abb. 26: **Median des HHS** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs **nach Geschlecht** aufgeschlüsselt mit einer gering besseren Wertung der Männer.

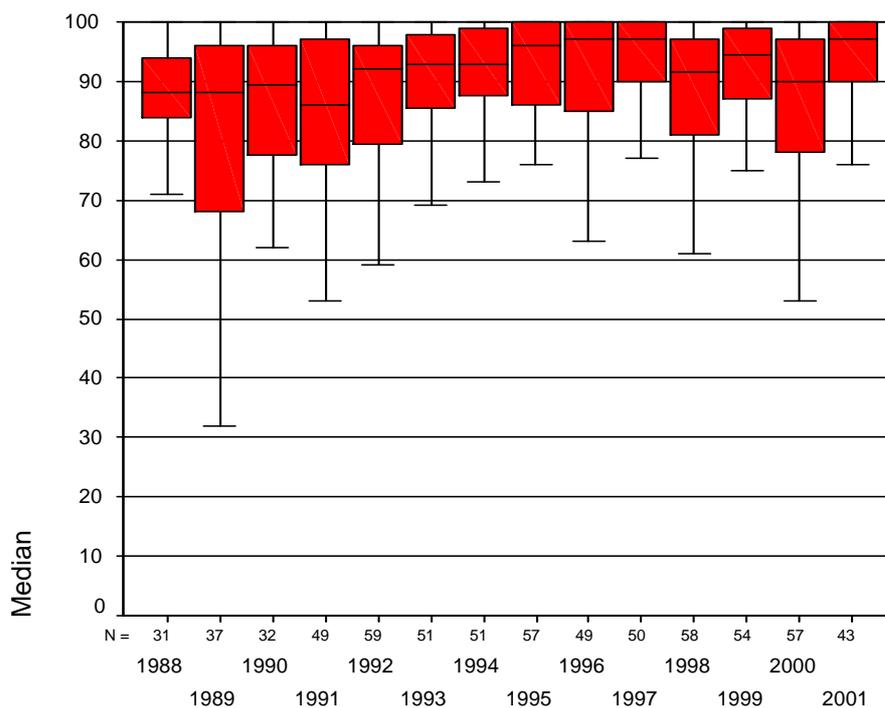


Abb. 27: **Median des Harris Hip Scores** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs **nach OP-Jahren** aufgeschlüsselt.

Die besten Resultate des HHS erreichten die Patienten, die in den Jahren 1995 bis 1997 und im Jahre 2001 operiert worden sind. In diesen OP-Jahren ist jeweils ein Gesamt-Wert von 96 bzw. 97 Punkten erzielt worden. Die RM-Pfannen, die 1988 (n= 31) und 1989 (n= 37) implantiert worden sind, wiesen einen Median des HHS von etwa 88 auf. Der Median von 1990 (n= 32) lag bei 90. Die 1991 implantierten RM-Pfannen (n= 49) zeigten einen Median von 86 auf. 1992 (n= 59) lag der Median bei 92. 1993 (n= 51) und 1994 (n= 51) wiesen jeweils einen Median des HHS von 93 auf. Der Median des OP-Jahres 1995 (n= 57) lag bei 96. 1996 (n= 49) und 1997 (n= 50) wurde jeweils ein Median von 97 ermittelt. 1998 (n= 58) lag der Median bei 92, 1999 bei etwa 94, 2000 bei 90 und 2001 bei 97.

Auf eine Multivarianzanalyse ist zum jetzigen Zeitpunkt verzichtet worden und ist Gegenstand weiterer Untersuchungen. Wichtig bei dieser Auswertung ist, Trends dieser Studie zu zeigen.

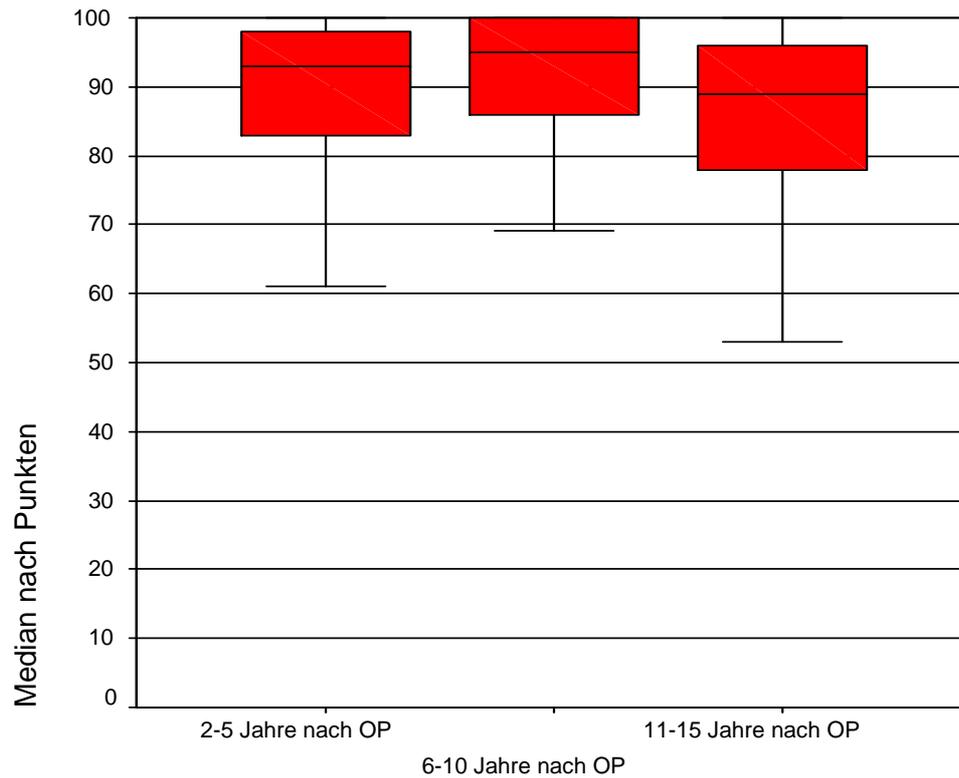


Abb. 28: **Median des HHS** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs aufgeschlüsselt **nach der Standzeit in Zeitintervallen**. Kurzfristig (2 –5 Jahre), Mittelfristig (6 –10 Jahre) und Langfristig (11 – 15 Jahre).

In der Abbildung 27 ist in allen Zeitintervallen ein sehr gutes HHS- Ergebnis zu sehen. Im mittelfristigen Zeitraum, 6-10 Jahre nach OP, sind die besten HHS- Ergebnisse erreicht worden. Der Median lag hier bei 96 Punkten. Im Kurzzeitintervall, 2-5 Jahre nach OP, ist ebenfalls ein sehr gutes Ergebnis des HHS erzielt worden. Der Median lag bei 93 Punkten. Im langfristigen Zeitraum, 11-15 Jahre nach OP, ist mit einem Median von 89 Punkten auch ein sehr gutes Ergebnis erreicht worden.

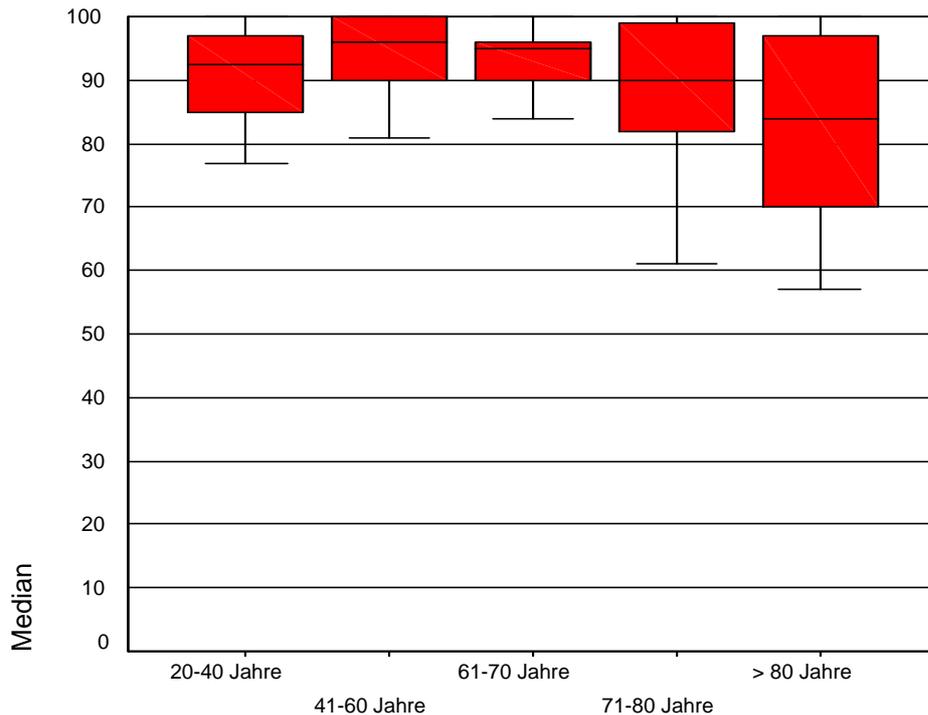


Abb. 29: **Median des HHS** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs aufgeschlüsselt **nach Alterskategorien**.

Die Auswertung des HHS zum Untersuchungszeitpunkt zeigte in der Alterskategorie der 41-60jährigen das beste Ergebnis mit einem Median von 97 Punkten. Ein ähnliches Ergebnis ist in der Alterskategorie der 61-70jährigen mit einem Median von 95 Punkten des HHS erzielt worden. In der Alterskategorie der 20-40jährigen ist ebenfalls ein sehr gutes Ergebnis mit einem Median von 93 Punkten erreicht worden. In der Altersgruppe von 71-80 Jahren ist ein Median von 90 Punkten erzielt worden. In der Altersgruppe über 80 Jahren sind die geringsten Punkte mit einem Median von 84 Punkten erreicht worden.

Da sich das beste Ergebnis des HHS zum Untersuchungszeitpunkt in der Alterskategorie der 41-60jährigen zeigte, erschließt sich die Frage, wie lange die Hüftgelenksendoprothesen bereits zum Untersuchungszeitpunkt in situ gewesen sind. Dies ist in der folgenden Abbildung 30 dargestellt.

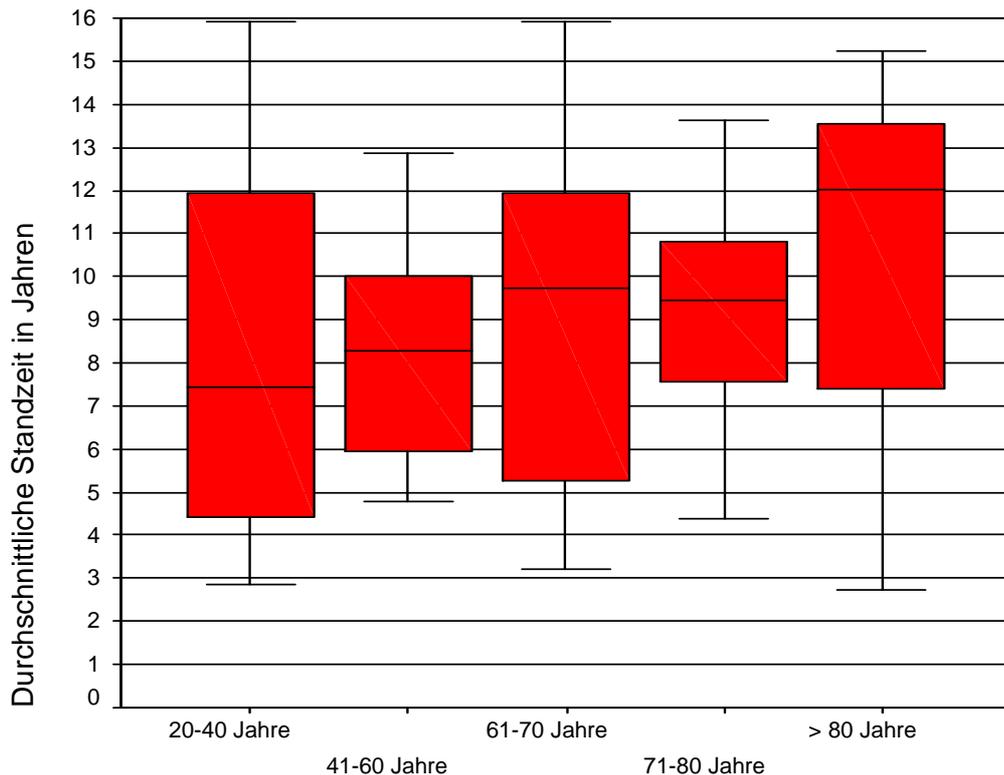


Abb. 30: **Median der Standzeit** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs aufgeschlüsselt **nach Alterskategorien**.

Die geringste Standzeit der Hüftendoprothesen zeigte sich in der Kategorie der 20-40jährigen mit einem Median von 7,5 Jahren. Die 41-60jährigen, die das beste HHS-Ergebnis erzielt haben, wiesen eine mittlere Standzeit von 8,3 Jahren an. Die 61-70jährigen mit einem ähnlich guten HHS- Ergebnis gaben eine Standzeit von 9,8 Jahren als Median an. Der Median der 71-80jährigen lag bei 9,5 Jahren. Die längste Standzeit zeigten die über 80jährigen mit einem Median von 12,1 Jahren auf. Im Gesamt HHS- Ergebnis zeigten diese das schlechteste Resultat mit einem Median von 84 Punkten auf.

3.3.1 Auswertung der Kategorie SCHMERZ des Harris Hip Score

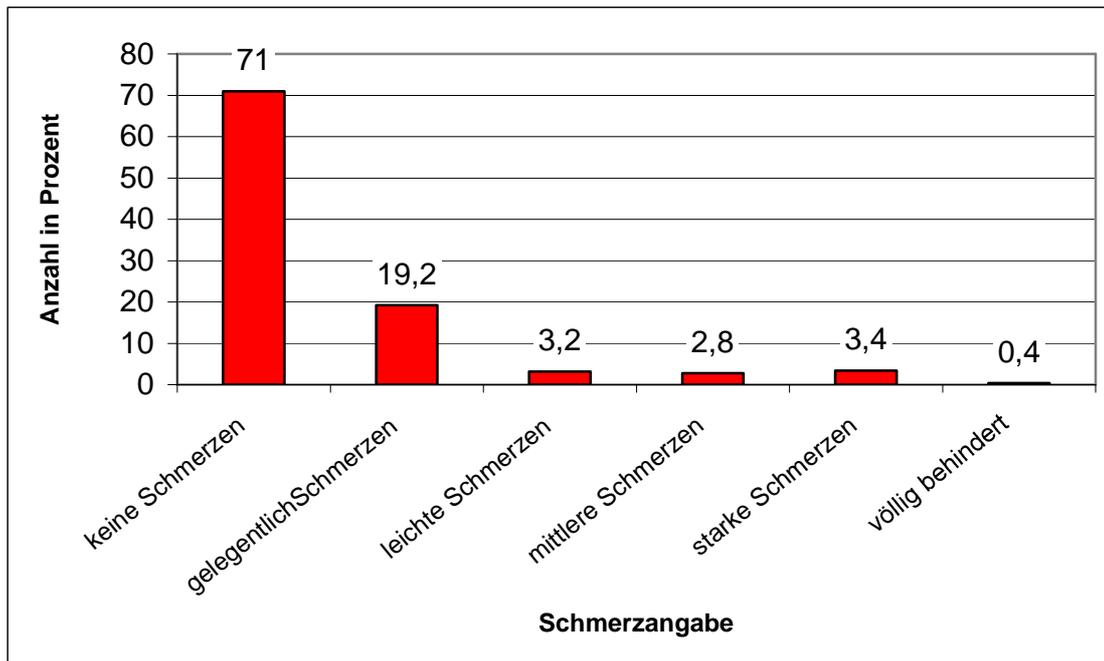


Abb. 31: HHS- Gesamtverteilung **Schmerz** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs in Prozent.

Von den nachuntersuchten primär implantierten RM-Pfannen sind zu 71 % (n= 481) im HHS keine Schmerzen, zu 19,2 % (n= 130) gelegentlich Schmerzen, zu 3,2 % (n= 22) leichte Schmerzen, zu 2,8 % (n= 19) mittlere Schmerzen, zu 3,4 % (n= 23) starke Schmerzen und zu 0,4 % (n= 3) ist eine völlige Behinderung angegeben worden. Die Patienten, die völlig behindert sind, wiesen darauf hin, an zusätzlichen Erkrankungen wie Diabetes, arterieller Hypertonie und gastrointestinaler Beschwerden zu leiden und dadurch auch im Schmerzempfinden beeinträchtigt zu sein. Einer dieser Patienten gab an, aufgrund seiner Beinamputation völlig behindert zu sein. Die Patienten, die starke Schmerzen haben, gaben als Ursache für die Schmerzen Nebendiagnosen wie eine Spinalkanalstenose bzw. eine Polyarthrose an. Somit ist nicht eindeutig zu sagen, dass die untersuchten Patienten aufgrund der implantierten Hüftendoprothese starke Schmerzen zeigen.

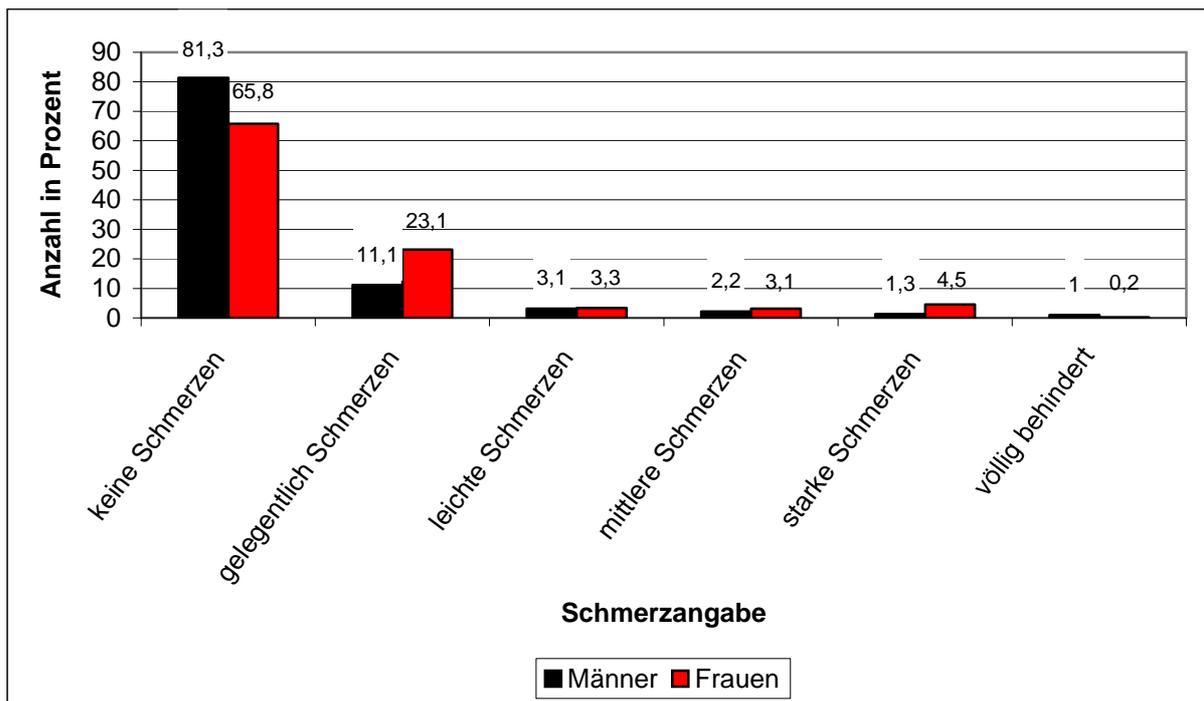


Abb. 32: HHS- Gesamtverteilung **Schmerz** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs **nach Geschlecht** sortiert in Prozent.

81,3 % (n= 183) der Männer und 65,8 % (n= 298) der Frauen gaben im HHS keine Schmerzen an. Gelegentlich Schmerzen geben 11,1 % (n= 25) der Männer und 23,1 % (n= 105) der Frauen an. 3,1 % (n= 6) der Männer und 3,3 % (n= 16) der Frauen gaben im HHS leichte Schmerzen an. Mittlere Schmerzen gaben 2,2 % (n= 4) der Männer und 3,1 % (n= 15) der Frauen an. Starke Schmerzen sind von 1,3 % (n= 3) der Männer und 4,5 % (n= 20) der Frauen angegeben worden. 1 % (n= 2) der Männer und 0,2 % (n= 1) der Frauen waren völlig behindert.

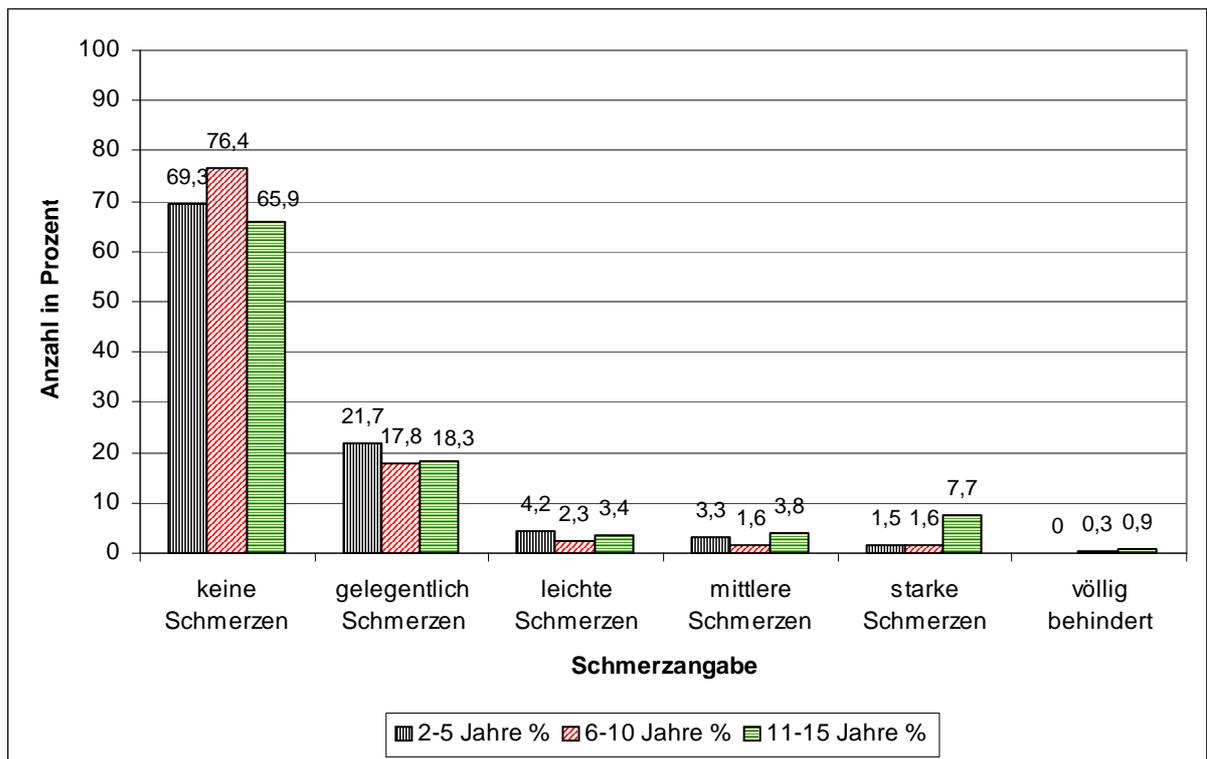


Abb. 33: HHS- Gesamtverteilung **Schmerz** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs **nach Implantationszeit** aufgeschlüsselt in Prozent.

In den langfristigen postoperativen Ergebnissen des HHS (11-15 Jahre nach Implantation) im Bereich der Schmerzangabe haben 65,9 % (n= 137) keine Schmerzen, 18,3 % (n= 38) gelegentlich Schmerzen, 3,4 % (n= 7) leichte Schmerzen, 3,8 % (n= 8) mittlere Schmerzen, 7,7 % (n= 16) starke Schmerzen in der Nachuntersuchung angegeben. 0,9 % (n= 2) waren völlig behindert.

In den mittelfristigen Ergebnissen des HHS (6-10 Jahre nach Implantation) haben 76,4 % (n= 197) keine Schmerzen, 17,8 % (n= 46) gelegentlich Schmerzen, 2,3 % (n= 6) leichte Schmerzen, 1,6 % (n= 4) leichte Schmerzen und 1,6 % (n= 4) mittlere Schmerzen angegeben. 0,3 % (n= 1) gaben an, völlig behindert zu sein.

Die Ergebnisse des HHS im Bereich der Schmerzangabe lagen im Kurzzeitintervall von 2-5 Jahren postoperativ bei 69,3 % (n= 147) für keine Schmerzen. 21,7 % (n= 46) der nachuntersuchten RM-Pfannen gaben gelegentlich Schmerzen an, 4,2 % (n= 9) gaben leichte Schmerzen, 3,3 % (n= 7) mittlere Schmerzen und 1,5 % (n= 3) starke Schmerzen an. Eine völlige Behinderung lag bei den Männern nicht vor.

3.3.2 Auswertung der Kategorie GEHHILFE des Harris Hip Score

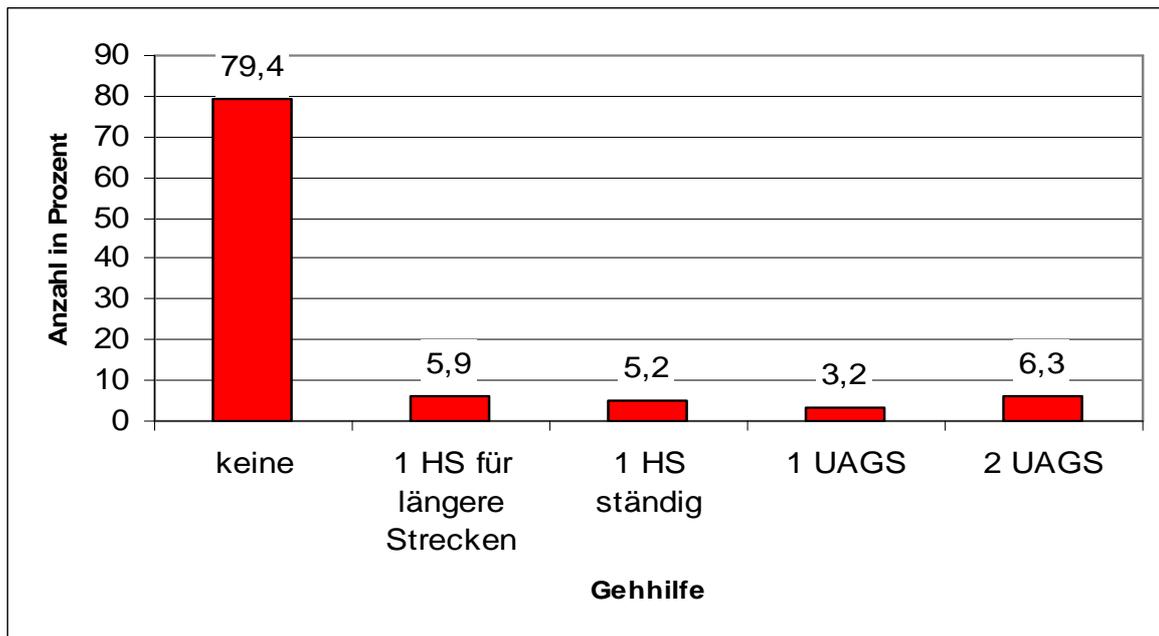


Abb. 34: HHS- Gesamtverteilung **Gehhilfe** aller nachuntersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs in Prozent.

In der Kategorie der Gehhilfe benötigten 79,4 % (n= 538) von allen untersuchten primärimplantierten RM-Pfannen (n= 678) keine Gehhilfe. 5,9 % (n= 40) waren auf einen Handstock für längere Strecken angewiesen. 5,2 % (n= 35) gaben an, ständig einen Handstock zu benutzen. 3,2 % (n= 22) waren stets auf eine UAGS und 6,3 % (n= 43) auf zwei UAGS angewiesen. Die Patienten, die nur mit zwei Unterarmgehstützen gehen konnten, gaben als Grund dafür Nebendiagnosen wie Morbus Bechterew, Z.n. Knie-Endoprothesen bds. und Spinalkanalstenosen an, so dass man davon ausgehen kann, dass diese Patienten nicht aufgrund der Hüftendoprothese auf die Gehhilfen angewiesen sind.

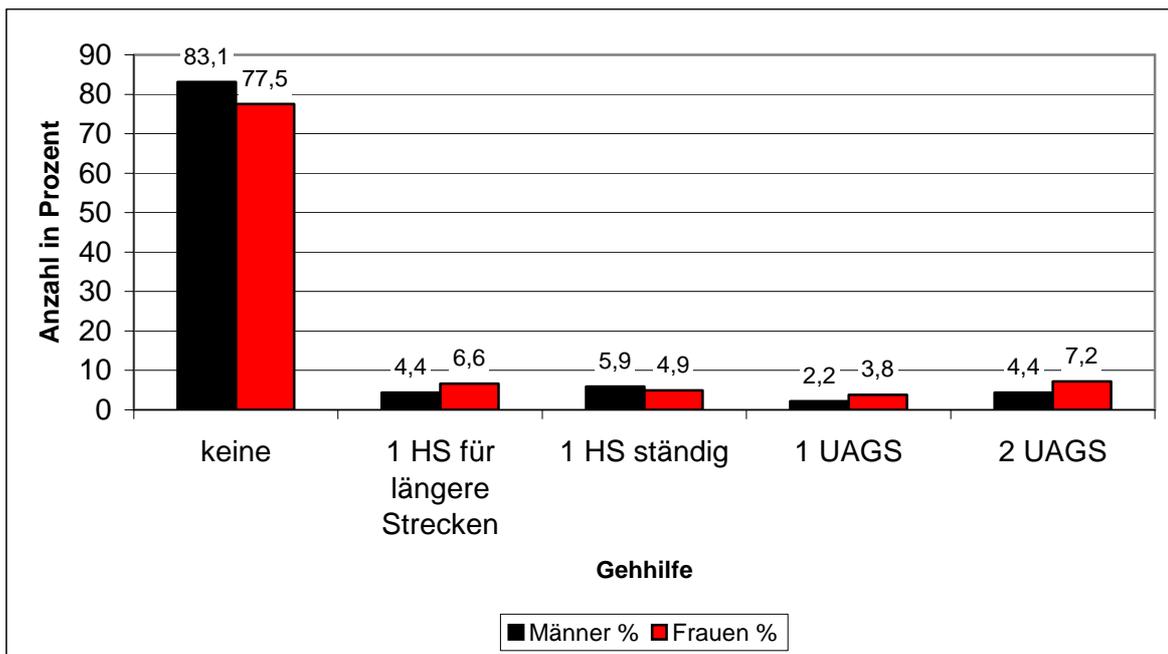


Abb. 35: HHS- Gesamtverteilung **Gehhilfe** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs **nach Geschlecht** sortiert in Prozent.

In der Nachuntersuchung aller primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) gaben insgesamt 83,1 % (n= 187) der Männer und 77,5 % (n= 351) der Frauen an, keine Gehhilfe zu gebrauchen. 4,4 % (n= 10) der Männer und 6,6 % (n= 30) der Frauen waren auf einen Handstock für längere Strecken angewiesen. Einen ständigen Gebrauch eines Handstockes gaben insgesamt 5,9 % (n= 13) der Männer und 4,9 % (n= 22) der Frauen an. 2,2 % (n= 5) der Männer und 3,8 % (n= 17) der Frauen waren ständig auf eine UAGS und 4,4 % (n= 10) der Männer, sowie 7,2 % (n= 33) der Frauen auf zwei UAGS angewiesen.

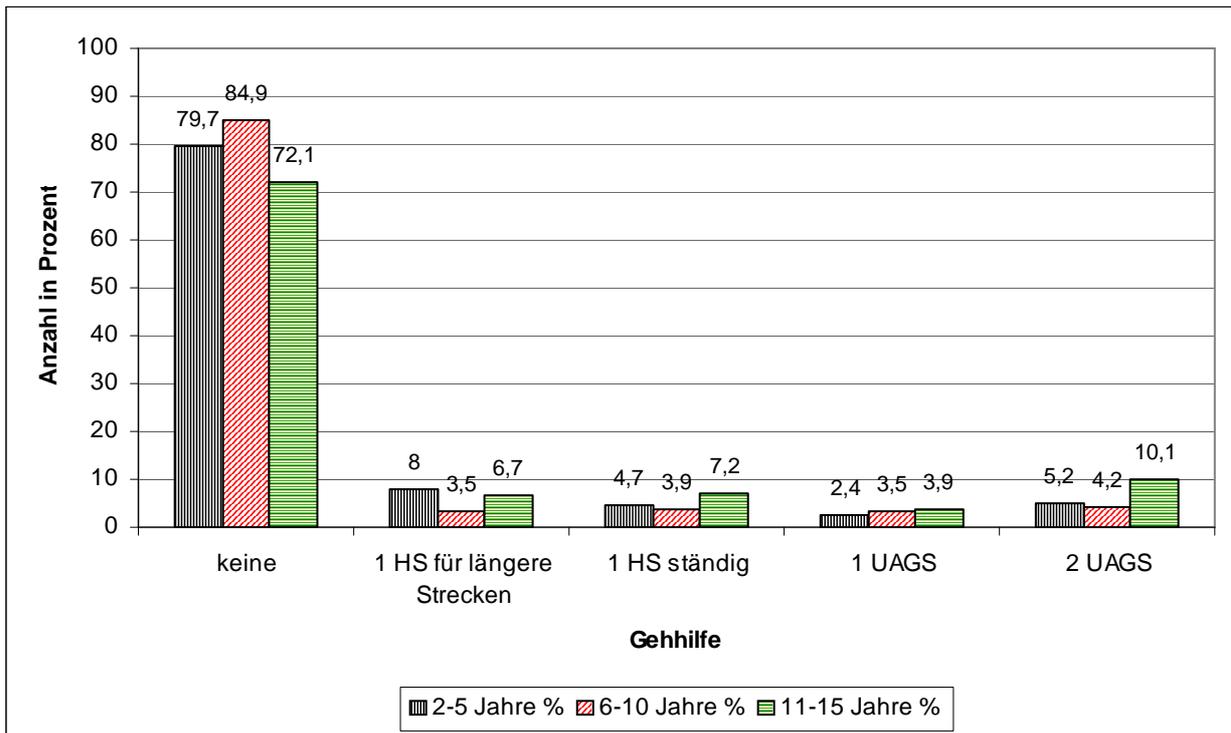


Abb. 36: HHS- Gesamtverteilung **Gehhilfe** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs **nach Implantationszeit** aufgeschlüsselt in Prozent.

In den langfristigen postoperativen Ergebnissen des HHS (11-15 Jahre nach Implantation) von allen nachuntersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) gaben im Bereich der Gehhilfe insgesamt 72,1 % (n= 150) an, keine Gehhilfe zu gebrauchen. Für 6,7 % (n= 14) war ein Handstock für längere Strecken notwendig. 7,2 % (n= 15) mussten einen Handstock ständig benutzen. 3,9 % (n= 8) waren stets auf eine UAGS und 10,1 % (n= 21) auf zwei UAGS angewiesen.

In den mittelfristigen Ergebnissen des HHS (6-10 Jahre nach Implantation) gaben von allen untersuchten RM-Pfannen insgesamt 84,9 % (n= 219) keine Gehhilfe zu gebrauchen. Für 3,5 % (n= 9) war ein Handstock für längere Strecken notwendig. 3,9 % (n= 10) gaben an, einen Handstock ständig benutzen zu müssen. 3,5 % (n= 9) waren stets auf eine UAGS und 4,2 % (n= 11) auf zwei UAGS angewiesen.

Im Kurzzeitintervall von 2-5 Jahren postoperativ lagen die Untersuchungsergebnisse des HHS im Bereich der Gehhilfen für insgesamt 79,9 % (n= 169) keine Gehhilfen zu gebrauchen. 8 % (n= 17) gaben an, einen Handstock nur für längere Strecken zu benutzen. Für 4,7 % (n= 10) war ein Handstock ständig notwendig. 2,4 % (n= 5) waren stets auf eine UAGS und 5,2 % (n= 11) auf zwei UAGS angewiesen.

3.3.3 Auswertung der Kategorie GEHSTRECKE des Harris Hip Score

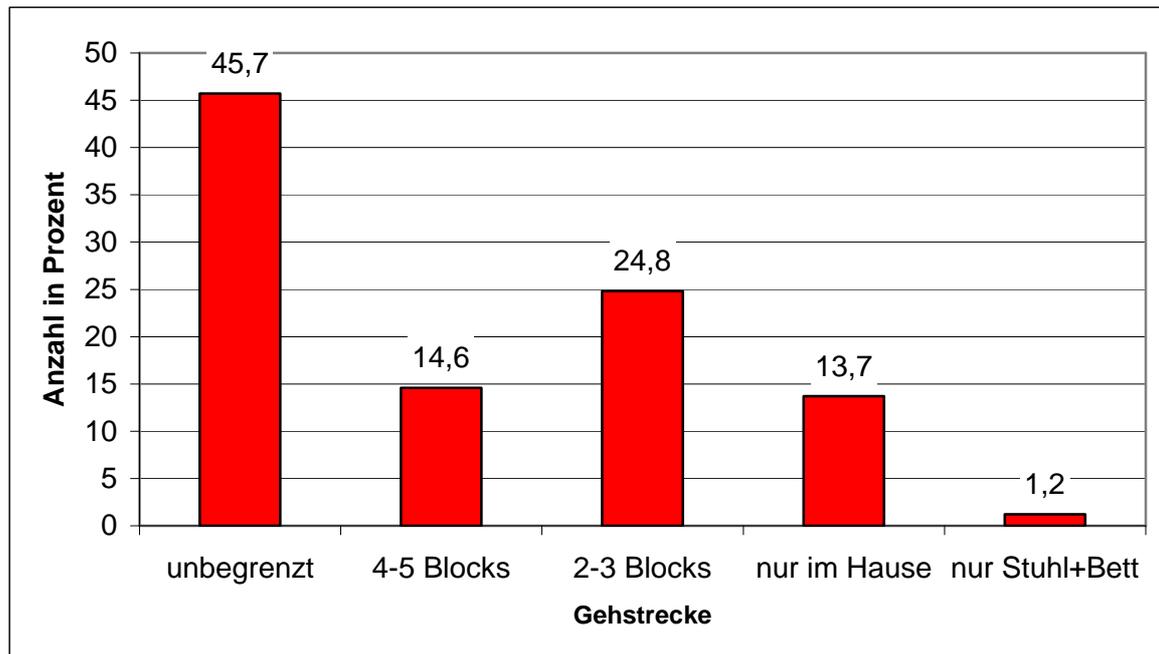


Abb. 37: HHS- Gesamtverteilung **Gehstrecke** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs in Prozent.

Ein wesentlicher Aspekt zur Wiedererlangung der Einbeziehung in das soziale Umfeld ist die Gehfähigkeit. Bei der Befragung zu diesem Punkt gaben von allen nachuntersuchten primärimplantierten RM-Pfannen (n= 678) insgesamt 45,7 % (n= 310) an, unbegrenzt gehen zu können. Für 14,6 % (n= 99) war die Gehstrecke maximal auf 4-5 Blocks (= 4-5 km) beschränkt. 24,8 % (n= 168) gaben an, maximal 2-3 Blocks (= 2-3 km) gehen zu können. Für 13,7 % (n= 93) belief sich die Gehstrecke nur auf die eigene Wohnung und für 1,2 % (n= 8) war es nicht mehr möglich zu gehen. Die Patienten, die angaben, nicht mehr gehen zu können, gaben als Grund dafür an, an einer peripheren arteriellen Verschlusskrankheit bzw. an Bandscheibenvorfällen zu leiden.

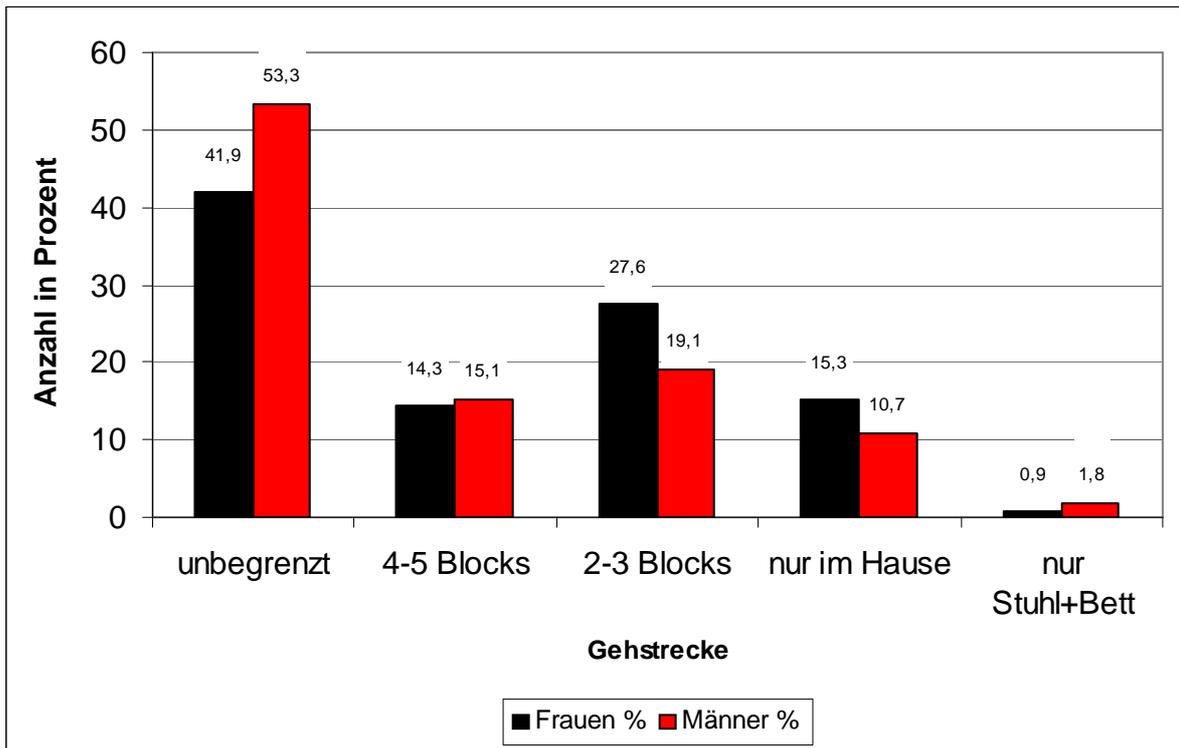


Abb. 38: HHS- Gesamtverteilung **Gehstrecke** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) des Berliner Kollektivs **nach Geschlecht** sortiert in Prozent.

In der Nachuntersuchung aller primärimplantierten RM-Pfannen (n= 678) gaben insgesamt 53,3 % (n= 120) der Männer und 41,9 % (n= 190) an, unbegrenzt lange gehen zu können. 15,1 % (n= 34) der Männer und 14,3 % (n= 65) der Frauen konnten 4-5 Blocks (= 4-5 km) gehen und 19,1 % (n= 43) der Männer und 27,6 % (n= 125) der Frauen gaben eine Gehstrecke von 2-3 Blocks (= 2-3 km) an. 10,7 % (n= 24) der Männer und 15,3 % (n= 69) der Frauen konnten sich nur in der Wohnung fortbewegen und für 1,8 % (n= 4) der Männer und 0,9 % (n= 4) der Frauen war es nicht mehr möglich zu gehen.

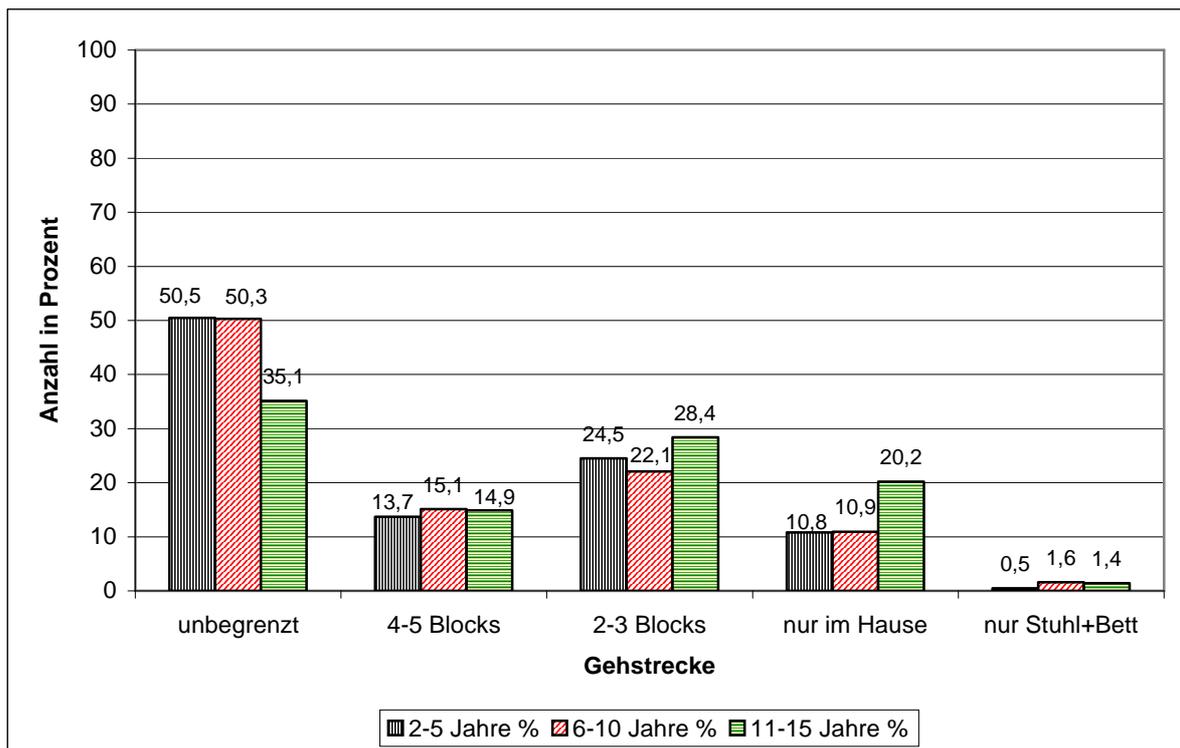


Abb. 39: HHS- Gesamtverteilung **Gehstrecke** aller untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) **nach Implantationszeit** aufgeschlüsselt in Prozent.

Die langfristigen postoperativen Ergebnisse des HHS (11-15 Jahre nach Implantation) ergaben im Bereich der Gehstrecke für 35,1 % (n= 73) eine unbegrenzte Gehstrecke. Für 14,9 % (n= 31) war es möglich eine Gehstrecke von 4-5 Blocks (= 4-5 km) und für 28,4 % (n= 59) von 2-3 Blocks (= 2-3 km) zurückzulegen. 20,2 % (n= 42) gaben in der Nachuntersuchung an, sich nur in der Wohnung fortbewegen zu können und für 1,4 % (n= 3) war es nicht mehr möglich zu gehen.

In den mittelfristigen postoperativen Ergebnissen des HHS (6-11 Jahre nach Implantation) gaben 50,3 % (n= 130) eine unbegrenzte Gehstrecke an. 15,1 % (n= 39) konnten eine Gehstrecke von 4-5 Blocks (= 4-5 km) zurücklegen und 22,1 % (n= 57) gaben eine Gehstrecke von 2-3 Blocks (= 2-3 km) an. Für 10,9 % (n= 28) war es nur möglich, sich in der Wohnung fortzubewegen und für 1,6 % (n= 4) war es nicht mehr möglich zu gehen.

Im Kurzzeitintervall (2-5 Jahre nach Implantation) gaben von allen nachuntersuchten RM-Pfannen 50,5 % (n= 107) eine unbegrenzte Gehstrecke an. 13,7 % (n= 29) konnten eine Gehstrecke von 4-5 Blocks (= 4-5 km) und 24,5 % (n= 52) von 2-3 Blocks (= 2-3 km) zurücklegen. Für 10,8 % (n= 23) war es nur möglich sich in der eigenen Wohnung fortzubewegen und für 0,5 % (n= 1) war es nicht mehr möglich zu gehen.

3.4 Auswertung des WOMAC

Von den aus dem Berliner Kollektiv erreichten Patienten dieser Studie (n= 1034) mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 1257) sind insgesamt 539 Patienten mit 678 RM-Pfannen nachuntersucht und 495 Patienten mit 579 RM-Pfannen nicht nachuntersucht worden. Von den untersuchten 678 RM-Pfannen ist nur für 663 RM-Pfannen der WOMAC ausgefüllt worden. Von den 495 Patienten mit 579 RM-Pfannen, die nicht nachuntersucht worden sind bzw. eine Nachuntersuchung verweigerten, haben 183 Patienten (183 RM-Pfannen) den WOMAC ausgefüllt.

Von den erreichten Patienten aus dem Berliner Kollektiv (n= 1034) mit 1257 primär implantierten RM-Pfannen ist der WOMAC von den untersuchten und nicht untersuchten Patienten von insgesamt 722 Patienten mit 846 primär implantierten RM-Pfannen beantwortet worden. In der Abb. 40 ist der Gesamt- WOMAC aller untersuchten und nicht untersuchten Patienten, die den WOMAC ausgefüllt haben, dargestellt.

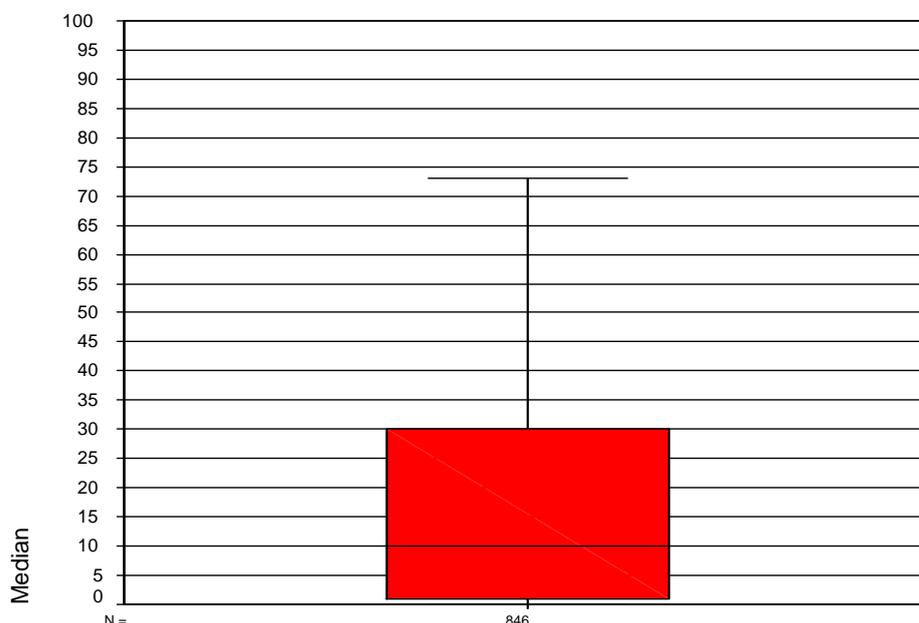


Abb. 40: **Median des Gesamt- WOMAC** aller untersuchten und nicht untersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 846) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben.

Der Median des WOMAC aller untersuchten und nicht untersuchten RM-Pfannen (n= 846) lag bei 10 Punkten, einem sehr guten Gesamtergebnis.

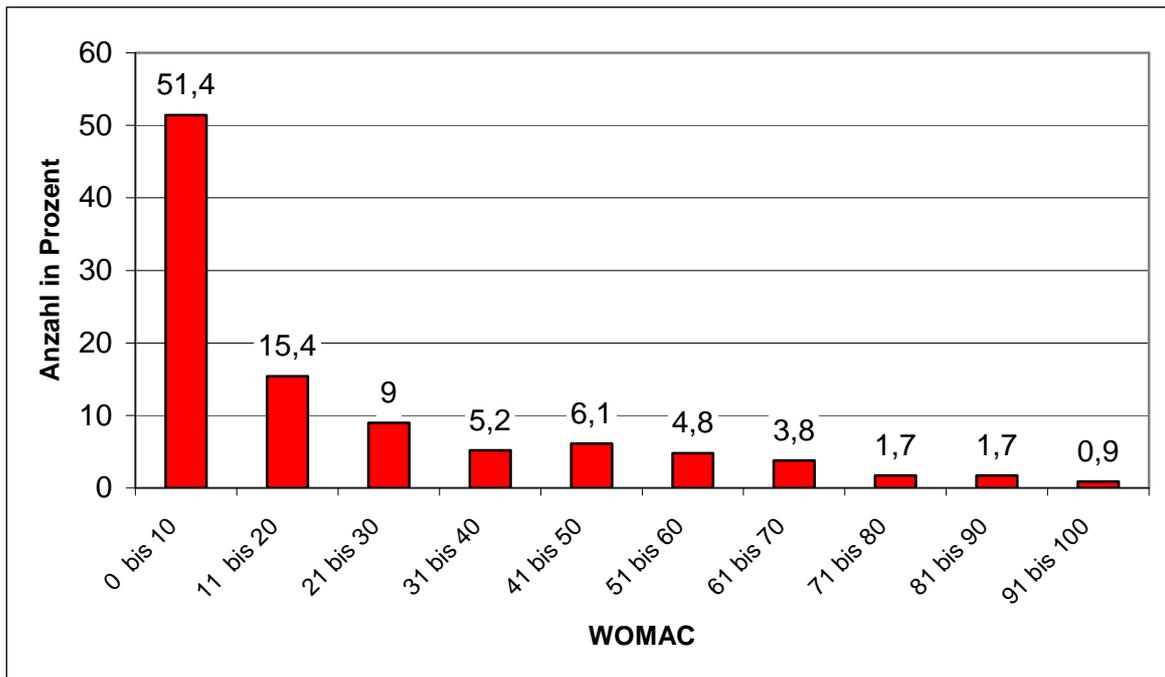


Abb. 41: **WOMAC – Aufteilung** aller untersuchten und nicht untersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 846) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, in Prozent.

Von allen untersuchten und nicht untersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 846) gaben insgesamt 51,4 % (n= 435) keine Beschwerden an (entspricht einer Punktzahl von 0 bis 10). 15,4 % (n= 130) erreichten einen Punktwert von 11 bis 20. 21 bis 30 Punkte erreichten 9 % (n= 76), 31 bis 40 Punkten sind von 5,2 % (n= 44) erzielt worden, 41 bis 50 Punkte erreichten 6,1 % (n= 52), 51 bis 60 Punkte sind von 4,8 % (n= 41) angegeben worden, 61 bis 70 Punkte sind von 3,8 % (n= 32) erreicht worden, 1,7 % (n= 14) erreichten eine Punktzahl von 71 bis 80 und von 81 bis 90 und 0,9 % (n= 8) erreichten 91 bis 100 Punkte des WOMAC. Die Patienten der acht implantierten RM-Pfannen, die einen Punktwert von 91 bis 100 Punkten aufwiesen, gaben als zusätzlichen Grund dafür an, an einem Asthma bronchiale bzw. an einer Osteoporose zu leiden.

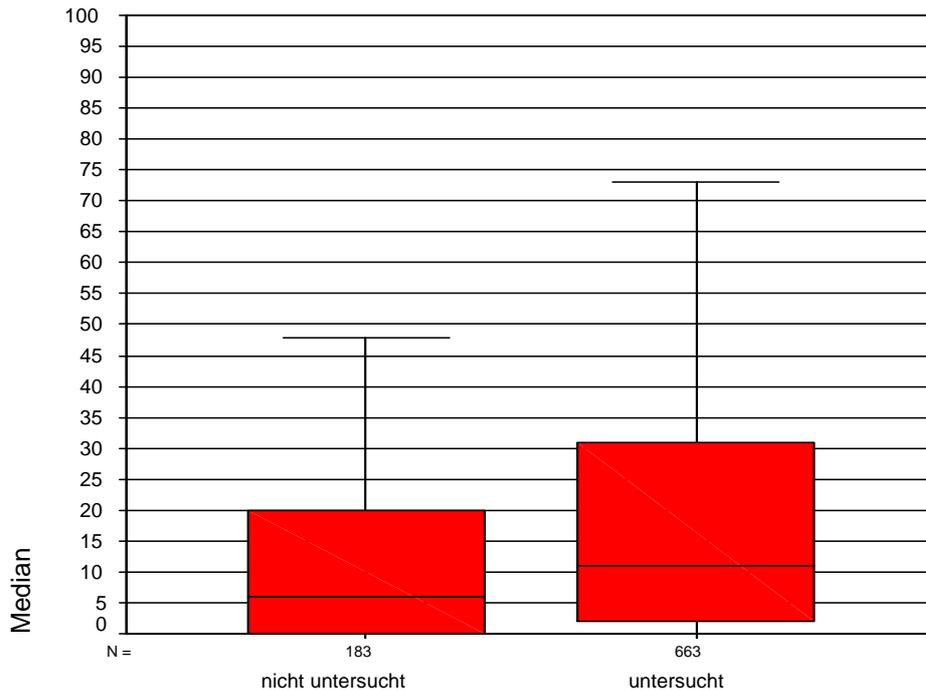


Abb. 42: **Median des WOMAC** aller untersuchten und nicht untersuchten Patienten mit primärimplantierten RM-Pfannen (n= 846) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben.

Der Median des Gesamt- WOMAC aller untersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen, die den WOMAC ausgefüllt haben (n= 663 RM-Pfannen), lag bei 11 Punkten und der Median des Gesamt- WOMAC aller nicht untersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen, die aber den WOMAC ausgefüllt haben (n= 183 RM-Pfannen), lag bei 6 Punkten.

Das heißt, dass die Patienten, die eine Nachuntersuchung verweigert haben, aber trotzdem den WOMAC beantwortet haben, insgesamt ein besseres WOMAC Ergebnis aufwiesen, als die nachuntersuchten Patienten.

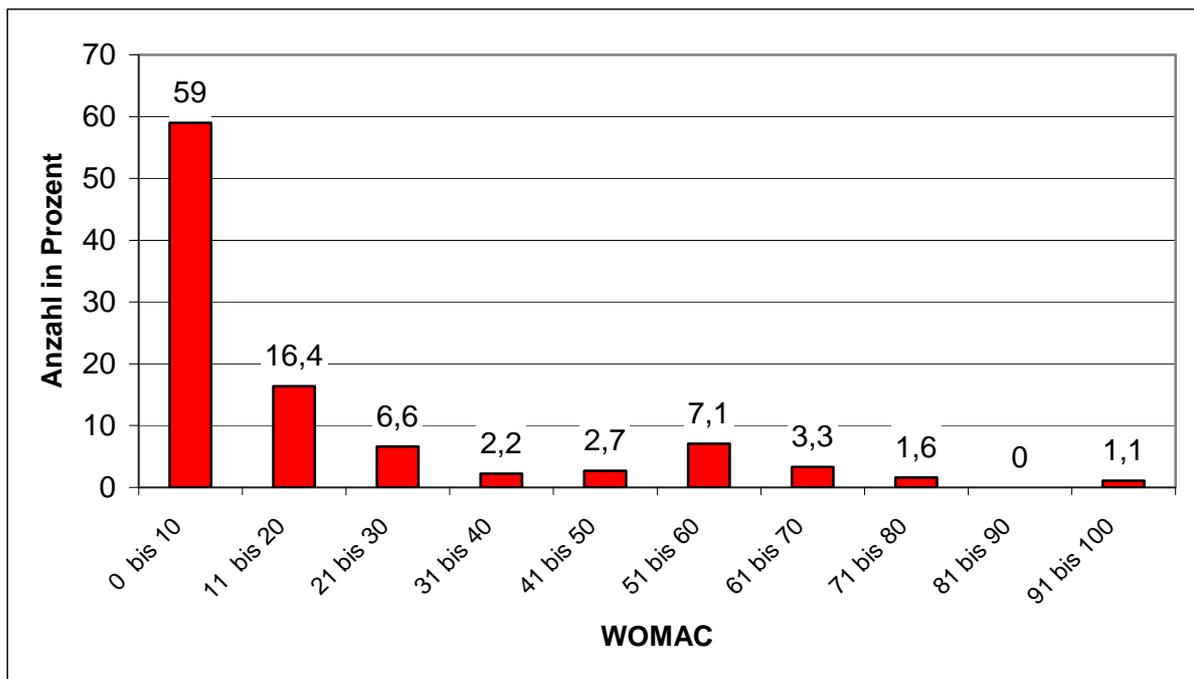


Abb. 43: **WOMAC – Aufteilung** aller nicht untersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 183) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, in Prozent.

Von allen nicht untersuchten Patienten des Berliner Kollektivs mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 183), die den WOMAC beantwortet haben, gaben insgesamt 59 % (n= 108) im Fragebogen des WOMAC 0 bis 10 Punkte an. 16,4 % (n= 30) erreichten eine Punktzahl von 11 bis 20, 6,6 % (n= 12) eine Punktzahl von 21 bis 30, 2,2 % (n= 4) erreichten eine Punktzahl von insgesamt 31 bis 40, 2,7 % (n= 5) eine Punktzahl 41 bis 50, 7,1 % (n= 13) eine Punktzahl von 51 bis 60, 3,3 % (n= 6) eine Punktzahl von 61 bis 70, 1,6 % (n= 3) eine Punktzahl von 71 bis 80 und 1,1 % (n= 2) erreichten eine Punktzahl von 91 bis 100.

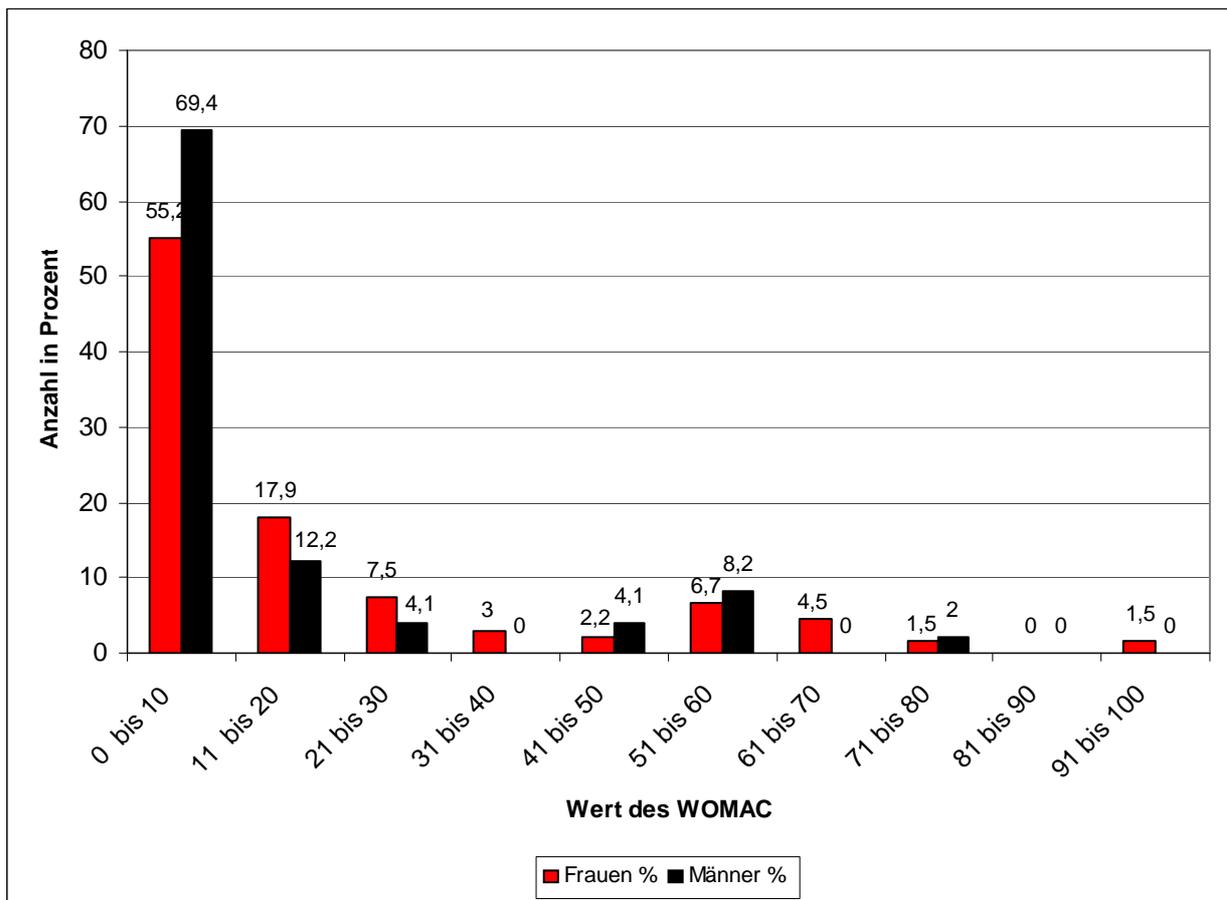


Abb. 44: **WOMAC – Aufteilung** aller nicht untersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen ($n= 183$) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, **nach Geschlecht** aufgeschlüsselt in Prozent.

Bei der Geschlechtsdifferenzierung des Gesamt- WOMAC aller nicht nachuntersuchten Patienten des Berliner Kollektivs mit primär implantierten RM-Pfannen erreichten von insgesamt 143 Frauen und 49 Männern 55,2 % ($n= 74$) der Frauen und 69,4 % ($n= 34$) der Männer eine Punktzahl von 0 bis 10, 17,9 % ($n= 24$) der Frauen und 12,2 % ($n= 6$) der Männer 11 bis 20 Punkte, 7,5 % ($n= 10$) der Frauen und 4,1 % ($n= 2$) der Männer 21 bis 30 Punkte, 31 bis 40 Punkte erreichten 3 % ($n= 4$) der Frauen, 41 bis 50 Punkte sind von 2,2 % ($n= 3$) der Frauen und 4,1 % ($n= 2$) der Männer erzielt worden, 51 bis 60 Punkte erreichten 6,7 % ($n= 9$) der Frauen und 8,2 % ($n= 4$) der Männer, 61 bis 70 Punkte sind nur von 4,5 % ($n= 6$) der Frauen erzielt worden, 1,5 % ($n= 2$) der Frauen und 2 % ($n= 1$) der Männer erreichten eine Punktzahl von 71 bis 80 und 91 bis 100 Punkte sind ausschließlich von 1,5 % ($n= 2$) der Frauen erzielt worden.

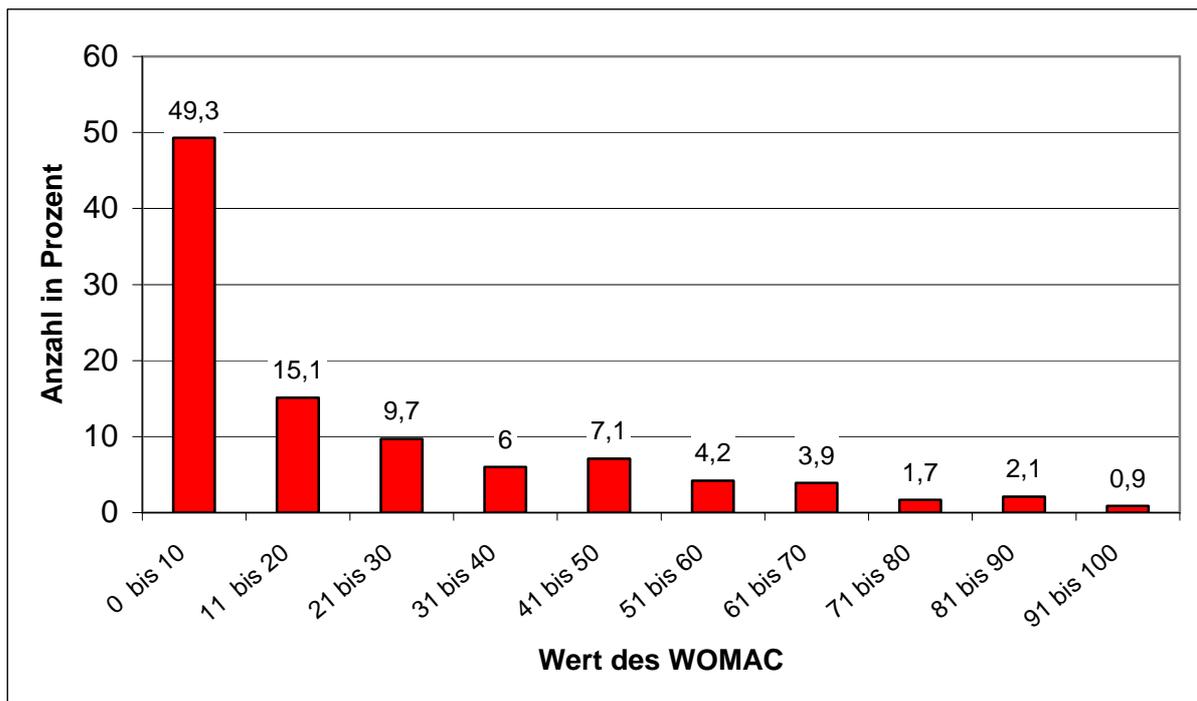


Abb. 45: **WOMAC – Aufteilung** aller untersuchten Patienten, mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 663) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, in Prozent.

Die Aufteilung des Gesamt- WOMAC aller untersuchten Patienten des Berliner Kollektivs mit primär implantierten RM-Pfannen, die den WOMAC beantwortet haben (n= 663 RM-Pfannen) ergab für 49,3 % (n= 327) eine Punktzahl von 0 bis 10. 11 bis 20 Punkte sind von insgesamt 15,1 % (n= 100) erreicht worden, 21 bis 30 Punkte von 9,7 % (n= 64), 31 bis 40 Punkte von 6 % (n= 40), 41 bis 50 Punkte von 7,1 % (n= 47), 51 bis 60 Punkte von 4,2 % (n= 28), 61 bis 70 Punkte von 3,9 % (n= 26), 71 bis 80 Punkte von 1,7 % (n= 11), 81 bis 90 Punkte von 2,1 % (n= 14) und 91 bis 100 Punkte sind von 0,9 % (n= 6) erreicht worden.

Insgesamt haben 15 nachuntersuchte Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen keinen WOMAC ausgefüllt.

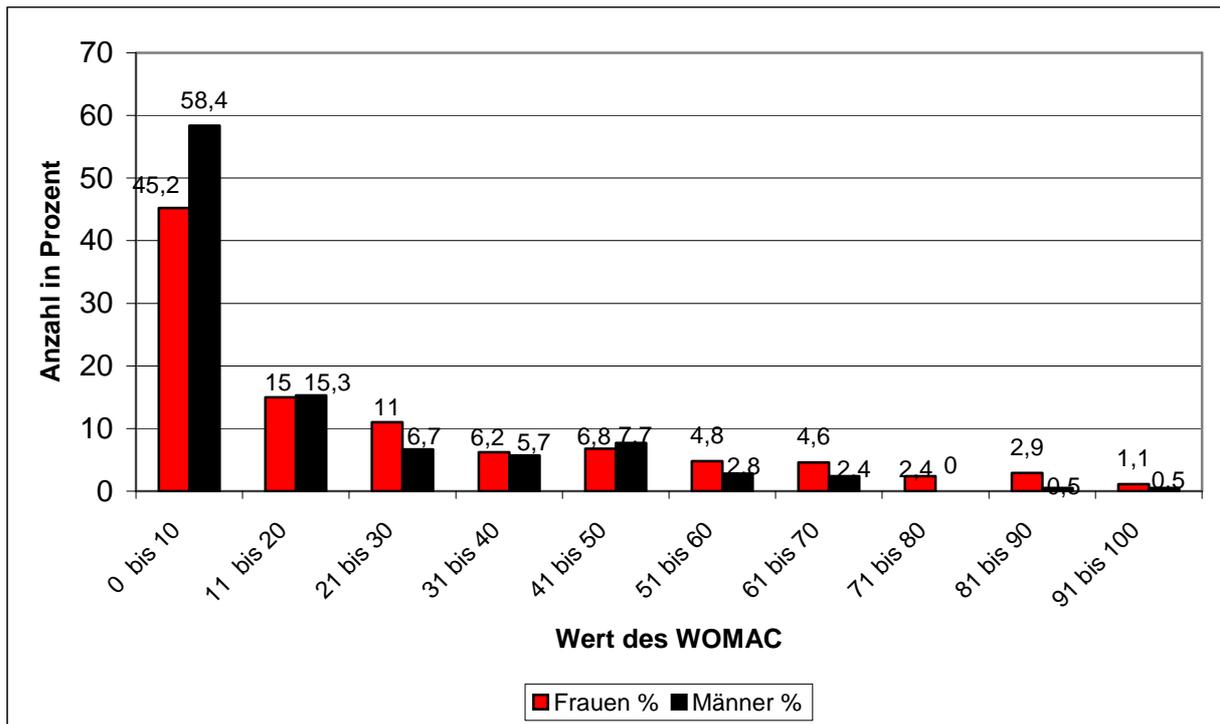


Abb. 46: **WOMAC – Aufteilung** aller untersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 663) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, **nach Geschlecht** aufgeschlüsselt in Prozent.

Bei der Geschlechtsdifferenzierung aller nachuntersuchten RM-Pfannen (n= 678) haben von insgesamt 225 Männern und 453 Frauen 15 Männer keinen WOMAC ausgefüllt. Von insgesamt 210 Männern erreichten 58,4 % (n= 123) und von insgesamt 453 Frauen 45,2 % (n= 204) eine Punktzahl von 0 bis 10. 11 bis 20 Punkte wurden von 15,3 % (n= 32) der Männer und 15 % (n= 68) der Frauen erreicht, 21 bis 30 Punkte von 11 % (n= 50) der Frauen und 6,7 % (n= 14) der Männer, 31 bis 40 Punkte von 6,2 % (n= 28) der Frauen und 5,7 % (n= 12) der Männer, 41 bis 50 Punkte von 6,8 % (n= 31) der Frauen und 7,7 % (n= 16) der Männer, 51 bis 60 Punkte von 4,8 % (n= 22) der Frauen und 2,8 % (n= 6) der Männer, 61 bis 70 Punkte von 4,6 % (n= 21) der Frauen und 2,4 % (n= 5) der Männer, 71 bis 80 Punkte wurden ausschließlich von 2,4 % (n= 11) der Frauen erreicht, 81 bis 90 Punkte wurden von 2,9 % (n= 13) der Frauen und 0,5 % (n= 1) der Männer und 91 bis 100 Punkte von 1,1 % (n= 5) und 0,5 % (n= 1) der Männer erreicht.

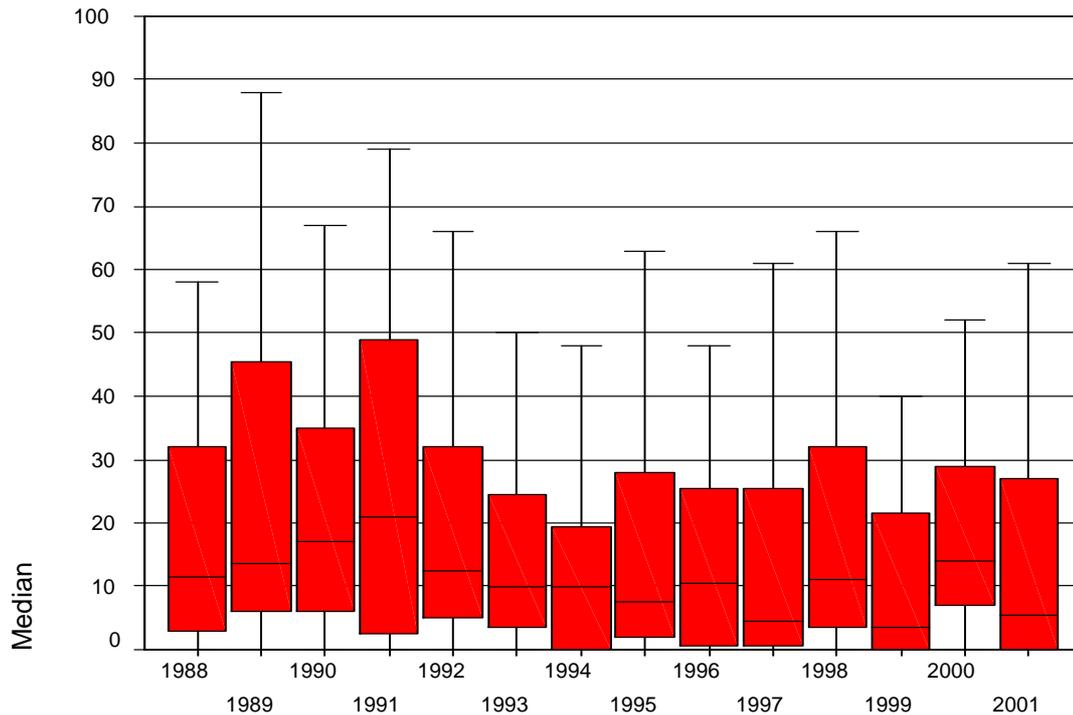


Abb. 47: **Median des WOMAC** aller nachuntersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen (n= 663) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, aufgeschlüsselt **nach OP-Jahren**.

Das beste Ergebnis ist in den OP-Jahren 1997 und 1999 mit einem Median des WOMAC von 4 Punkten erreicht worden. Das schlechteste WOMAC- Ergebnis ist im Operationsjahr 1991 erzielt worden. Die Patienten, die 1988 operiert worden sind (n= 28) wiesen einen Median des WOMAC von 12 Punkten auf. 1989 (n= 36) lag der Median bei 14 und 1990 (n= 30) bei 16 Punkten. Die Patienten, die 1991 (n= 48) operiert worden sind, haben den schlechtesten Wert von 21 Punkten erreicht. 1992 (n= 59) zeigten die Patienten einen Wert von 13 auf. 1993 (n= 50), 1994 (n= 52) und 1996 (n= 47) wiesen jeweils einen Punktwert von 10 auf. Die 1995 (n= 54) operierten Patienten zeigten einen Wert von 8 auf. Der beste Median des WOMAC ist in den Jahren 1997 (n= 49) und 1999 (n= 54) mit 4 Punkten erreicht worden. 1998 (n= 56) ist ein Punktwert von 11, 2000 (n= 58) von 14 und 2001 (n= 42) von 6 erzielt worden.

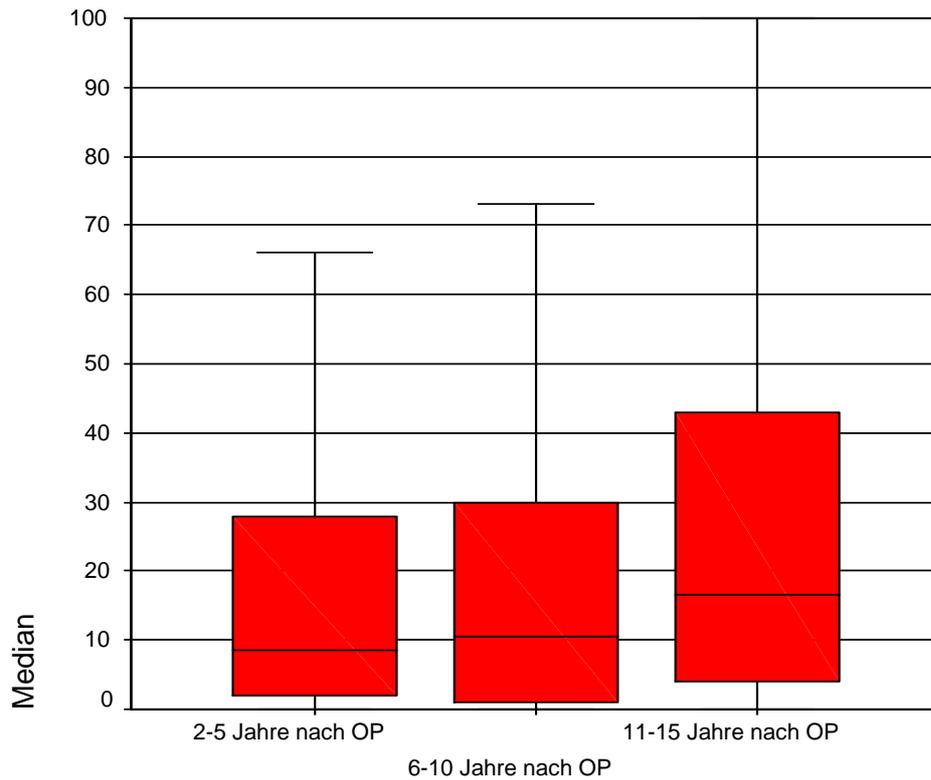


Abb. 48: **Median des WOMAC** aller nachuntersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen ($n= 663$) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, aufgeschlüsselt **nach der Standzeit in Zeitintervallen**. Kurzfristig (2 – 5 Jahre), Mittelfristig (6 – 10 Jahre) und Langfristig (11 – 15 Jahre).

Sehr gute Ergebnisse sind dabei besonders 2 bis 5 Jahre nach OP (im kurzfristigen Zeitintervall) mit einem Median von 8 Punkten erreicht worden. Ebenfalls sehr gute Ergebnisse wurden im mittelfristigen Zeitintervall, 6 bis 10 Jahre nach der Implantation mit einem Median von 11 Punkten erzielt worden. 11 bis 15 Jahre nach der Operation ist mit einem Median von 17 Punkten ein gutes Ergebnis des WOMAC erreicht worden.

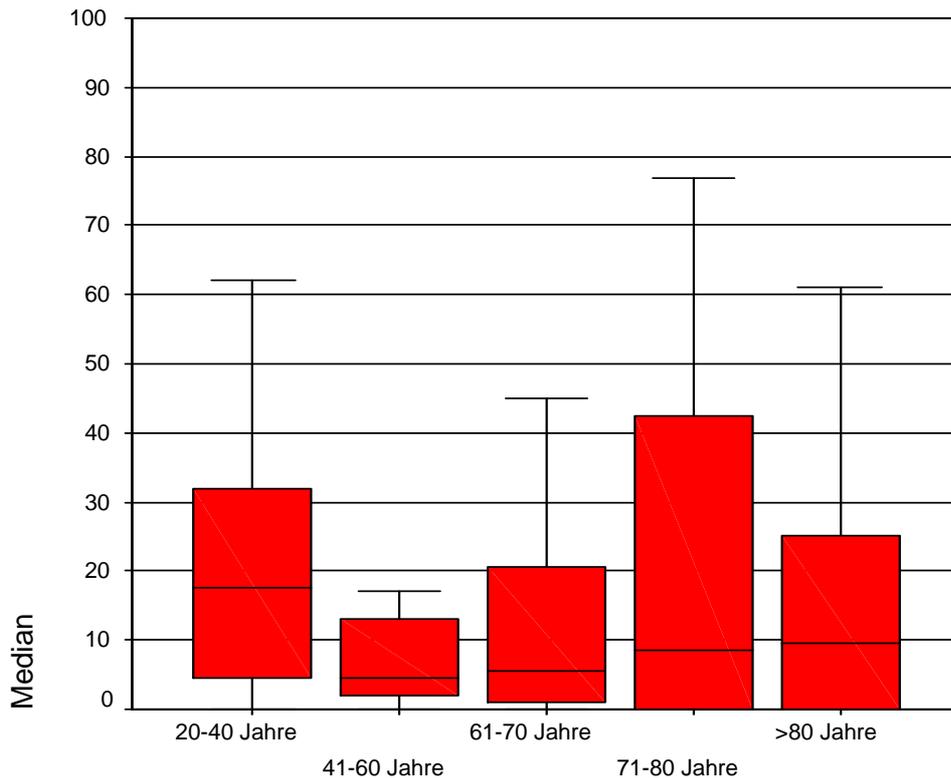


Abb. 49: **Median des WOMAC** aller nachuntersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen ($n= 663$) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, aufgeschlüsselt **nach Alterskategorien**.

In allen Alterskategorien wurden gute bis sehr gute Ergebnisse des WOMAC erzielt. Die besten Ergebnisse wurden in der Alterskategorie von 41 bis 60 Jahren mit einem Median von 4 Punkten und in der Alterskategorie zwischen 61 und 70 Jahren mit einem Median von 5 Punkten erreicht. Im Alter von 71 bis 80 ist ein Median von 8 Punkten und in der Altersklasse der über 80jährigen ein Median von 9 Punkten erreicht worden. Der geringste Punktwert wurde in der jüngsten Altersklasse, der 20 bis 40jährigen erreicht. Diese haben einen Median von 17 Punkten aufgezeigt.

Da sich beim WOMAC ebenfalls wie beim HHS das beste Ergebnis bei den 41-60jährigen zeigte, stellt sich auch hier die Frage, wie lange die Implantate zum Untersuchungszeitpunkt bereits in situ gewesen sind. Dies ist in der folgenden Abbildung 50 dargestellt.

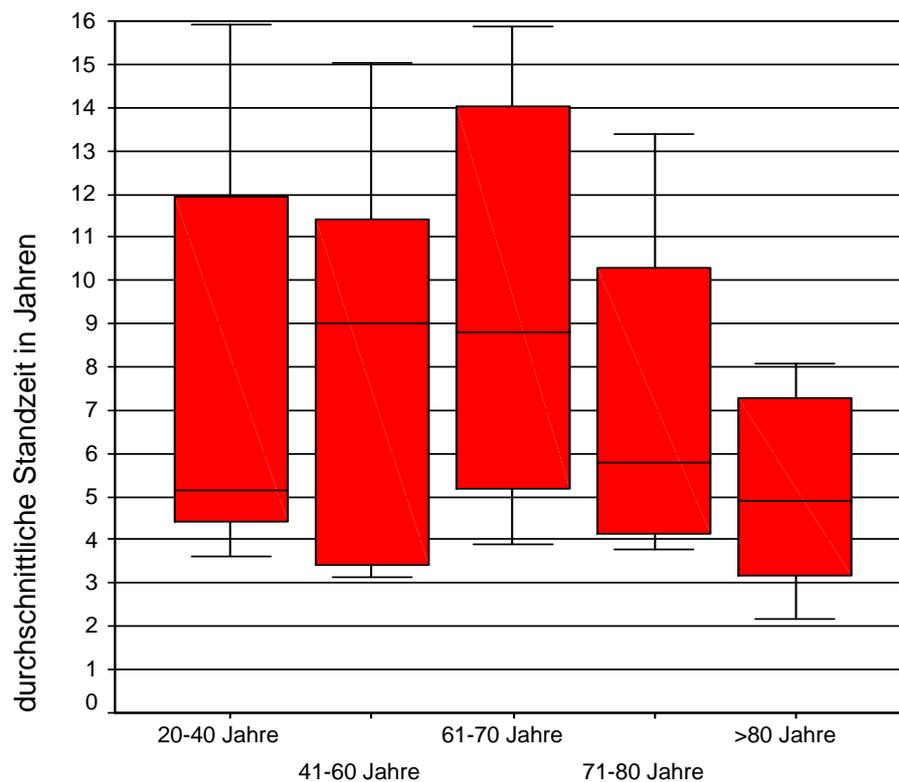


Abb. 50: **Median der Standzeit** aller nachuntersuchten Patienten mit primär implantierten RM-Pfannen ($n= 663$) des Berliner Kollektivs, die den WOMAC ausgefüllt haben, aufgeschlüsselt **nach Alterskategorien**.

Die niedrigste Standzeit der Hüftendoprothesen zeigte sich in der Kategorie der über 80-jährigen mit einem Median von 5 Jahren. Eine ähnliche Standzeit der Hüftendoprothesen zeigte sich bei den 20 bis 41-jährigen mit einem Median von 5,2 Jahren Standzeit. Die 41-60-jährigen, die das beste WOMAC- Ergebnis erzielten, wiesen eine mittlere Standzeit von 9 Jahren auf. Die 61-70-jährigen, die ebenfalls ein sehr gutes Ergebnis im WOMAC wie die 41-60-jährigen erzielten, zeigten eine ähnlich hohe Standzeit von 8,8 Jahren. Der Median der 71-80-jährigen lag bei 5,8 Jahren Standzeit. Das schlechteste WOMAC- Gesamt- Ergebnis war das der 20 bis 40-jährigen mit einem Median von 5,2 Jahren Standzeit.

4 Diskussion

4.1 Bewertung der RM Pfanne

Ziel dieser Arbeit ist es, die Langzeitergebnisse der RM-Pfanne in einem retrospektiv erfassten Patientengut zu verifizieren. Für die Beurteilung der implantierten Hüftgelenksendoprothesen von 1988 bis 2001 wurden die Patienten anhand von Fragebögen, dem Harris Hip Score und dem WOMAC, nachuntersucht bzw. befragt und Röntgenbilder (im a.p. und seitlichen Strahlengang) aller nachuntersuchten Patienten erstellt. Das gesamte Patientenkollektiv wurde in dieser Zeit unter der Leitung und geschäftsführenden Direktion von Prof. Dr. Rahmanzadeh der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Campus Benjamin Franklin der Charité zu Berlin operiert.

In dieser retrospektiven Studie zeigte sich, dass die RM-Pfanne ein sehr gutes Implantat mit hervorragender Standzeit ist. Die Überlebensrate der untersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) in unserer retrospektiven Studie lag nach 10 Jahren bei 98,5 % und nach 12,5 Jahre bis 15 Jahre postoperativ bei 98,0 %. Im Vergleich mit den Resultaten aus dem schwedischen Hüftregister, reiht sich die RM-Pfanne in Bezug auf die Überlebensraten in die Besten aller dokumentierten Pfannen ein (Malchau et al. 2002). Diks et al konnten in ihrer Studie mit 630 implantierten zementfreien, titanbeschichteten RM-Pfannen eine Überlebensrate von 91 % nach 10,7 Jahren aufzeigen (Diks et al. 2005). Ali et al. berichtete über eine Überlebensrate von 97,9 % nach 10 Jahren bei zementfreien hydroxylapatitbeschichteten RM-Pfannen (Ali et al. 2003). Berger et al konnte mit der Harris-Galante-I-Pfanne, eine modulare Press-Fit-Pfanne, eine Überlebensrate von 88 % nach 8,8 Jahren aufweisen (Berger et al. 1997). Unsere erhobenen Daten der RM-Pfanne sind durchaus mit den genannten Studien wie von Malchau et al., Diks et al. sowie Ali et al. vergleichbar.

Die wichtigsten Faktoren für eine lange Überlebenszeit von zementfreien Hüftgelenkspfannen sind eine sichere Primärstabilität und eine gute Pfannenoberflächenbeschaffenheit, die eine sekundäre Stabilität durch Osseointegration darstellt (Illgen and Rubash 2002). Durch zahlreiche Pfannendesigns ist dies versucht worden umzusetzen. Einige Studien zeigten in Verwendung der zementierten Technik eine hohe Inzidenzrate von Pfannenlockerungen. Mulroy et al zum Beispiel wiesen eine Lockerungsrate der zementierten Polyethylenpfannen von

42 % nach 10 Jahren auf (Mulroy and Harris 1990). Madey et al zeigte nach 15 Jahren eine Revisionsrate von 10 % und eine Lockerungsrate von 22 % bei Charnley-Implantaten auf (Madey et al. 1997). Zementierte Metal-backed-Pfannen wiesen ebenfalls eine erhöhte Lockerungsrate mit vermehrten Polyethylenabrieb auf (Cates et al. 1993; Ritter et al. 1990). Über eine Überlebensrate von 96 % nach 10 Jahren berichten Garcia-Cimbrelo et al mit zementierten Charnley- Implantaten (Garcia-Cimbrelo and Munuera 1992). In Verwendung mit unzementierten Pfannensystemen zeigten sich geringere Lockerungsraten der Pfannen und Abriebraten des Polyethylens. Die PCA- Prothese (porösbeschichtete anatomische Prothese) war eine der ersten zementfreien Prothesen, die eine hemispherische porösbeschichtete Pfanne verwendete (Kim et al. 1999; Owen et al. 1999; Kawamura et al. 2001 and Xenos et al. 1999). Die Zielsetzung war, mit diesem Prothesendesign eine möglichst dauerhafte und stabile Implantatfixierung zu erreichen. Die Überlebenszeit der porös-beschichteten Pfanne lag nach Owen et al bei 91 % nach 6 Jahren (Owen et al. 1994).

Bohm and Bosche führten in ihrer Studie eine Überlebenszeit der Harris- Galante- I-Pfanne nach 11 Jahren von 97,7 % auf (Bohm and Bosche 1998). Pfannenlockerungen wurden dabei nicht nachgewiesen. Es zeigte sich lediglich bei einem von 244 Patienten eine Osteolyse. Delaunay et al berichteten in ihrer Studie mit Zweymüllerpfannen (Schraubpfannen) über eine Überlebenszeit von 99 % nach 10 Jahren (Delaunay and Kapandji 1998). In einem Review von mehr als 4000 unzementierten Hüftgelenkspfannen vom Norwegischen Endoprothesenregister zeigte sich bei hydroxylapatitbeschichteten RM-Pfannen und bei hemispherischen porös-beschichteten Pfannen in einer Zeitspanne von ungefähr sieben Jahren (Studienzeitraum: September 1987 bis Januar 1994) eine Revisionsrate von weniger als 0,1 % (Havelin et al. 1995). Die Überlebenszeit der titanbeschichteten RM-Pfanne liegt nach Träger et al bei 97 % nach 10 Jahren (Träger et al. 2001). Die Ergebnisse unserer Studie sind mit den Ergebnissen der anderen vergleichbar.

Generell wird zwischen modularen und nichtmodularen Systemen unterschieden. Bei modularen Systemen werden die Pfannen funktionell in Schale und Pfanneneinsatz getrennt. Dabei werden die verschiedenen Pfanneneinsätze, z.B. Keramik-, Metall- und Polyethyleneinsätze durch Konusklemmen bzw. Schnapplippen oder Ringe fixiert. Pfannen, die aus einem modularen System bestehen sind z.B. die Harris-Galante I Pfanne und die Plasmacup Pfanne. Bei Monoblockpfannen sind die Schale und der

Pfanneneinsatz fest miteinander verbunden und vormontiert. Tabelle 2 und 3 zeigen einen Überblick über einige modulare Pfannen und Monoblockpfannen.

Prothesentyp	Überlebensrate in %	Autor
Harris-Galante I	96,0 %	Clohisy and Harris 1999
Plasmacup	97,3 %	Badhe et al. 2002
Omnifit	nicht angegeben	Hellman et al. 1999

Tab. 2: Modulare Pressfitpfannen

Prothesentyp	Überlebensrate in %	Autor
RM-Pfanne	97,9 %	Ali et al. 2003
RM-Pfanne	91,0 %	Diks et al. 2005
Marburg	92,8 %	Hinrichs et al. 2001

Tab. 3: Monoblock Pressfitpfannen

In Langzeitstudien wiesen die modularen zementfreien Pfannenimplantate häufig Probleme wie Dislokation der Pfannenschale, Polyethylen-Abriebpartikel und zahlreiche Osteolysen auf (Xenos et al. 1999; Clohisy and Harris 1999; Sharkey et al. 1998; Williams et al. 1997). Monoblockimplantate hingegen wiesen geringere Probleme auf. Zementfreie Monoblockpfannen, wie die zementfreie RM-Pfanne, haben sich durch

niedrige Revisionsraten und durch besonders geringe radiologische Lockerungsraten langfristig bewährt (Elke et al. 2003, Hinrichs et al. 2001, Morscher et al. 1997). Ein scheinbarer Nachteil einer solchen Monoblockpfanne ist jedoch, dass das Inlay nach Jahren nicht problemlos auszutauschen ist. Somit stellt sich die Frage, ob bei einer so guten und hohen Standzeit der Monoblockpfannen hier von einem Nachteil gesprochen werden kann. Jedoch differieren die Meinungen über die Qualität und Erfolgsrate der modularen und nichtmodularen Pfannensysteme sehr stark.

Krismer et al konnten zudem zeigen, dass die RM-Pfanne gegenüber einer modularen Pfanne erheblich weniger Migration während der ersten zwei Jahre aufweist (Krismer et al. 1994). Young et al sowie McCombe et al fanden bei nichtmodularen Pfannensystemen sowohl weniger Abrieb als auch weniger Osteolysen als bei modularen Pfannensystemen. Verschiedene Faktoren könnten dieses Phänomen verursachen, während Young sowohl den „backside wear“ für die Osteolysen als auch die Mikrobewegungen für den vermehrten Abrieb verantwortlich macht, sieht McCombe vor allem die Isoelastizität als Grund für die besseren Resultate der nichtmodularen Systeme (Young et al. 2002; McCombe et al. 2004).

Die Robert-Mathys-Pfanne ist eine Monoblockpfanne, die anfangs als zementfreie unbeschichtete Polyethylenpfanne seit 1977 implantiert wurde. Die unbeschichteten RM-Pfannen erzielten jedoch nur unzureichende und unbefriedigende klinische und radiologische Ergebnisse (Roffman and Kligman 1999; Llinas et al. 1999). Hier traten vermehrt Osteolysen und Pfannenlockerungen auf. Seit 1985 wurde daher die RM-Pfanne entweder mit Hydroxylapatit oder mit Titan beschichtet implantiert. Dies führte zu einer wesentlich verbesserten Sekundärstabilität durch vermehrte Osseointegration und das Problem der erheblich ausgedehnten Osteolysen zeigte sich durch den erhöhten Kontakt des Polyethylens zum Knochen, d.h. durch ein unbeschichtetes Interface, nicht mehr. Nach einem 12-Jahres Follow-up von Maloney et al. sind bei der RM-Pfanne keine Osteolysen nachgewiesen worden, lediglich in der Gruppe der Patienten unter 60 Jahren sind vereinzelt Osteolysen aufgrund erhöhter Aktivität der Patienten aufgetreten (Maloney et al. 1999). Gründe für den klinischen Erfolg der RM-Pfanne liegen wahrscheinlich in der guten Osseointegration durch die abriebfeste dünne Titanbeschichtung auf dem Polyethylen und im Elastizitäts-Modul, dessen Werte denen des menschlichen Knochens nahe kommen. Die mechanischen Eigenschaften des Polyethylens werden für das Elastizitätsmodul (E-Modul) mit 1000 N/mm² angegeben. Diese Werte liegen durchaus im Bereich des menschlichen Knochens.

Somit wird durch die Isoelastizität der RM-Pfanne eine sehr gute primäre Stabilität erzielt und durch die abriebfeste Titanbeschichtung wird kein „third body wear“ hervorgerufen.

Die Langzeitergebnisse in der Hüftgelenksendoprothetik werden bei korrekter Implantationstechnik im Wesentlichen durch den Abrieb der Gleitpaarung bestimmt. Dabei ist von allen in der Hüftendoprothetik verwendeten Materialien das Polyethylen der ausschlaggebende Faktor, der zur Partikelkrankheit beiträgt. Die Abriebrate hängt vom Gleitpartner des Polyethylens ab. Der lineare Abrieb liegt anfangs bei diesen Hart-Weich-Gleitpaarungen bei ca. 0,5 mm/ Jahr. Nach etwa 5 Jahren kommt es zum steady state der Abriebwerte um 0,1 mm bei Keramikköpfen und 0,2 mm bei Metallköpfen. Der Polyethylenabrieb wird dabei durch die Gleitpaarung Polyethylen-Keramik um die Hälfte gegenüber der Gleitpaarung Polyethylen-Metall reduziert (Zichner and Lindenfeld 1997, McKellop 2001).

Anhand unserer Ergebnisse in der vorliegenden Studie war festzustellen, dass die Gleitpaarung Metall-Polyethylen einen deutlich höheren Abrieb der RM-Pfanne aufwies als die Gleitpaarung Keramik-Polyethylen. Die Überlebenszeit der Gleitpaarung Metall-Polyethylen lag in unserer Studie nach 10 Jahren bei 97,4 % und nach 12,5 bis 15 Jahren bei 91,7 %. In der Gleitpaarung Keramik-Polyethylen lag die Überlebenszeitrate nach 10 bis 15 Jahren bei 98,7 %. Im Paired t-Test zeigte sich ein signifikanter statistischer Unterschied zwischen diesen Überlebensanalysen und den Ergebnissen der Überlebenszeit mit einem p - Wert < 0,0001. Zichner und Willert zeigten in einer Studie, dass sich durch die Gleitpaarung Keramik-Polyethylen im Gegensatz zur Gleitpaarung Metall-Polyethylen der Abrieb um die Hälfte verringert (Zichner and Willert 1992). Ähnliche Ergebnisse konnte auch Bos anhand einer histologischen Studie nachweisen (Bos 2001). Es zeigte sich ein erheblich niedriger Polyethylenabrieb in der Gleitpaarung Keramik-Polyethylen als in der Gleitpaarung Metall-Polyethylen. Der geringere Polyethylenabrieb bei Keramik-Polyethylen-Gleitpaarungen ist wahrscheinlich auf die Oberflächenbeschaffenheit des Keramik zurückzuführen, da diese besser mit Gelenkflüssigkeit zu benetzen ist, eine ebenere Oberfläche als Metall aufweist und sich feiner polieren lässt als Metallköpfe.

Um den Polyethylenabrieb zu verringern, werden daher vermehrt Keramikköpfe eingesetzt.

4.2 Bewertung des Patientenkollektivs

In dem retrospektiv untersuchten Zeitraum vom 01.01.1988 bis 31.12.2001 sind in der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Campus Benjamin Franklin der Charité zu Berlin, ehemals Benjamin Franklin-Klinikum Steglitz, von Patienten mit ausschließlich Berliner Wohnadresse von insgesamt 2151 implantierten RM-Pfannen 678 primär implantierte RM-Pfannen bei 539 Patienten nachuntersucht worden (siehe Abb. 6). Aufgrund einer hohen Anzahl von ausländischen Patienten mit einer schlechten Erreichbarkeit sind nur Patienten mit einer Berliner Wohnanschrift in die Studie einbezogen worden.

Das Patientenkollektiv zeigte hinsichtlich der Geschlechtsverteilung ein inhomogenes Bild. Dabei wurden insgesamt etwa zwei Drittel (66,8 %, n= 453) der RM-Pfannen bei Frauen implantiert und nur etwa ein Drittel (33,2 %, n= 225) bei Männern. Eine ähnliche Verteilung ist jedoch auch in anderen Studien zu sehen (Blencke 2004, Olivier et al. 1998, Träger et al. 1985). Blencke berichtete in seiner Studie über eine Geschlechtsverteilung von ebenfalls 66,8 % (n= 203) für Frauen und 33,2 % (n= 101) für Männer. Olivier et al zeigte eine Verteilung von 76,7 % (n= 125) der Frauen und 23,3 % (n= 38) für Männer. Ähnliche Resultate wiesen auch Träger et al mit 67,2 % (n= 37) für Frauen und 32,8 % (n= 18) für Männer auf.

Die Seitenverteilung der RM-Pfannen hingegen verteilte sich ungefähr jeweils zur Hälfte auf jeder Seite sehr homogen. 49,7 % (n= 337) der RM-Pfannen wurden auf der linken Seite und 50,3 % (n= 341) auf der rechten Seite implantiert. Das Durchschnittsalter des Patientenkollektivs in unserer Studie von 60,0 Jahren zum Zeitpunkt der Operation ist mit dem Durchschnittsalter anderer Studien über RM Pfannen zu vergleichen. Die Altersverteilung reichte in unserer Studie von 19 bis 85 Jahre. So berichten Ali et al über ein Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Operation von 61 Jahren (Ali and Kumar 2003). Das Durchschnittsalter bei Grünther et al lag zum Zeitpunkt der Operation bei 57,1 Jahren (Grünther et al. 1993).

Im Hinblick auf die Indikation zur Hüftgelenksimplantation mit einer RM-Pfanne ergaben sich ebenfalls keine Auffälligkeiten zu anderen Studien. Die häufigste Operationsindikation war mit 76,4 % (n= 518) die Coxarthrose.

4.3 Bewertung der Nachuntersuchungsergebnisse

4.3.1 Nachuntersuchungsrate

Die Nachuntersuchungsrate der primär implantierten RM-Pfanne dieser retrospektiven Studie aller nachuntersuchten Patienten, der telefonisch erreichten Patienten und der Patienten, die den Fragebogen ohne Nachuntersuchung ausgefüllt haben (n= 1034 Patienten) mit 1257 primär implantierten RM-Pfannen von 1876 primär implantierten RM-Pfannen lag bei 67,0 % (ohne Berücksichtigung der verstorbenen Patienten). Die Nachuntersuchungsrate allein von den nachuntersuchten primär implantierten RM-Pfannen (n= 678) von 1876 primär implantierten RM-Pfannen lag bei 36,1 % nach 15,8 Jahren. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum betrug für die 678 RM-Pfannen (36,4 %) 8,4 Jahre (Spanne: 1,0 bis 15,8 Jahre). Von den insgesamt 1584 Patienten mit 1876 primär implantierten RM-Pfannen waren 451 Patienten mit 502 implantierten RM-Pfannen zum Untersuchungszeitpunkt bereits verstorben, 65 Patienten (69 RM-Pfannen) waren lost to follow up und 34 Patienten mit 48 RM-Pfannen sind revidiert worden. 1034 Patienten mit 1257 RM-Pfannen sind mittels Telefon bzw. Brief erreicht worden. Von diesen 1034 Patienten sind insgesamt 539 Patienten mit 678 RM-Pfannen nachuntersucht worden und 495 Patienten mit 579 RM-Pfannen haben eine Nachuntersuchung verweigert. Jedoch haben von den verweigerten 495 Patienten (579 RM-Pfannen) insgesamt 183 Patienten (183 RM-Pfannen) den Fragebogen WOMAC ausgefüllt und 312 Patienten (396 RM-Pfannen) nicht ausgefüllt.

Grünther et al. beschreiben eine Nachuntersuchungsrate der isoelastischen RM-Pfanne von 37 % (Grünther et al. 1993). Olivier et al. schildert eine ähnliche Nachuntersuchungsrate von 41,9 % nach einem mittlerem Nachuntersuchungszeitraum von 6,0 Jahren (Olivier et al. 1998).

Im Vergleich zu den genannten Studien ist die Nachuntersuchungsrate in unserer Studie der insgesamt erreichten Patienten (n= 1034) mit 1257 primär implantierten RM-Pfannen mit 67,0 % sehr hoch. Wird nur die Nachuntersuchungsrate der nachuntersuchten Patienten mit 678 RM-Pfannen von 36,1 % betrachtet, zeigt sich ein ähnliches Ergebnis wie von Grünther et al. und Oliver et al.

Generell ist natürlich eine hohe Nachuntersuchungsrate zu fordern, um den Studien eine große Aussagekraft zu geben. Es ist jedoch insbesondere bei den mittel- bis langfristigen Ergebnissen von Hüftendoprothesen schwierig, dieser Forderung nachzugehen, da das meist hohe Alter der Patienten und der damit verbundene

„Verlust“ von Untersuchungsergebnissen durch das Versterben der Patienten immer größer wird.

4.3.2 Harris Hip Score

In unserem Patientenkollektiv lag der Median des Gesamt Harris Hip Score bei 93 Punkten, das einem exzellentem Ergebnis entspricht, mit einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 8,4 Jahren. Die nachfolgende Tabelle (Tab. 4) gibt einen Überblick über die in der Literatur veröffentlichten klinischen Ergebnisse bezüglich des Median des Harris-Hip-Scores zementfreier Pfannen:

Pfannentyp	Fallzahl	Follow up	Score	Autor
HexLoc	236	10 bis 13 Jahre	87	Bourne et al. 2001
Zweymüller (Schraubpfanne)	123	10 Jahre	85,4	Grübl et al. 2002
St. Nabor (Pressfit-Pfanne)	45	8,5 Jahre	92	Kirschner und Kreuzt 2000
Harris Galante (modulare Pressfit-Pfanne)	70	7,6 Jahre	94	Taylor et al. 2001
Opti-Fix Cup (Pressfit-Pfanne)	127	10,6 Jahre	89,8	Weber et al. 2000
First Generation Design	77	11,6 Jahre	84	Xenos et al. 1999

Tab. 4: Überblick über die in der Literatur veröffentlichten klinischen Ergebnisse des HHS zementfreier Hüftgelenkspfannen.

In der Studie von Bourne et al mit zementlosen HexLoc Pfannen ist ein Median des Harris Hip Score mit 87 Punkten aufgezeigt worden (Bourne et al. 2001). Kirschner et al berichtet über ein ähnliches Ergebnis des Harris Hip Scores mit zementfreien St. Nabor

Pfannen mit 92 Punkten (Kirschner and Kreutz 2000). Gröbl et al. zeigt einen Harris Hip Score von 85,4 Punkten mit Zweymüller Pfannen auf (Gröbl et al. 2002). Ein ähnlich gutes Ergebnis wie in unserer retrospektiven Studie ist von Taylor et al mit der Harris Galante Pfanne mit 94 Punkten des Harris Hip Score beschrieben worden (Taylor et al. 2001).

In unserer retrospektiven Studie ist in 80,2 % (n= 544) ein sehr gutes und gutes Ergebnis des Harris Hip Score (100-80 Punkte) erzielt worden. Ein schlechtes Ergebnis (< 70 Punkte) ist von 10,1 % (n= 69) erreicht worden. Olivier et al hingegen berichtet in seiner Studie über ein sehr gutes und gutes Ergebnis in 47,2 % und über ein schlechtes Ergebnis des Harris Hip Score in 31,9 % der Fälle (Olivier et al. 1998).

Im Vergleich von Männern und Frauen lag in unserer Studie der Median des HHS der Männer mit 94 Punkten gering höher als der Median der Frauen mit 92 Punkten. Dies ist ebenfalls ein sehr gutes Ergebnis des Gesamt – Harris Hip Score. Sehr interessant ist auch die Aufteilung des Median des HHS nach der Standzeit der RM-Pfannen. Dabei lag der Median des HHS 6-10 Jahre nach Implantation mit 96 Punkten am höchsten. 2-5 Jahre nach OP lag der Median bei 93 Punkten und 11-15 Jahre nach OP bei 89 Punkten. Diese sehr guten Ergebnisse des HHS auch nach langer Implantationszeit (11-15 Jahre postoperativ) sind mit den oben genannten Ergebnissen gut vergleichbar. Kirschner et al. zeigt nach einer Implantationszeit von 8,5 Jahren einen Median des HHS von 92 Punkten mit St. Nabor Pfannen auf (Kirschner and Kreutz 2000). Hingegen zeigt die RM-Pfanne ein deutlich besseres Ergebnis von 96 Punkten bei einer Implantationszeit von 6-10 Jahren.

Auch nach einer Standzeit der RM-Pfanne von 11-15 Jahren schneidet diese im Vergleich zu den anderen Pfannen deutlich besser ab. Die Zweymüller Pfanne zeigt nach einem Follow up von 10 Jahren nur einen HHS von 84 Punkten (Gröbl et al. 2002). Auch die HexLoc Pfanne erreicht nach einer Standzeit von 10-13 Jahren einen niedrigeren Median des HHS von 87 Punkten.

Die Ergebnisse des Median des HHS zum Untersuchungszeitpunkt nach Alterskategorien aufgeschlüsselt ergaben ebenfalls gute bis sehr gute Ergebnisse. Der beste Punktwert des HHS mit 97 Punkten ist in der Alterskategorie der 41-60jährigen erzielt worden. Dicht gefolgt von den 61-70jährigen mit einem Median von 95 Punkten. In der Alterskategorie von 20-40 Jahren ist ein Median von 93 Punkten erzielt worden. Auch die 71-80jährigen mit einem Median von 90 Punkten und die Alterskategorie der über 80jährigen mit einem Median von 84 Punkten erreichten gute Ergebnisse. Hier

stellt sich jedoch die Frage, wie hoch die Standzeit der Hüftendoprothesen zum Untersuchungszeitpunkt mit diesen HHS- Ergebnissen liegt. Dabei zeigte sich in der Abbildung 30, dass die Alterskategorie der über 80jährigen die längste Standzeit von 12,1 Jahren aufwies. Daher ist das HHS Ergebnis von 84 Punkten am ehesten mit der langen Standzeit erklärbar. Am besten erscheint das Ergebnis der Alterskategorie der 61 bis 70jährigen. Hier ist ein sehr gutes Ergebnis des HHS bei einer langen Standzeit von etwa 10 Jahren erreicht worden. Bei den 41 bis 60jährigen, die das beste HHS-Ergebnis aufzeigten, lag eine etwas geringere Standzeit der Implantate von 8,3 Jahren vor. Das etwas schlechtere Ergebnis des HHS der 20 bis 40jährigen mit 93 Punkten und einer durchschnittlichen Standzeit von 7,5 Jahren ist wahrscheinlich auf eine erhöhte sportliche Aktivität und Mobilität zurückzuführen.

Bei der Auswertung der Kategorien SCHMERZ, GEHHILFE und GEHSTRECKE sind ebenfalls jeweils sehr gute Ergebnisse erzielt worden. In der Kategorie SCHMERZ sind zu insgesamt 71 % (n= 481) keine Schmerzen und zu 19,2 % (n= 130) nur gelegentlich auftretende Schmerzen angegeben worden. Nur 0,4 % (n= 3) gaben eine völlige Behinderung an. Die drei Patienten, die eine völlige Behinderung angegeben haben, haben als Grund dafür Nebendiagnosen wie eine Spinalkanalstenose bzw. eine Polyarthrose genannt. Somit ist nicht eindeutig zu sagen, dass die untersuchten Patienten aufgrund der implantierten Hüftgelenkspfanne starke Schmerzen zeigen, sondern am ehesten auf die Nebendiagnosen zurückzuführen ist.

In der Kategorie der GEHHILFE haben 79,4 % (n= 538) angegeben, keine Gehilfe zu benötigen. Lediglich 6,3 % (n= 43) gaben an, ständig zwei Unterarmgehstützen gebrauchen zu müssen. Die Patienten, die angaben, nur mit zwei Unterarmgehstützen gehen zu können, haben als Grund dafür Nebendiagnosen wie Morbus Bechterew, Z.n. Knie-Endoprothesen bds. und Spinalkanalstenosen angegeben, so dass man davon ausgehen kann, dass diese Patienten nicht aufgrund der Hüftendoprothese auf die Gehhilfen angewiesen sind.

In der Kategorie der GEHSTRECKE haben 45,7 % (n= 310) angegeben, unbegrenzt lange gehen zu können und nur 1,2 % (n= 8) gaben an, sich nicht mehr fortbewegen zu können, sondern nur noch auf Stuhl und Bett angewiesen sind. Die Patienten, die angaben, nicht mehr gehen zu können, gaben als Grund dafür an, an einer peripheren arteriellen Verschlusskrankheit bzw. an Bandscheibenvorfällen zu leiden. Also ist auch hier nicht eindeutig zu sagen, dass die Ursache für die Unfähigkeit zu gehen in der Hüftendoprothese liegt.

4.3.3 WOMAC

Die Ergebnisse des WOMAC der untersuchten und nicht untersuchten Patienten in unserer Studie erreichen jeweils sehr gute Punktwerte. Der Median aller untersuchten und nicht untersuchten RM-Pfannen ergibt einen Punktwert von 10. Im direkten Vergleich der Mediane der untersuchten Patienten zu den nicht untersuchten Patienten fällt auf, dass der Median der nicht untersuchten Patienten mit einem Punktwert von 6 deutlich besser ausfällt als der Median der untersuchten Patienten mit einem Wert von 11 Punkten. Eine Begründung dafür ist schwer zu finden. Zur Frage des Ablehnungsgrundes der Nachuntersuchung der nicht untersuchten Patienten, zeigte sich häufig eine hohe Zufriedenheit der Patienten mit der implantierten Hüftgelenksendoprothese. Die Patienten sahen somit keine Notwendigkeit sich einer Nachuntersuchung des operierten Hüftgelenkes zu unterziehen.

In der Auswertung des WOMAC ist die Aufteilung des Median nach der Standzeit der RM-Pfanne in Zeitintervallen sehr interessant. Dabei zeigte sich das beste Ergebnis im kurzfristigen Intervall (2-5 Jahre nach OP) mit einem Median von 8 Punkten. Mit steigender Standzeit der RM-Pfanne sank der Gesamt WOMAC gering. Dabei lag der Median im mittelfristigen Intervall (6-10 Jahre nach OP) bei 11 und im langfristigen Intervall (11-15 Jahre nach OP) nur noch bei 17 Punkten. Jedoch sind auch die langfristigen Ergebnisse mit 17 Punkten als sehr gut zu werten.

Die Ergebnisse des Median des WOMAC zum Untersuchungszeitpunkt nach Alterskategorien aufgeschlüsselt ergaben ebenfalls sehr gute Resultate ähnlich wie beim HHS. Der beste Punktwert ist dabei in der Kategorie der 41-60jährigen mit 4 Punkten erzielt worden. In der Betrachtung der Standzeit der RM-Pfanne zum Nachuntersuchungszeitpunkt zeigte sich ein Median der Standzeit von 9 Jahren. Ähnliche Ergebnisse sind in der Alterskategorie der 61-70jährigen erreicht worden. Auffällig ist das schlechteste Ergebnis des WOMAC in der Altersgruppe der 20-40jährigen mit einem Punktwert von 17 und einer Standzeit von nur durchschnittlich 5,2 Jahren. Dieses Ergebnis ist am ehesten wie auch beim HHS mit einer erhöhten Mobilität und sportlichen Aktivität der jungen Patienten zu erklären.

Vergleichende Literaturangaben zur Auswertung des WOMAC von implantierten Pfannensystemen liegen nicht vor.

5 Zusammenfassung

Im Rahmen einer retrospektiven Studie ist die Überlebenszeit der zementfreien Robert-Mathys Pfanne in der Charité Campus Benjamin Franklin in der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie untersucht worden. Der Beobachtungszeitraum erstreckte sich vom 01.01.1988 bis zum 31.12.2001. In diesem Zeitraum sind insgesamt 2151 RM-Pfannen, 1861 RM-Pfannen primär und 290 RM-Pfannen im Revisionszustand, bei Patienten mit Berliner Wohnsitz implantiert worden. In der vorliegenden Studie sind nur primär implantierte RM-Pfannen berücksichtigt und nachuntersucht worden.

Die Überlebenszeit der RM-Pfanne zeigte in unserer Studie sehr gute Ergebnisse mit einer Überlebenszeit von 98,5 % nach 10 Jahren und 98,0 % nach 12,5 und 15 Jahren. Diese Ergebnisse sind durchaus mit den Resultaten der Besten aller im Schweden- und Norwegenregister dokumentierten Pfannen zu vergleichen. Es zeigte sich jedoch ein deutlicher Unterschied in der Überlebenszeit zwischen der Gleitpaarung Metall-Polyethylen und Keramik-Polyethylen. Die Gleitpaarung Metall-Polyethylen wies einen wesentlich höheren Abrieb der RM-Pfanne auf als die Gleitpaarung Keramik-Polyethylen. Die Überlebensrate der Metall-Polyethylen Gleitpaarung lag bei 97,4 % gegenüber der Überlebensrate der Keramik-Polyethylen Gleitpaarung mit 98,7 % nach 10 Jahren. Nach 12,5 Jahren ist ein noch deutlicherer Unterschied mit einer Überlebensrate von 91,7 % bei der Metall-Polyethylen Gleitpaarung und von 98,7 % bei der Keramik-Polyethylen Gleitpaarung zu sehen. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Überlebensanalysen dieser beiden Gleitpaarungen bestätigte sich durch den Paired t-Test, der einen p – Wert von $< 0,0001$ aufwies. Daraus folgt eine wesentlich bessere Überlebenszeit der Keramik-Polyethylen-Gleitpaarung. Daher sollte die Keramik-Polyethylen- Gleitpaarung vermehrt zum Einsatz kommen.

Die Nachuntersuchungsergebnisse des Harris Hip Score ergaben sehr gute Ergebnisse im Gesamt Harris Hip Score sowie in den einzelnen Kategorien SCHMERZ, GEHHILFE und GEHSTRECKE. Der Median des Gesamt HHS lag bei unserem Patientenkollektiv bei 93 Punkten. 80,2 % haben ein sehr gutes und gutes Ergebnis mit 80 bis 100 Punkten erreicht. Nur 10,1 % haben ein schlechtes Ergebnis mit weniger als 70 Punkten erreicht. In der Kategorie SCHMERZ gaben insgesamt 71 % an, keine Schmerzen zu haben und nur 0,4 % gaben an, völlig gehunfähig zu sein.

In der Kategorie GEHHILFE haben 79,4 % angegeben, keine Gehhilfe zu benötigen und 6,3 % gaben an, ständig auf zwei Unterarmgehstützen angewiesen zu sein. In der Kategorie GEHSTRECKE haben 45,7 % angegeben, unbegrenzt lange laufen zu können. Hingegen haben nur 1,2 % angegeben, nur auf das Bett bzw. auf den Stuhl eingeschränkt zu sein.

In der Auswertung des WOMAC lagen ebenfalls sehr gute Ergebnisse vor. Der Median des Gesamt WOMAC aller untersuchten Patienten lag bei 11 Punkten, der Median aller nicht untersuchten Patienten bei 6 Punkten. Ein Vergleich mit anderen Studien zur Auswertung des WOMAC ist hier aufgrund fehlender vergleichender Literaturangaben nicht möglich.

Im Vergleich des HHS zum WOMAC ist zu sagen, dass beide ähnliche Ergebnisse in unserer Studie aufzeigen und somit beide Scores zur Auswertung von Hüftgelenktotalendoprothesen angewandt werden können.

Zusammenfassend ist anhand unserer retrospektiven Studie die RM-Pfanne als ein exzellentes Implantat mit einer hervorragenden Standzeit und sehr guten funktionellen Ergebnissen zu werten.

6 Literaturverzeichnis

- 1 Adler, E., S. A. Stuchin, F.J. Kummer (1992). "Stability of press-fit acetabular cups." J Arthroplasty **7**(3): 295-301.
- 2 Ali, M. S. and A. Kumar (2003). "Hydroxyapatite-coated RM cup in primary hip arthroplasty." Int Orthop **27**(2): 90-3.
- 3 Andersson, G. B., M. A. Freeman, S.A. Swanson (1972). "Loosening of the cemented acetabular cup in total hip replacement." J Bone Joint Surg Br **54**(4): 590-9.
- 4 Badhe, N. P., R. C. Quinnell, P. W. Howard (2002). "The uncemented Bi-Contact total hip arthroplasty". J Arthroplasty **17**(7): 896-901
- 5 Bauer, R. and W. Russe (1984). "[The transgluteal approach in hip joint arthroplasty]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **122**(1): 48-9.
- 6 Beckenbaugh, R. D. and D. M. Ilstrup (1978). "Total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **60**(3): 306-13.
- 7 Bellamy, N., W. W. Buchanan, C.H. Goldsmith, J. Campbell, L.W. Stitt (1988). "Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee." J Rheumatol **15**(12): 1833-40.
- 8 Berger, R. A., J. J. Jacobs, L.R. Quigley, A.G. Rosenberg, J.O. Galante (1997). "Primary cementless acetabular reconstruction in patients younger than 50 years old. 7- to 11-year results." Clin Orthop Relat Res(344): 216-26.
- 9 Bergmann, E. G. (1997) „Die RM-Pfanne. Monographie eines beschichteten Hüftgelenkimplantates.“ Einhorn-Presse Verlag GmbH, Reinbek
- 10 Blencke, B. A. (2004). "Mittelfristige Ergebnisse der Implantation beschichteter RM-Pfannen (12-Jahres-Ergebnisse)." Orthopädische Praxis **40**(9): 500-506.
- 11 Bohm, P. and R. Bosche (1998). "Survival analysis of the Harris-Galante I acetabular cup." J Bone Joint Surg Br **80**(3): 396-403.
- 12 Bombelli, R., R.F. Santore (1983). "Zementlose, isoelastische Totalendoprothesenplastik des Hüftgelenks: Vorläufiger Bericht der ersten 215 konsekutiven Fälle." Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo.
- 13 Bos, I. (2001). "[Tissue reactions around loosened hip joint endoprotheses. A histological study of secondary capsules and interface membranes]." Orthopade **30**(11): 881-9.

- 14 Bourne, R. B., C. H. Rorabeck, J.J. Patterson, J. Guerin (2001). "Tapered titanium cementless total hip replacements: a 10- to 13-year followup study." Clin Orthop Relat Res(393): 112-20.
- 15 Boutin, P. (2000). "Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. Pierre Boutin (1924-1989). Clin Orthop Relat Res. (379): 3-11.
- 16 Branemark, P. I., B. O. Hansson, R. Adell, et al. (1977). "Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period." Scand J Plast Reconstr Surg Suppl **16**: 1-132.
- 17 Breusch, S. J., M. Lukoschek, U. Schneider, V. Ewerbeck (2000). "State of the art" der zementierten Hüftendoprothetik." Deutsches Ärzteblatt 97(30): 1723-1726.
- 18 Breusch, S. J., P. R. Aldinger, M. Thomsen, M. Lukoschek, V. Ewerbeck (2000). "[Anchoring principles in hip prosthesis implantation. II: Acetabulum components]." Unfallchirurg **103**(12): 1017-31.
- 19 Brodner, W., P. Bitzan, F. Lomoschitz, et al. (1997). "Elevated serum cobalt with metal-on-metal articulating surfaces." J Bone Joint Surg Br **79**(2): 316-21.
- 20 Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung GGMBH, BQS-Bundesauswertung 2004.
- 21 Cates, H. E., P. M. Faris, E.M. Keating, M.A. Ritter (1993). "Polyethylene wear in cemented metal-backed acetabular cups." J Bone Joint Surg Br **75**(2): 249-53.
- 22 Clohisy, J. C. and W. H. Harris (1999). "The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. An average ten-year follow-up study." J Bone Joint Surg Am **81**(1): 66-73.
- 23 D'Aubigne, R. M. and M. Postel (1954). "Function al results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis." J Bone Joint Surg Am **36-A**(3): 451-75.
- 24 Delaunay, C. P. and A. I. Kapandji (1998). "Survivorship of rough-surfaced threaded acetabular cups. 382 consecutive primary Zweymuller cups followed for 0.2-12 years." Acta Orthop Scand **69**(4): 379-83.
- 25 Dieppe, P. (1995). "Management of hip osteoarthritis." Bmj **311**(7009): 853-7.
- 26 Diks M. J. F., V. d. B. C. M., Anderson P.G., Van Limbeek J., Spruit M. (2005). "The uncemented, titanium-coated RM cup: Survival and analyses of failures." Hip international **15**(2): 71-77.
- 27 Dowson, D. (1996). "Replacement of the hip." Proc Inst Mech Eng [H] **210**(3): 137-40.
- 28 Effenberger, H., M. Imhof, J. Richolt, S. Rehart (2004). "[Cement-free hip cups. Current status]." Orthopade **33**(6): 733-50; quiz 751.

- 29 Effenberger, H., M. Weber, U. Dorn, H. Hofer (1997). "[Roentgen criteria and radiologic results of the Hofer-Imhof (H-I) threaded acetabulum cup in first time implantation]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **135**(5): 434-43.
- 30 Eftekhari, N.S., Nercessian, O. (1988). "Incidence and mechanism of failure of cemented acetabular component in total hip arthroplasty." Orthop Clin North Am. **19**(3): 557-66.
- 31 Elke, R. (2001). "[Particle disease. Is tribology a topic in revision surgery?]." Orthopade **30**(5): 258-65.
- 32 Elke, R., B. Berli, A. Wagner, E.W. Morscher (2003). "Acetabular revision in total hip replacement with a press-fit cup." J Bone Joint Surg Br **85**(8): 1114-9.
- 33 Engh, C. A., W. L. Griffin, C.L. Marx (1990). "Cementless acetabular components." J Bone Joint Surg Br **72**(1): 53-9.
- 34 Friedebold, G. (1984). "Die Entwicklung des künstlichen Hüftgelenkersatzes." Hüftgelenksendoprothetik von R.Rahmanzadeh and M.Faensen, Springer Verlag Berlin.
- 35 Garcia-Cimbrelo, E. and L. Munuera (1992). "Early and late loosening of the acetabular cup after low-friction arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **74**(8): 1119-29.
- 36 Gasser, B., L. Eschbach, A. Frenk, Dr. h. c. Robert Mathys Stiftung, Bettlach (2000). "Metallische Implantatwerkstoffe." OP-Journal **1**.
- 37 Gluck, T. (1978). "Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik." Aktuelle Probl Chir Orthop, M. Ungetüm, Editor.
- 38 Grubl, A., C. Chiari, M. Gruber, A. Kaider, F. Gottsauner-Wolf (2002). "Cementless total hip arthroplasty with a tapered, rectangular titanium stem and a threaded cup: a minimum ten-year follow-up." J Bone Joint Surg Am **84-A**(3): 425-31.
- 39 Grunther, R. A., O. Oest, F. Sussenbach (1993). "[The isoelastic RM hip endoprosthesis]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **131**(6): 539-42.
- 40 Harris, W. H. (1984). "Advances in total hip arthroplasty. The metal-backed acetabular component." Clin Orthop(183): 4-11.
- 41 Harris, W. H. (1969). "Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation." J Bone Joint Surg Am **51**(4): 737-55.
- 42 Havelin, L. I., S. E. Vollset, L.B. Engesaeter (1995). "Revision for aseptic loosening of uncemented cups in 4,352 primary total hip prostheses. A report from the Norwegian Arthroplasty Register." Acta Orthop Scand **66**(6): 494-500.

- 43 Heros, R., Willmann, G. (1998). "Ceramics in total hip arthroplasty: history, mechanical properties, clinical results and current manufacturing state of the art." Sem Arthroplasty **9**: 114-122.
- 44 Heisel, C., M. Silva, T. P. Schmalzried (2004). "Bearing surface options for total hip replacement in young patients." Instr Course Lect **53**: 49-65.
- 45 Hellman, E. J., W. N. Capello, J.R. Feinberg (1999). "Omnifit cementless total hip arthroplasty. A 10-year average followup." Clin Orthop Relat Res(364): 164-74.
- 46 Hinrichs, F., U. Boudriot, T. Held, P. Griss (2001). "[10 years results with a Monobloc hip endoprosthesis cup with multilayer titanium mesh coating for cement-free implantation]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **139**(3): 212-6.
- 47 Illgen, R., 2nd and H. E. Rubash (2002). "The optimal fixation of the cementless acetabular component in primary total hip arthroplasty." J Am Acad Orthop Surg **10**(1): 43-56.
- 48 Imhof, H., C. Czerny, A. Gahleitner, et al. (2002). "[Coxarthrosis]." Radiologe **42**(6): 416-31.
- 49 Jacobs, J. J., A. K. Skipor, P.F. Doorn, et al. (1996). "Cobalt and chromium concentrations in patients with metal on metal total hip replacements." Clin Orthop Relat Res(329 Suppl): S256-63.
- 50 Kawamura, H., M. J. Dunbar, P. Murray, R.B. Bourne, C.H. Rorabeck (2001). "The porous coated anatomic total hip replacement. A ten to fourteen-year follow-up study of a cementless total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **83-A**(9): 1333-8.
- 51 Kim, Y. H., J. S. Kim, S. H. Cho (1999). "Primary total hip arthroplasty with a cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis: 10- to 12-year results of prospective and consecutive series." J Arthroplasty **14**(5): 538-48.
- 52 Kirschner, P. and A. Kreutz (2000). "[Results of cement-free St. Nabor hip prosthesis implantation and clinical and radiological results after 8 to 10 years]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **138**(4): 306-10.
- 53 Kohn, D. and W. Plitz (1995). "[Endoprosthesis and bone reaction]." Orthopade **24**(5): 409-15.
- 54 Kreibich, D. N., C. G. Moran, H. T. Delves, T. D. Owen, I. M. Pinder (1996). "Systemic release of cobalt and chromium after uncemented total hip replacement." J Bone Joint Surg Br **78**(1): 18-21.
- Krismer, M., M. Fischer, et al. (1994). "A prospective study of the migration of two acetabular components. PCA versus RM cups." Int Orthop **18**(1): 23-8.
- 55 Krismer, M., M. Fischer, P. Mayrhofer, et al. (1994) „A prospective study of the migration of two acetabular components. PCA versus RM cups." Int Orthop **18**(1) : 23-8

56 Leenders, T., D. Vandeveld, G. Mahieu, R. Nuyts (2002). "Reduction in variability of acetabular cup abduction using computer assisted surgery: A prospective and randomized study." Comput Aided Surg **7**(2): 99-106.

57 Lequesne, M. G., C. Mery, M. Samson, P. Gerard (1987). "Indexes of severity for osteoarthritis of the hip and knee. Validation--value in comparison with other assessment tests." Scand J Rheumatol Suppl **65**: 85-9.

58 Llinas, A., A. Sarmiento, E. Ebramzadeh, et al. (1999). "Mechanism of failure in hips with an uncemented, all polyethylene socket." Clin Orthop Relat Res(362): 145-55.

59 Madey, S. M., J. J. Callaghan, J. P. Olejniczak, et al. (1997). "Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of fifteen years of follow-up." J Bone Joint Surg Am **79**(1): 53-64.

60 Malchau, H. H., P. (1998). "Prognosis of total hip replacement; revision and re-revision rate in THR: a revision-risk study of 148359 primary operations." Scientific Exhibition, 65rd AAOS Meeting, New Orleans, USA: 1-16.

61 Malchau, H., P. Herberts, T. Eisler, G. Garellick, P. Soderman (2002). "The Swedish Total Hip Replacement Register." J Bone Joint Surg Am **84-A Suppl 2**: 2-20.

62 Maloney, W. J., R. L. Smith, T. P. Schmalzried, et al. (1995). "Isolation and characterization of wear particles generated in patients who have had failure of a hip arthroplasty without cement." J Bone Joint Surg Am **77**(9): 1301-10.

63 Maloney, W. J., J. O. Galante, M. Anderson, et al. (1999). "Fixation, polyethylene wear, and pelvic osteolysis in primary total hip replacement." Clin Orthop Relat Res(369): 157-64.

64 McCombe, P. and S. A. Williams (2004). "A comparison of polyethylene wear rates between cemented and cementless cups. A prospective, randomised trial." J Bone Joint Surg Br **86**(3): 344-9.

65 McKellop, H. A. (2001). "Bearing surfaces in total hip replacements: state of the art and future developments." Instr Course Lect **50**: 165-79.

66 Mittelmeier, H. (1983). "Keramikhüftgelenksprothesen mit zementfreier Verankerung, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo."

67 Mittelmeier, H., J. Heisel, E. Schmitt (1988). "[Replacement of the hip joint in young patients under 40 years of age. Clinico-statistical report of experiences]." Z Orthop Ihre Grenzgeb **126**(3): 304-13.

68 Mollenhoff, G., M. Walz, G. Muhr, J. Rehn (1994). "[Bilateral hip joint endoprosthesis: the time interval as a prognostic parameter?]." Unfallchirurg **97**(8): 430-4.

69 Morscher, E. (1983). "9 Jahre Erfahrung mit isoelastischen Hüftendoprothesen aus plastischem Material." Aus: Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo.

70 Morscher, E., H. Bereiter, C. Lampert (1989). "Cementless press-fit cup. Principles, experimental data, and three-year follow-up study." Clin Orthop(249): 12-20.

71 Morscher, E. W. (1992). "Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty." Clin Orthop(274): 172-93.

72 Morscher, E. (1993). "Principles of acetabular fixation in THR with special reference to the "press-fit cup"." Acta Orthop Belg **59 Suppl 1**: 260-6.

73 Morscher, E., B. Berli, W. Jockers, R. Schenk (1997). "Rationale of a flexible press fit cup in total hip replacement. 5-year followup in 280 procedures." Clin Orthop(341): 42-50.

74 Müller-Mai, C., B. Pawelz, et al. (1997). "Klinische und röntgenologische Ergebnisse nach Implantation von Hüftpfannen mit unterschiedlichen Beschichtungen." Journal DGPW **14**.

75 Müller-Mai, C., Voigt, C., Berger, G., Gross, U. (2000). "Bone development and bone structure depend on the surface roughness and structure of metallic implants." Biomaterials and Bioengineering Handbook **Chapter 20**: 457-481.

76 Mulroy, R. D., Jr. and W. H. Harris (1990). "The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review." J Bone Joint Surg Br **72**(5): 757-60.

77 Mulroy, W. F. and W. H. Harris (1997). "Acetabular and femoral fixation 15 years after cemented total hip surgery." Clin Orthop(337): 118-28.

78 "NIH consensus conference: Total hip replacement. NIH Consensus Development Panel on Total Hip Replacement." (1995) Jama **273**(24): 1950-6.

79 Older, J. (2000). "Long term results of flanged and unflanged cemented cups." Acetabulumersatz Meeting Heidelberg.

80 Olivier, L. C., F. Neudeck, C. Hippel, S. Kaiser, K. P. Schmit-Neuerburg (1998). "B [Results of cement-free implanted, Robert Mathys isoelastic acetabular cup]." Unfallchirurgie **24**(2): 49-54.

81 Owen, T. D., C. G. Moran, S. R. Smith, I. M. Pinder (1994). "Results of uncemented porous-coated anatomic total hip replacement." J Bone Joint Surg Br **76**(2): 258-62.

82 Remagen, W. and E. Morscher (1984). "Histological results with cement-free implanted hip joint sockets of polyethylene." Arch Orthop Trauma Surg **103**(3): 145-51.

- 83 Riska, E. B. (1993). "Ceramic endoprosthesis in total hip arthroplasty." Clin Orthop(297): 87-94.
- 84 Ritter, M. A., E. M. Keating, P. M. Faris, G. Brugo (1990). "Metal-backed acetabular cups in total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **72**(5): 672-7.
- 85 Roffman, M. and M. Kligman (1999). "Cementless coated and noncoated Mathys acetabular cups: radiographic and histologic evaluation." Orthopedics **22**(1): 39-41.
- 86 Russe, W. (1988). "Röntgenphotogrammetrie der künstlichen Hüftgelenkspfanne." Aktuelle Probl Chir Orthop **32**: 6-80.
- 87 Schneider, R. (1987). "Die Totalprothese der Hüfte." Hans Huber, Bern, Schweiz: 6-331.
- 88 Schwartz, J. T., Jr., C. A. Engh, M. R. Forte, Y. Kukita, S. K. Grandia (1993). "Evaluation of initial surface apposition in porous-coated acetabular components." Clin Orthop(293): 174-87.
- 89 Sedel, L. (1992). "Ceramic hips." J Bone Joint Surg Br **74**(3): 331-2.
- 90 Sedel, L. (2000). "Evolution of alumina-on-alumina implants: a review." Clin Orthop Relat Res(379): 48-54.
- 91 Sharkey, P. F., R. L. Barrack, D. E. Tvedten (1998). "Five-year clinical and radiographic follow-up of the uncemented long-term stable fixation total hip arthroplasty." J Arthroplasty **13**(5): 546-51.
- 92 Snorrason, F. and J. Karrholm (1990). "Primary migration of fully-threaded acetabular prostheses. A roentgen stereophotogrammetric analysis." J Bone Joint Surg Br **72**(4): 647-52.
- 93 Soderman, P. and H. Malchau (2000). "Validity and reliability of Swedish WOMAC osteoarthritis index: a self-administered disease-specific questionnaire (WOMAC) versus generic instruments (SF-36 and NHP)." Acta Orthop Scand **71**(1): 39-46.
- 94 Stucki, G., D. Meier, S. Stucki, et al. (1996). "[Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthrosis Index]." Z Rheumatol **55**(1): 40-9.
- 95 Stucki, G., O. Sangha, S. Stucki, et al. (1998). "Comparison of the WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) osteoarthritis index and a self-report format of the self-administered Lequesne-Algofunctional index in patients with knee and hip osteoarthritis." Osteoarthritis Cartilage **6**(2): 79-86.
- 96 Swanson, A. B., J. C. Colwill, G. de Groot Swanson (1992). "Femoral head intramedullary stemmed implant. A historical prospective." Clin Orthop(281): 107-11.

- 97 Tallroth, K., P. Slati, P. Ylinen, P. Paavolainen, T. Paavilainen (1993). "Loosening of threaded acetabular components. Radiographic manifestations." J Arthroplasty **8**(6): 581-4.
- 98 Taylor, A. H., M. Shannon, S. L. Whitehouse, M. B. Lee, I. D. Learmonth (2001). "Harris Galante cementless acetabular replacement in avascular necrosis." J Bone Joint Surg Br **83**(2): 177-82.
- 99 Thomsen, M. and G. Willmann (2003). "[Ceramic couplings in orthopedic surgery]." Orthopäde **32**(1): 11-6.
- 100 Trager, D., P. Rode, W. Krause (1985). "[Experiences with the RM isoelastic hip endoprosthesis]." Chirurg **56**(11): 718-22.
- 101 Trager D., Z. S., Siebert W. (2001). "Long-term Follow-up Results in Total Hip Arthroplasty with the Titanium-coated RM-cup in Combination with the CLS-stem." Orthopädische Praxis **37**(5): 274-278.
- 102 Volkmann, R., M. A. Schneider, C. Bretschneider, K. Weise (1999). "More failures of uncemented acetabular screw-rings than of cemented polyethylene cups in total hip arthroplasties." Int Orthop **23**(3): 138-9.
- 103 Ware, J. E., Jr. and C. D. Sherbourne (1992). "The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection." Med Care **30**(6): 473-83.
- 104 Weber, D., L. A. Schaper, D. L. Pomeroy, et al. (2000). "Cementless hemispheric acetabular component in total hip replacement." Int Orthop **24**(3): 130-3.
- 105 Welch, R. B. and J. Charnley (1970). "Low-friction arthroplasty of the hip in rheumatoid arthritis and ankylosing spondylitis." Clin Orthop **72**: 22-32.
- 106 Wessinghage, D. (2000). "[Historical aspects of joint prosthesis implantation. A bibliographic study]." Orthopäde **29**(12): 1067-71.
- 107 Wiklund, I., B. Romanus, S. M. Hunt (1988). "Self-assessed disability in patients with arthrosis of the hip joint. Reliability of the Swedish version of the Nottingham Health Profile." Int Disabil Stud **10**(4): 159-63.
- 108 Willert, H. G. (1977). "Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses." J Biomed Mater Res **11**(2): 157-64.
- 109 Williams, V. G., 2nd, L. A. Whiteside, S. E. White, D. S. McCarthy (1997). "Fixation of ultrahigh-molecular-weight polyethylene liners to metal-backed acetabular cups." J Arthroplasty **12**(1): 25-31.
- 110 Willmann, G. (1997). "[Ceramic cups for hip endoprosthesis. 3: On the problem of osseointegration of monolithic cups]." Biomed Tech (Berl) **42**(9): 256-63.

111 Wilson-MacDonald, J., Morscher E, Masar Z. (1990). „Cementless uncoated polyethylene acetabular components in total hip replacement. Review of five- to 10-year results." J Bone Joint Surg Br. **72(3)** : 423-30.

112 Xenos, J. S., J. J. Callaghan, R. D. Heekin, et al. (1999). "The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up." J Bone Joint Surg Am **81(1)**: 74-82.

113 Young, A. M., C. J. Sychterz, R. H. Hopper Jr, C. A. Engh (2002). "Effect of acetabular modularity on polyethylene wear and osteolysis in total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **84-A(1)**: 58-63.

114 Zichner, L. P. and H. G. Willert (1992). "Comparison of alumina-polyethylene and metal-polyethylene in clinical trials." Clin Orthop Relat Res(282): 86-94.

115 Zichner, L. and T. Lindenfeld (1997). "[In-vivo wear of the slide combinations ceramics-polyethylene as opposed to metal-polyethylene]." Orthopade **26(2)**: 129-34.

7 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
HHS	Harris Hip Score
HS	Handstock
Km	Kilometer
mm	Millimeter
n	Anzahl
OP	Operation
PE	Polyethylen
RM	Robert-Mathys
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
UAGS	Unterarmgehstützen
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index
z.B.	zum Beispiel
Z.n.	Zustand nach

8 Anhang

8.1 Harris Hip Score

Harris Hip Score (modifiziert nach Haddad)
Score

Schmerzen

keine (44) gelegentlich (40) leichte (30) mittlere (20) starke (10) völlig behindert (0)

Hinken

nicht (11) leicht (8) mässig (5) stark oder kann nicht gehen (0)

Gehhilfen (HS= Handstock, UAGS= Unterarmgehstütze) (Gehbock=2UAGS)

keine (11) 1 HS für längere Strecken (7) 1 HS, ständig (5)
 1 UAGS (3) 2 UAGS oder kann nicht gehen (0)

Gehstrecken

unbegrenzt (11) 4-5 Blocks (4-5km) (8) 2-3 Blocks (2km) (5)
 nur im Hause (2) nur Stuhl und Bett (0)

Treppensteigen

leicht möglich (4) möglich mit Geländer (2) mit Schwierigkeiten (1) unmöglich (0)

Socken anziehen / Schuhe binden

leicht möglich (4) schwierig (2) unmöglich (0)

Sitzen

alle Stühle, 1 Stunde (5) hoher Stuhl, ½ Stunde (3) unmöglich ½ Stunde zu sitzen (0)

Öffentl. Verkehrsmittel

Benützung möglich (1) Benützung unmöglich (0)

Kontrakturen (alle Antworten möglich, maximal 4 Punkte)

keine fixierte Abduktion $\geq 10^\circ$ (1) keine Beinlängendifferenz ≥ 3.2 cm (1)
 keine fixierte Innenrotation $\geq 10^\circ$ (1) keine fixierte Flexion $\geq 30^\circ$ (1)

Flexion	<input type="text"/>	(0° - 130°)
Extension	<input type="text"/>	(0° - 10°)
Abduktion	<input type="text"/>	(0° - 40°)
Adduktion	<input type="text"/>	(0° - 40°)
Ext. Rot.	<input type="text"/>	(0° - 40°)
Int. Rot.	<input type="text"/>	(0° - 40°)

Totaler Bewegungsumfang
300°-210° = 5 P (sehr gut)
209°-160° = 4 P (gut)
159°-100° = 3 P (mässig)
99° - 60° = 2 P (schlecht)
59° - 30° = 1 P
29° - 0° = 0 P

Punkte Bewegungsumfang
(Range of motion)

Total Harris Score

Harris Score
90- 100 ausgezeichnet
80-89 gut
70-79 mässig
< 70 schlecht

	keine Schwierigkeiten		extreme Schwierigkeiten
4.	Stehen		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
5.	Sich zu Boden bücken		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
6.	Gehen auf ebenem Boden		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
7.	Einsteigen ins Auto / Aussteigen aus dem Auto		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
8.	Einkaufen gehen		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
9.	Socken / Strümpfe Anziehen		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
10.	Aufstehen vom Bett		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
Name:			
Geburtsdatum:			
11.	Socken / Strümpfe ausziehen		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
12.	Liegen im Bett		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
13.	Ins Bad / aus dem Bad steigen		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
14.	Sitzen		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
15.	Sich auf die Toilette setzen / Aufstehen von der Toilette		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
16.	Anstrengende Hausarbeiten		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten
17.	Leichte Hausarbeiten		
	keine Schwierigkeiten	<input type="checkbox"/>	extreme Schwierigkeiten

9 Lebenslauf

„Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.“

10 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. W. Ertel, Klinikdirektor der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Campus Benjamin Franklin der Charité zu Berlin, unter dessen Führung diese Studie durchgeführt werden konnte.

Herrn Dr. T. John, zur Zeit Oberarzt der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Campus Benjamin Franklin der Charité zu Berlin, danke ich besonders für die persönliche, kritische und engagierte Betreuung dieser Arbeit. Er war stets ansprechbar und war vor allem für die Literaturrecherche eine sehr große Hilfe. Insbesondere durch seine umfassende Unterstützung konnte diese Studie durchgeführt werden.

Des Weiteren danke ich meinem Ehemann für sein Verständnis und seine Mithilfe bei der Korrektur und vielen wertvollen Hinweisen.

Meinen Eltern sei ein besonderer Dank ausgesprochen, die mir in jeder Beziehung unterstützend zur Seite standen.

Allen, auch ungenannten Förderern dieser Dissertation gilt ebenso mein herzlichster Dank.

11 Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Andrea Biechteler, erkläre an Eides statt, dass ich die vorgelegte
Dissertationsschrift mit dem Thema: Überlebensanalyse der Robert-Mathys Pfanne,
selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt,
ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer
Arbeiten dargestellt habe.“

Berlin, 18.12.2007

.....

Andrea Biechteler