

**Prospektive klinische Verlaufsbeobachtung
der Druckscheibenendoprothese unter besonderer
Berücksichtigung radiologischer Kriterien**

Inauguraldissertation
Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Jörg Wricke
aus Gießen

Gießen 2006

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie Gießen
Direktor: Prof. Dr. med. H. Stürz
des Universitätsklinikums Gießen – Marburg GmbH, Standort Gießen

Gutachter: PD Dr. med. G. Gruber
Gutachter: PD Dr. med. U. Horas
Gutachter: Prof. Dr. med. H. Stürz

Tag der Disputation: 27.02.2007

Inhalt

		Seite
1	Einleitung	1
2	Übersicht	7
2.1	Funktionelle Anatomie des Hüftgelenkes	7
2.2	Biomechanische Überlegungen zum Konzept der Druckscheibenendoprothese	12
2.3	Beschreibung der Druckscheibenendoprothese	18
2.4	Zielsetzung	21
3	Patienten und Methoden	22
3.1	Patienten	22
3.2	Methoden	23
3.2.1	Erhebung der Daten	23
3.2.2	Operationstechnik	24
3.2.2.1	Operationsplanung	24
3.2.2.2	Operationsdurchführung	26
3.2.3	Postoperative Behandlung	29
3.3	Radiologische Nachuntersuchung	29
3.4	Auswertung	33
4	Ergebnisse	34
4.1	Allgemeine Daten	34
4.1.1	Geschlechtsverteilung	34
4.1.2	Altersverteilung	34
4.1.3	Seitenverteilung	36
4.1.4	Indikationen zur DSP-Implantation	37
4.2	Operationsprotokoll	38
4.2.1	Implantierte Hüftpfannen	38
4.2.2	Größenverteilung der Druckscheibenendoprothesen	38
4.2.3	Größenverteilung der Schraubbolzen	39
4.2.4	Operationsdauer	40
4.2.5	Anästhesieverfahren	40
4.3	Komplikationen	41
4.3.1	Intra- und postoperative Komplikationen	41
4.3.2	Endoprothesenwechsel	42

		Seite
4.4	Verlaufsbeobachtung	43
4.4.1	Scores und subjektive Einschätzung	43
4.4.1.1	Harris-Hip-Score	43
4.4.1.2	Getrennte Auswertung nach Schmerzen und Funktion	54
4.4.1.2.1	Schmerzen	54
4.4.1.2.2	Gangbild	56
4.4.1.2.3	Gehhilfen	58
4.4.1.2.4	Gehstrecke	59
4.4.1.3	Operationsresultat aus Patientensicht	61
4.4.2	Radiologische Befunde	62
4.4.2.1	Befunde im Hinblick auf Saumbildungen, Neotrabel und Laschenabstand	62
4.4.2.2	CCD-Winkel	67
4.4.2.3	Sicherungsdraht	68
4.4.2.4	Periartikuläre Ossifikationen	69
4.4.2.5	Radiologische Befunde – Kasuistiken	70
5	Diskussion	77
6	Zusammenfassung	90
6	Summary	92
7	Literatur	94
8	Anhang	106

1 Einleitung

Außer Zweifel steht, daß der künstliche Hüftgelenkersatz eine der bemerkenswertesten medizinischen Entwicklungen des letzten Jahrhunderts darstellt. Patienten mit schweren Hüftgelenkserkrankungen können hiermit vor Immobilität beziehungsweise vor Hilfsbedürftigkeit und Invalidität bewahrt sowie auf lange Zeit von ihren Schmerzen befreit werden. Zudem kann die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks zu einer signifikanten Verbesserung der Lebensqualität führen, und zwar sowohl bezüglich der psychischen Verfassung als auch hinsichtlich der sozialen Einbindung, zum Beispiel im Hinblick auf Unterstützung, Integration und Familienbindung, Berufsausübung oder auch der Berufs- und Schulausbildung und anderem mehr (RISSANEN et al. 1995, KNAHR et al. 1998, PORSCH und SIEGEL 1998).

Die ersten Versuche, schmerzhafte arthrotische Hüftgelenke endoprothetisch zu versorgen, wurden schon vor mehr als 100 Jahren unternommen, jedoch ohne dauerhaften Erfolg. Im Jahre 1892 beschrieb GLUCK, Professor für Chirurgie in Berlin, Erfahrungen über den künstlichen Ersatz von Gelenken. Der Hauptgrund für das Fehlschlagen lag in der damals unzureichenden Asepsis. (MITTELMEIER und HEISEL 1988, WESSINGHAGE 1995).

Eine weltweite klinische Verbreitung fand der künstliche Hüftgelenkersatz mit der Einführung des Methylmethacrylatzements durch Sir John Charnley im Jahre 1962. Es gelang ihm damit, erstmals eine Prothese im Femur stabil zu verankern. Er ersetzte außerdem Kopf und Pfanne und führte damit den Totalgelenkersatz ein (CHARNLEY und CRAWFORD 1968, CHARNLEY 1970 a, b).

Ihm gebührt der Verdienst, den Grundstein in der Entwicklung des endoprothetischen Hüftgelenkersatzes gelegt zu haben.

Unbefriedigende Ergebnisse mit zementierten Hüftendoprothesen wie ausgedehnte Resorptionsräume sowie hohe aseptische Lockerungs- und Revisionsraten in den 70er und 80er Jahren des vergangenen Jahrhunderts,

die besonders bei jungen aktiven Patienten zu beklagen waren (PELLICCI et al. 1979, CHANDLER et al. 1981, ALDINGER und GEKELER 1982, DORR et al. 1983, KAVANAGH et al. 1985, JONES und HUNGERFORD 1987), führten zur Entwicklung unterschiedlichster zementfreier Konzepte, da man für die Ursache der Lockerungen den Knochenzement verantwortlich machte (THOMSEN et al. 1995, 1999, BREUSCH et al. 2000 a, b).

Die Hoffnung, mittels zementfreier Implantate die Langzeitprognose verbessern zu können, hat sich trotz unzähliger Neuentwicklungen oder vielfältiger Veränderungen in der Oberflächenstruktur und Formgebung bei den zementfreien Stiel- beziehungsweise Schaftprothesen bisher jedoch nicht erfüllt. Anhand von Grundlagenexperimenten konnte zwar gezeigt werden, daß sich eine knöcherne Integration gestrahlter und strukturierter Oberflächen zuverlässig erreichen läßt (BOBYN et al. 1980, PILLIAR 1983, PILLIAR et al. 1986), allerdings kann es auch hier zu Saumbildungen und Osteolysen beziehungsweise infolge des sogenannten „stress-shielding“ zu proximalen Knochensubstanzverlusten und unter Umständen im weiteren zu Endoprothesenlockerungen sowie zu Belastungsschmerzen im Oberschenkel und in der Leiste oder zur muskulären Instabilität mit Hinken kommen (MAAZ et al. 1985, MENGE 1985, 1995, PHILLIPS et al. 1990, BARRACK et al. 1992, CAMPBELL et al. 1992, FUMERO et al. 1992, BETTIN et al. 1993, HÖSLI 1993, KNIPPER et al. 1993, HONL et al. 1995, DUNAI et al. 1996, DUNAI und MENGE 1996, JASTY et al. 1997, WIRTZ et al. 1998, BREUSCH et al. 2000 a, MALCHAU et al. 1993, 2000, ELKE 2001). Wie überdies BREUSCH et al. (2000 a) konstatieren, sind noch verwertbare kontrollierte Studien und valide Langzeitergebnisse für die zementfrei verankerten Prothesenstiele der meisten neueren Systeme zu fordern, um endgültige Aussagen hinsichtlich ihrer Funktionsfähigkeit- beziehungsweise –dauer machen zu können.

So wird heute wieder der zementierte Hüftgelenkersatz unter Implementierung von modernen Zementiertechniken wie Jetlavage, Markraumstopper, Vakuumtechnik, retrograde Zementapplikation und Druckzementierung als Standard angesehen, an dem sich alle neueren Endoprothesensysteme zu

messen haben (FINERMAN et al. 1998, BREUSCH et al. 2000 a, b, MALCHAU et al. 1993, 2000, HAVELIN et al. 2000).

Auch wenn durch den Einsatz kostspieliger „High-Tech“-Systeme (wie die rechnergestützten und roboterassistierten oder navigationsgestützten Implantationen) eine Verbesserung in der Primärstabilität zementfrei fixierter Implantate erzielt werden kann, so fehlt bislang der Nachweis, daß hiermit auch eine Verbesserung der Sekundärstabilität sowie der Langzeitergebnisse erzielt wird (BREUSCH et al. 2000 a, JEROSCH 2001).

Wie eine Vielzahl mechanischer Untersuchungen zeigte, scheint es sehr wahrscheinlich zu sein, daß die Spongiosa nicht immer in der Lage ist, den unphysiologischen Beanspruchungen beziehungsweise der veränderten Lasteneinleitung intramedullär verankerter Schäfte standzuhalten, und darauf seien vor allem auch Lockerungsprobleme zurückzuführen (RITTER und GRÜNERT 1973, DUCHEYNE et al. 1977, JACOB und HUGGLER 1978, 1980, BURKE et al. 1991, HUGGLER et al. 1993, MENGE 1995, DUNAI et al. 1996, HUGGLER 1997, JACOB 1997).

Ein generelles Problem stellt sich im Falle einer notwendigen Revision, und zwar sowohl bei den zementiert als auch bei den zementfrei verankerten Schaftkomponenten infolge des mechanisch unphysiologisch bedingten proximalen Knochensubstanzverlustes und der mangelnden Qualität der Markhöhle (JACOB und HUGGLER 1978, 1980, BROWN und RING 1985, HUGGLER und SEEMANN 1987, DOHMAE et al. 1988, PHILIPPS et al. 1990, BURKE et al. 1991, HUGGLER et al. 1993, HONL et al. 1995, MENGE 1995, DUNAI et al. 1996, TREPTE 1996, BREUSCH et al. 2000 a, MALCHAU et al. 2000). Erwähnt seien außerdem die deutlich schlechteren Langzeitergebnisse nach einer Wechseloperation im Vergleich zur Erstversorgung mit einer konventionellen Schaftprothese (MENGE 1995, MALCHAU und HERBERTS 1998, MALCHAU et al. 2000). Akzentuiert vorhanden ist diese Problematik gerade bei jungen und aktiven Patienten aufgrund ihrer erhöhten Lockerungsraten und den damit einhergehenden notwendigen Revisionen (PELLICCI et al. 1979, CHANDLER et al. 1981, DORR et al. 1983, KAVANAGH

et al. 1985, JONES und HUNGERFORD 1987, MALCHAU et al. 1993, 2000, IVORY et al. 1994, SUGANO et al. 1994, SULLIVAN et al. 1994, HONL et al. 1995, MENGE 1995, DUNAI et al. 1996, DUNAI und MENGE 1996, TORCHIA et al. 1996, TREPTE 1996, PORSCH und SIEGEL 1998 u.a.). So erfordert die steigende Anzahl an Endoprothesenwechseln bei den zunehmenden Substanzdefekten den Einsatz immer längerer Implantatstiele und unter Umständen bei Vielfachwechsel mit denen gerade bei jungen aktiven Patienten gerechnet werden muß einen Femurteilersatz oder schließlich sogar einen totalen Femurersatz. In Anbetracht dieser Problematik wird ein künstlicher Hüftgelenkersatz bei jungen Patienten nach wie vor als kritisch angesehen (MALCHAU et al. 1993, PORSCH und SIEGEL 1998).

Ein künstliches Hüftgelenk sollte jedoch auch jungen Patienten nicht vorenthalten werden, wenn Schmerz und Funktionseinschränkung sowie damit verbunden eine eingeschränkte berufliche Entwicklung und soziale Einbindung und anderes zu einer deutlichen Minderung der Lebensqualität führt.

Wenn auch beim herkömmlichen Hüftgelenkersatz durch Veränderungen des Designs mit Förderung der knöchernen Integration oder besonders aufgrund der verbesserten Zementiertechniken längere Standzeiten erreicht wurden, so ist für den jungen aktiven Patienten mit noch langer Lebenserwartung eine möglichst knochensparende Hüftendoprothese zu fordern, die eine langfristige Lösung mit günstigeren Verhältnissen für eine eventuell spätere Revision bietet.

Einen der Lösungsansätze stellt die Druckscheibenendoprothese (DSP) dar – ein im Unterschied zu den herkömmlichen zementfreien Endoprothesen gänzlich anderes Verankerungskonzept – die bereits 1976 von Huggler und Jacob entwickelt wurde (JACOB et al. 1976, HUGGLER et al. 1978, 1993, HUGGLER und JACOB 1978, 1980, 1984, 1995, JACOB und HUGGLER 1980, BEREITER et al. 1986, HUGGLER und SEEMANN 1987, HUGGLER 1997, JACOB 1997). Die Druckscheibenendoprothese wurde im Bemühen konzipiert, den physiologischen Kraftfluß im proximalen Femur in Richtung und Größe – gemäß

den Erkenntnissen experimenteller Untersuchungen und klinischer Beobachtungen – weitgehend zu erhalten.

Dabei handelt es sich bei der DSP um einen rein metaphysär zementfrei verankerten totalendoprothetischen Ersatz des coxalen Femurs. Ein großer Vorteil dieser Endoprothese besteht darin, daß neben der weitgehend natürlichen Kraffteinleitung der Markraum uneröffnet bleibt. Im Falle eines notwendigen Endoprothesenwechsels sind somit noch alle Wege einer Sanierung offen, ohne auf spezielle langschäftige Revisionsendoprothesen zurückgreifen zu müssen.

Die Freigabe zur weiteren Anwendung der DSP außerhalb der Schweiz erfolgte erst nach einer langjährigen Prüfung zunächst an kleinen Kollektiven ab dem Jahre 1978 im Kantonsspital Chur sowie ab 1980 in der Orthopädischen Universitätsklinik Balgrist in Zürich (HUGGLER et al. 1993, HUGGLER und JACOB 1995, HUGGLER 1997, JACOB 1997), in Deutschland erstmals 1991 in der Orthopädischen Abteilung des St. Marien Krankenhauses Ludwigshafen (MENGE 1995), anschließend (im November 1993) an den Orthopädischen Universitätskliniken Giessen und Düsseldorf.

Die bisher vorliegenden mittel- bis langfristigen Ergebnisse mit der DSP bestärken die Erwartung, daß diese eine Alternative zur herkömmlichen Hüftendoprothese darstellen kann, besonders auch für biologisch junge Patienten mit noch langer Lebenserwartung (GRUBER und STÜRZ 1995, GRUBER und STÜRZ 1997, HUGGLER et al. 1993, HUGGLER und JACOB 1995, MENGE 1995, DUNAI et al. 1996, DUNAI und MENGE 1996, 1998, BEREITER et al. 1997, HUGGLER 1997, JACOB 1997, ABAD RICO 1997, SCHENKEL et al. 1997, FINK et al. 2000, JEROSCH et al. 2000).

Die klinischen und radiologischen Beobachtungen konnten auch durch histologische Untersuchungen bestätigt werden (HUGGLER und JACOB 1995, BRENNER et al. 1997, SCHENK et al. 1997). So zeigten sich sowohl neugebildeter Knochen als auch ein guter Knochenaufbau im Bereich der medialen

Schenkelhalskortikalis beziehungsweise eine tragfähige Schenkelhalskortikalis nach einer Implantationsdauer von acht Jahren.

Erste Aussagen bezüglich Lockerungen, Revisionen oder Wechseloperationen sind nach bereits vorliegender Langzeit- wie auch mittelfristiger Operationsergebnisse implantierter DSP in der Orthopädischen Universitätsklinik Giessen möglich (ISHAQUE et al.2004).

2 Übersicht

2.1 Funktionelle Anatomie des Hüftgelenkes

Das Hüftgelenk (Articulatio coxae) wird aus dem Femurkopf (Caput femoris) und der durch das Labrum acetabulare vergrößerten Hüftpfanne (Acetabulum) gebildet (siehe Abbildungen 1, 2 und 3). Dabei umfaßt die hyalinknorpelig überzogene Gelenkfläche der Hüftpfanne (Facies lunata) den Hüftkopf von ventral, kranial und dorsal wie ein Hufeisen. Die Facies lunata liegt annähernd in der Sagittalebene, beim Erwachsenen normalerweise einen etwa 15° offenen Winkel mit der Sagittalebene (den sogenannten Anteversionswinkel) einschließt (TÖNNIS und HEINECKE 1997, TSCHAUNER und HOFMANN 1997).

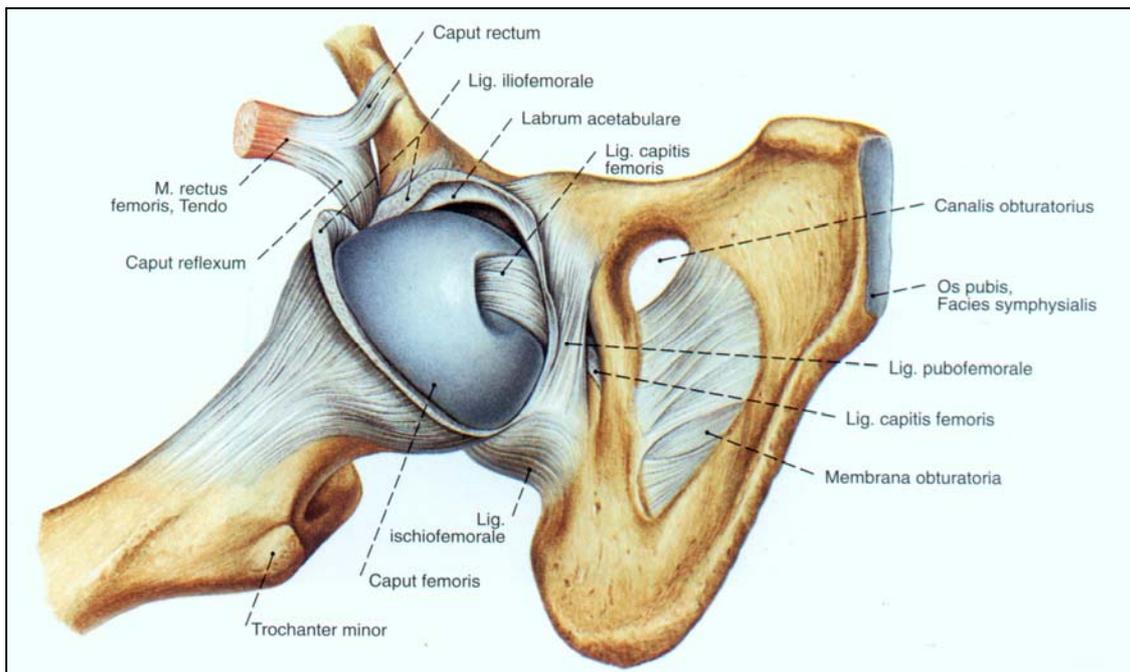


Abb. 1: Rechtes Hüftgelenk
Ansicht nach Eröffnung der Gelenkkapsel und teilweiser Exartikulation des Femurkopfes;
von lateral distal (entnommen aus SOBOTTA, Atlas für Anatomie 1993)

Die Längsachse des Femurschaftes mit dem Hüftkopfbereich bildet bei einem gesunden Erwachsenen einen CCD-Winkel von durchschnittlich 126° (CCD = Caput-Collum-Diaphysenwinkel Abbildung 4).

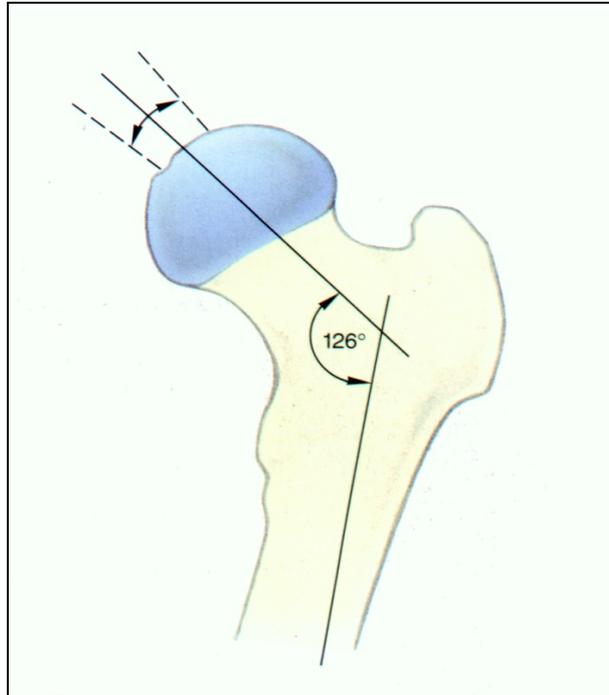


Abb. 4: CCD-Winkel beim Erwachsenen
(entnommen aus SOBOTTA 1993)

Eine Änderung dieses Winkels erfolgt mit dem Wachstum, durch Änderungen der Belastung beziehungsweise der Funktion und Statik. So beträgt der CCD-Winkel beim Neugeborenen etwa 150° und sinkt im Laufe der physiologischen Entwicklung beim Dreijährigen auf 145° bis zu dem oben genannten Mittelwert bei Wachstumsabschluß. Im fortgeschrittenen Alter kommt es dann mit nachlassender Muskelkraft und knöcherner Stabilität zu einer Verringerung des CCD-Winkels, welcher mit 120° noch als physiologisch anzusehen ist.

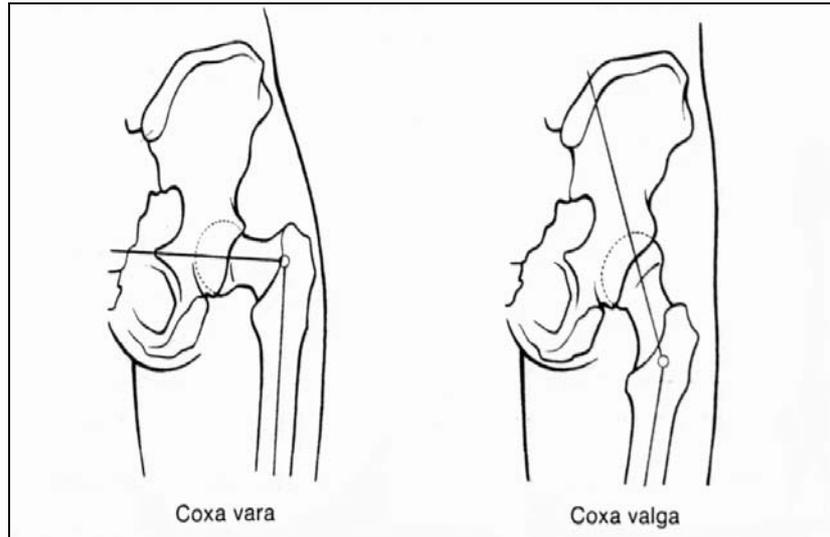


Abb. 5: Pathologische Veränderungen des CCD-Winkels (entnommen aus KAHLE et al. 1978)

Pathologische Veränderungen des CCD-Winkels sind in der Regel mit anormalen Artikulationsverhältnissen, Veränderungen der Belastung im Gelenkbereich sowie u.a. auch mit Stellungsanomalien der Beine verbunden (PAUWELS 1973, KAHLE et al. 1978, ZAPFE et al. 1989, TSCHAUNER und HOFFMAN 1997).

Auf den Untersuchungen von PAUWELS (1965, 1973) basiert im wesentlichen das biomechanische Konzept, demzufolge bei einem vergrößerten CCD-Winkel der Schenkelhals vor allem durch Druckkräfte beansprucht wird, was zu einer vermehrten Ausbildung der medial gelegenen Drucktrabekel der Spongiosa führt.

Ein zu kleiner CCD-Winkel führt hingegen zu einer erhöhten Biegebeanspruchung, so daß das lateral gelegene Zugbündel verstärkt ausgebildet ist. Ausdruck der hohen Biegebeanspruchung ist eine besonders stark entwickelte Kortikalis an der Innenseite des Schenkelhalses.

Unter normalen physiologischen Kräfteverhältnissen fangen vor allem die medial gelegenen Drucktrabekel die resultierende Hüftgelenkskraft auf. Die auftretenden Zugspannungen werden dann über die senkrecht zu den Druckbälkchen verlaufenden Zugtrabekel abgeleitet. Da die resultierende Hüftgelenkskraft im Bereich des Schenkelhalses nicht mit der mechanischen Achse

des Femurs übereinstimmt, sondern vor allem über einen Hebelarm wirkt, kommt es zu einem Biegemoment, welches Druckspannungen an der medialen Kortikalis und Zugspannungen im Bereich der Fossa trochanterica bewirkt (PAUWELS 1973) .

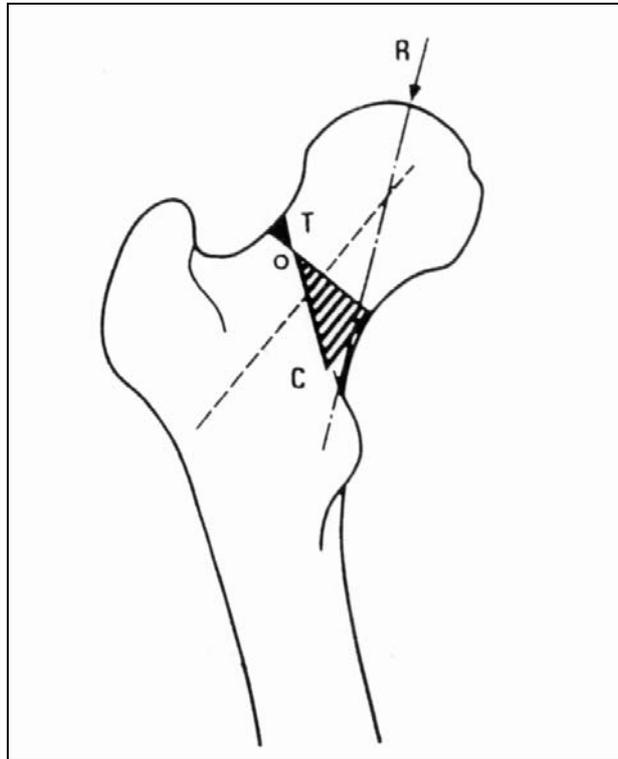


Abb. 6: Spannungsverteilung im Schenkelhals (entnommen aus HUGGLER et al. 1993)
R = resultierende Hüftgelenkskraft, T = Zugspannung, C = Druckspannung

SCHOLTEN (1976) konnte anhand von „Finite“-Element-Untersuchungen und anatomischen Analysen zeigen, daß die Übertragung der eingeleiteten Hüftgelenkskräfte im wesentlichen durch die dichte Spongiosa des Femurkopfes erfolgt, während im Schenkelhals vor allem die mediale Diaphysenkortikalis als die wichtigste kraftübertragende Struktur anzusehen ist.

In ähnlicher Weise wie der CCD-Winkel ändert sich während des Wachstums bis zur Knochenreife auch der sogenannte Antetorsionswinkel, der Winkel zwischen der Achse des Schenkelhalses und der Achse quer durch die

Femurkondylen, der beim Kleinkind um 30° und beim Erwachsenen 10 bis 14° beträgt (KAHLE et al. 1978, ZAPFE et al. 1989, SOBOTTA 1993, TÖNNIS und HEINECKE 1997). Dieser Winkel steht im Zusammenhang mit der Beckenneigung und ermöglicht die Übertragung von Beugebewegungen im Hüftgelenk in Drehbewegungen am Caput femoris. Abnorme Werte des Torsionswinkels führen zu einer atypischen Einstellung der Beine und zu einer Einschränkung des Bewegungsumfanges nach einer Seite. So sind die Beine bei einem verkleinerten Torsionswinkel nach außen und bei einem vergrößerten Torsionswinkel einwärts gedreht (KAHLE et al. 1978). Bekannt ist die häufig erhöhte am innenrotierten Gangbild erkennbare Antetorsion im Kindesalter, welche sich bis zum Wachstumsabschluß meistens normalisiert. Kontrovers sind die Diskussionen der Frage, ob eine erhöhte Antetorsion später zur Arthrose führt (TÖNNIS und HEINECKE 1997).

Wie TSCHAUNER und HOFMANN (1998) bemerken, wird die resultierende Hüftgelenkskraft R bei jedem Schritt „annähernd vertikal-kranialwärts zentral in das nach kaudal offene C der Facies lunata eingeleitet, deren Vorderhorn und Hinterhorn kaudal durch das Lig. transversum acetabuli im Sinne einer ‚Zuggurtung‘ verbunden ist“. Hierdurch wird die Facies lunata bei jedem Schritt „elastisch aufgeweitet, wobei durch die kongruente Inkongruenz zumeist die Flanken (das heißt Vorder- und Hinterhorn) und erst bei höherer Belastung auch die kraniale Tragfläche der Facies lunata beansprucht wird. Durch diese kongruente Inkongruenz und elastische Zuggurtung der Facies lunata sowie durch die elastische Dreipunktlagerung der Hüftpfanne im Beckenring werden Spannungsspitzen vermieden ...“ Aufgrund der konzentrischen („orthograden“) Einleitung der gelenkresultierenden Vertikalkomponente in die horizontal übergreifende Tragfläche der Facies lunata einer normal ausgebildeten Hüftpfanne (Abbildung 7) kommt es so zu einer Druckbelastung, die der Knorpel in der Regel auszugleichen vermag. Dagegen treten keine Scherkräfte auf, die zu strukturellen Veränderungen bis zur Degeneration des Knorpels führen (TSCHAUNER 1995, TSCHAUNER und HOFMANN 1997, 1998).

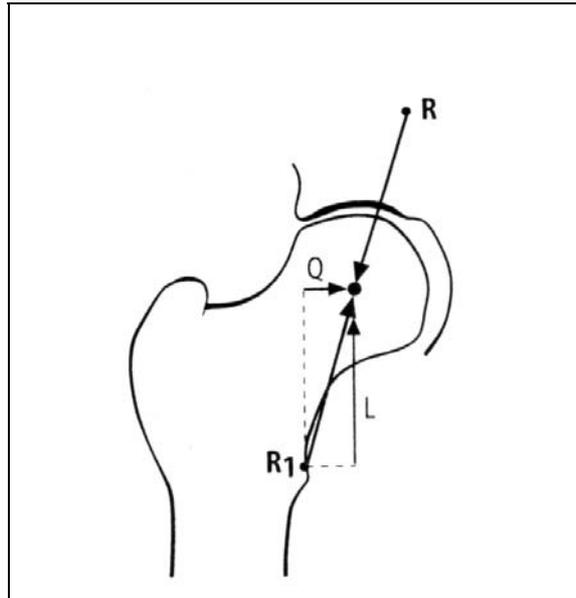


Abb. 7: Normale vektorgraphische Verhältnisse bei horizontaler Tragfläche der Facies lunata (entnommen aus TSCHAUNER und HOFMANN 1998)

2.2 Biomechanische Überlegungen zum Konzept der Druckscheibenendoprothese

Die Druckscheibenendoprothese (DSP) wurde mit dem Ziel konzipiert, eine möglichst den physiologischen Verhältnissen entsprechende Kraftübertragung in das proximale Femur zu gewährleisten. In diesem Zusammenhang fand besonders die klassische Arbeit von WOLFF „Das Gesetz der Transformation der Knochen“ Beachtung. Wie WOLFF (1892) zusammenfassend feststellte, kann der lebende Knochen unter Belastung nur innerhalb gewisser Grenzen mit optimaler Ausrichtung und Dichte seiner Struktur reagieren, beziehungsweise sich optimal den Belastungsveränderungen anpassen. Außerhalb dieses Grenzbereiches kommt es entweder zur Atrophie oder zum Knochenzusammenbruch. Eine Endoprothese sollte daher nur Kräfte induzieren, die innerhalb dieses Grenzbereiches liegen.

Die Grundlage für das mechanische Konzept der DSP bildeten die Erkenntnisse aus experimentellen Untersuchungen und klinischen Beobachtungen nach Implantation zementierter und zementlos fixierter Hüftendoprothesen (HUGGLER et al. 1978, 1993, JACOB und HUGGLER 1978, 1980, BEREITER et al. 1986, HUGGLER und SEEMANN 1987, HUGGLER und JACOB 1995, HUGGLER 1997, JACOB 1997).

Eines der Hauptprobleme bei der Implantation konventioneller zementfrei oder zementiert verankerter Schaftprothesen besteht in einer mechanisch unphysiologischen Beanspruchung des Knochens, was eine Vielzahl biomechanischer Untersuchungen belegt (RITTER und GRÜNERT 1973, DUCHEYNE et al. 1977, BROWN und RING 1985, HUGGLER et al. 1978, 1993, JACOB und HUGGLER 1978, 1980, HUGGLER und SEEMANN 1987, SCHREIBER et al. 1987, BURKE et al. 1991, HONL et al. 1995, DUNAI et al. 1996). Der Schaft einer herkömmlichen Hüftendoprothese wirkt wie eine innere Schienung des elastischen Femurs, so daß infolge eines „stress shielding“-Effektes das proximale Femurende nicht in der Art belastet wird, wie es dem Wolff'schen Gesetz entsprechend zu fordern wäre, um eine mechanisch gesunde Knochenstruktur aufrecht zu erhalten.

JACOB und HUGGLER (1978, 1980) konnten anhand von Spannungsanalysen am intakten und am schaftprothetisch versorgten Femur nachweisen, daß im letzteren Fall das proximale Femurende durch den steifen Prothesenschaft mit bis zu 60 % entlastet wird. Die unphysiologisch geringe Beanspruchung der Calcarregion kann somit im Verlauf der Zeit zunehmend zur Knochenatrophie mit zum Teil erheblichen Substanzdefekten am proximalen Femur führen.

Auch das Anbringen eines Kragens zur Aufrechterhaltung der physiologischen Belastung im proximalen Anteil des Femurs führte, wohl aufgrund der axialen Steifigkeit zwischen Prothesenschaft und Knochen, nicht zum gewünschten Ergebnis (JACOB und HUGGLER 1980, SCHREIBER et al. 1987). Nach den klinisch-radiologischen Beobachtungen von MARKOLF et al. (1984) verlor der Kragen bereits nach wenigen Jahren durch die postoperative Knochenresorption (> 2 mm) am Calcar femoris seine gewünschte Funktion.

Die hohe Steifigkeit einer konventionellen Schaftendoprothese führt außerdem dazu, daß die normale Deformierbarkeit des proximalen Femures unter Belastung verhindert wird, was zu einer Osteopenie des die Schaftprothese umgebenden Wirtsknochens beiträgt (JACOB und HUGGLER 1978, 1980, HUGGLER und SEEMANN 1987).

Zusätzlich resultieren unphysiologische Kräfte, die zu einer mechanisch ungünstigen Situation zwischen dem Prothesenschaft und der lateralen Femurkortikalis sowie der dazwischenliegenden Spongiosa führen. So entstehen im Unterschied zu den physiologischen biomechanischen Verhältnissen am intakten Femur nach Implantation eines intramedullär verankerten Schaftes Zugspannungen in der Zirkumferenz der Femurkortikalis. Die unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Knochen und Implantat führen dazu, daß unter Belastung Scherkräfte im Grenzgebiet zwischen Knochen und Implantat entstehen (HUGGLER und SEEMANN 1987, HUGGLER et al. 1993). Eine Scherbelastung der Knochentrabekel bewirkt dabei deren Abbau (PERREN et al. 1975).

Zudem kommt es – bedingt durch das Biegefestigkeitsverhältnis zwischen Prothesen- und Femurschaft – zu starken Querkräften am Übergang der Prothese zur Kortikalis des medialen Schenkelhalses sowie distal lateral am Ende des Prothesenschaftes. Aufgrund dieser transversalen Kräfte entstehen örtlich hohe Flächenpressungen medial im Bereich des Adam-Bogens und am distal lateralen Ende des Prothesenschaftes, was zu einer Resorption der Knochen führt und unter anderem schließlich eine Lockerung zur Folge haben kann (HUGGLER et al. 1978, JACOB und HUGGLER 1978, 1980, HUGGLER und SEEMANN 1987, SCHREIBER et al. 1987).

Wie HUGGLER und SEEMANN (1987) zusammenfassend feststellten, ergeben die zementlos fixierten Schaftprothesen im Hinblick auf die mechanischen Verhältnisse keine Verbesserungen im Vergleich zu den zementierten Prothesen, da hier keine Änderung bei der Krafteinleitung erfolgt.

Zudem bestätigen verschiedene Autoren, daß der distale Lastübergang und die Entlastung des proximalen Femurs der konventionell diaphysär zementfrei oder zementiert verankerten Femurschaftprothesen zur Spongiosierung und Atrophie

des proximalen Femurs führt und damit eine Instabilität und gegebenenfalls eine aseptische Lockerung des Implantates herbeiführt (BROWN und RING 1985, BURKE et al. 1991, DUNAI und MENGE 1996, DUNAI et al. 1996).

In der Literatur wird diskutiert, daß unter anderem möglicherweise das aktivere „Bone remodeling“ (das heißt die funktionellen knöchernen Anpassungsreaktionen) und das lebhaftere „Bone modeling“ (das heißt die knöcherne Formänderung) unter veränderten Belastungsbedingungen bei jüngeren eher als bei älteren Menschen (KUMMER 1985) für die bekanntermaßen schlechteren Langzeitergebnisse nach Implantation einer Schaftprothese verantwortlich sind. So könnte die schnellere Anpassung mit einer entsprechend schnelleren Strukturveränderung des jungen Knochens an die veränderten Belastungsverhältnisse erklären, daß es bei jungen Patienten schon frühzeitig zu Osteolysen und zur Ausbildung einer sekundären Markhöhle kommt (CALLAGHAN 1993, DUNAI und MENGE 1996, 1998, DUNAI et al. 1996).

Diskutiert wird außerdem als eine der Hauptursachen für die Prothesenlockerung die Entstehung von Osteolysen durch Verschleißpartikel, die sowohl bei zementierten als auch bei zementfreien Prothesen auftreten (WILLERT und SEMLITSCH 1980, HARRIS 1991, HONL et al. 1995, JASTY et al. 1997, ELKE 2001).

Periprothetische Osteolysen wurden erstmals bei zementierten Prothesen beobachtet, sie wurden daher in den 70er Jahren des vorigen Jahrhunderts noch als „cement disease“ bezeichnet. Nachdem jedoch auch nach zementfreier Endoprothetik derartige Veränderungen (unter anderem beim System Judet 1978 und Lord 1988) zu beobachten waren, erkannte man, daß hierfür der Abrieb von Polyäthylen, das erstmals von Charnley im Jahre 1962 als Pfannenmaterial eingesetzt und bis heute am häufigsten zur Gleitpaarung verwendet wird, verantwortlich ist (GOLDRING et al. 1983, ELKE 2001).

Gerade bei jungen aktiven Patienten, die einer hüftendoprothetischen Versorgung bedürfen, muß damit gerechnet werden, daß die Endoprothesen großen mechanischen Belastungen ausgesetzt sind. So besteht auch weitestgehend Übereinstimmung darin, daß dies bei jungen Patienten die Hauptursache für die

erhöhte Lockerungs- und Revisionsrate künstlicher Hüftgelenke darstellt (HUGGLER und SEEMANN 1987, HONL et al. 1995, DUNAI et al. 1996, DUNAI und MENGE 1996, 1998, TORCHIA et al. 1996, TREPTE 1996, PORSCH und SIEGEL 1998, MALONEY et al. 1999, ELKE 2001).

Das grundlegende Problem einer Endoprothesenlockerung bei der herkömmlichen endoprothetischen Versorgung stellt bekanntermaßen die Knochenresorption beziehungsweise der gelenknahe Knochenverlust dar. Eine gelockerte Endoprothese führt, wie es HUGGLER et al. (1993) darlegen, ihrerseits zu einer besonders ungünstigen Situation. Die hohen spezifischen Belastungen und Relativbewegungen zwischen Knochen und Implantat bewirken eine vermehrte Knochenresorption und damit die zunehmende Desintegration der Verankerung.

Die steigende Zahl an Revisionen mit herkömmlichen Hüftendoprothesen erfordert immer längere Prothesenschäfte und bei Vielfachwechsel mit einem zunehmend erheblicheren Substanzverlust sowie sich verschlechternder Qualität der Markhöhle zwangsläufig einen Femurteil- oder ggf. sogar einen vollständigen Femurersatz (HONL et al. 1995, MENGE 1995, TREPTE 1996, MALCHAU et al. 2000). Zudem seien die deutlich schlechteren Langzeitergebnisse nach Wechseloperationen gegenüber der Erstversorgung erwähnt, wie sie besonders bei zementierten Verankerungen mit defizientem Knochenlager aufgezeigt wurden (MALCHAU et al. 2000). Als besonders problembeladen werten HONL et al. (1995) überdies den Wechsel einer zementfrei fixierten herkömmlichen Endoprothese, da oftmals das Femur gedeckelt werden muß, um die lockere Endoprothese zu entfernen, wobei zusätzliche Substanzdefekte resultieren.

Insgesamt ist die Forderung nach einer Endoprothese, die eine möglichst den physiologischen Verhältnissen entsprechende Beanspruchung des Knochens gewährleistet und eine längerfristige Lösung mit der Möglichkeit einer suffizienten Revision bietet, mehr als berechtigt, und zwar besonders bei jungen und aktiven Patienten.

Eine Alternative stellt dahingehend die im Jahre 1976 von Huggler und Jacob entwickelte Druckscheibenhüftendoprothese (DSP) dar.

Es handelt sich bei der DSP um einen zementfreien hüftendoprothetischen Ersatz ohne intramedulläre Verankerung. Ein distaler Lastübergang, wie bei den konventionellen schaftverankerten Endoprothesen, wird dadurch verhindert.

Die direkte Einleitung der resultierenden Hüftgelenkskraft auf die Kortikalis des medialen Schenkelhalsstumpfes erfolgt über eine auf der Resektionsebene des Femurhalses platzierte Druckscheibe. Durch diese Kraftereinleitung und –übertragung in das proximale Femur wird der physiologische Spannungsverlauf und eine nahezu physiologische Beanspruchung des gesamten proximalen Femurs aufrechterhalten. Da eine intramedulläre Verankerung fehlt, bleibt außerdem die Elastizität des Femurs erhalten. Eine Entlastung wie bei den konventionell schaftverankerten Endoprothesen findet nicht statt, Um die Längsachse wirkende Rotationskräfte können bei der DSP ebenfalls nicht auftreten.

So sind Atrophie und Spongiosierung des Femurs bei diesem Endoprothesentyp nicht zu erwarten, sondern eher ein adaptives „Remodelling“ der tragenden Knochenstrukturen (HUGGLER et al. 1978, 1993, HUGGLER und JACOB 1980, 1984, 1995, BEREITER et al. 1986, HUGGLER und SEEMANN 1987, HONL et al. 1995, MENGE 1995, DUNAI und MENGE 1996, 1998, DUNAI et al. 1996, HUGGLER 1997, JACOB 1997, FINK et al. 2000, JEROSCH et al. 2000).

Ein Vorteil der DSP besteht fernerhin darin, daß ihre Implantation sehr knochensparend durchgeführt wird, und der Markraum uneröffnet bleibt. Bei einem eventuell notwendig werdenden Endoprothesenwechsel bleiben somit alle Einsatzmöglichkeiten der Standardmodelle bestehen.

2.3 Beschreibung der Druckscheibenendoprothese

Die DSP besteht aus einem Endprothesenkopf, einem Scheibenteil mit einem Konus zur Aufnahme des Endprothesenkopfes, einem Schraubbolzen und einer Lasche für die laterale Kortikalis des Femurs, die mit zwei Kortikalisschrauben verankert wird (Abbildungen 8 a und 8 b).

Das wichtigste Element dieser Prothese ist die im Scheibenteil integrierte Druckscheibe, welche plan auf dem resezierten Schenkelhals des Femurs aufliegt und die Hüftgelenkskraft direkt in die darunterliegende Kortikalis einleitet.

Unter der Druckscheibe befindet sich ein konischer Hohlkörper, über den die Biegefestigkeit erhöht und gleichzeitig die äußere Oberfläche für die anwachsende Spongiosa vergrößert wird. Die Rotationsstabilität wird durch die rechteckige Formgebung unterhalb der Druckscheibe mit zusätzlich sogenannten „Füßchen“ erreicht.

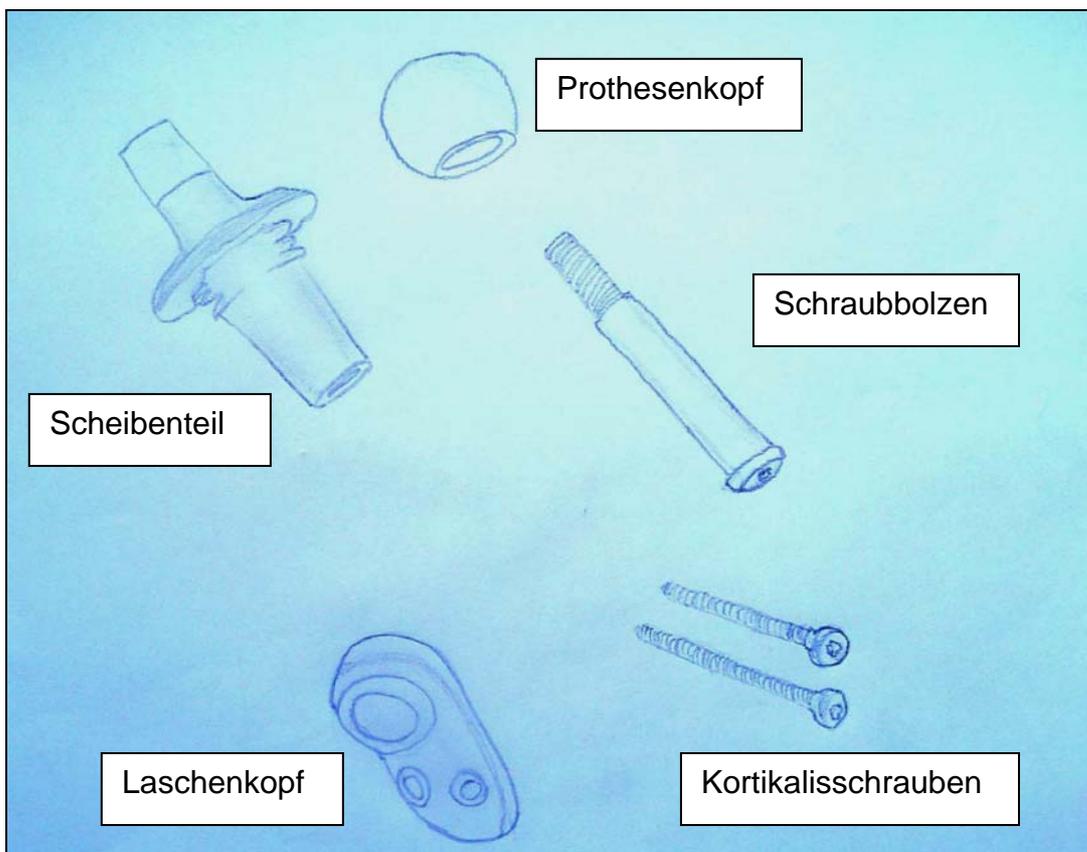


Abb. 8 a: Skizze der Druckscheibenendoprothesenteile

Die nötige Vorspannung des Scheibenteils und damit die Primär- und Kippstabilität der gesamten Endoprothese wird durch die Fixation des Scheibenteils und der Lasche mit dem Schraubbolzen gewährleistet. Der Schraubbolzen ist in der Lasche in Schenkelhalsrichtung verschiebbar. Dadurch entsteht ein dynamisches Verankerungsprinzip.

Die axiale Zugkraft des Schraubbolzens wird über die Lasche, die zusätzlich mit zwei Schrauben fixiert ist, auf die laterale Kortikalis verteilt.

Der Laschenkopf verhindert zudem ein kraniales Abwandern des Bolzens.

Die DSP der letzten Generation (Mark III) wird aus unterschiedlichem Material und in verschiedenen Größen wie folgt hergestellt:

Das Scheibenteil besteht aus der Titan-Schmiedelegierung PROTASUL[®]-100 und ist in den Größen von 40S / 40 / 44 verfügbar. Die Größenangaben beziehen sich auf den Durchmesser des Scheibenanteils am Schenkelhalsstumpf.

Den Schraubbolzen gibt es in den Längen von 70 / 78 / 86 mm. Er wird aus der hochfesten Co/Cr/Mo-Schmiedelegierung PROTASUL[®]-21-WF hergestellt. Für Patienten mit entsprechender Allergie ist der Schraubbolzen auch in der Ti/Al/V-Legierung erhältlich.

Der Laschenkopf wird aus der Titan-Schmiedelegierung PROTASUL[®]-100 gefertigt und ist mit einer PROTASUL[®]-21-WF Buchse versehen.

Die Kortikalisschrauben werden aus der Co/Ni/Cr/Mo-Schmiedelegierung PROTASUL[®]-10 gefertigt. Diese sind in den Längen von 36 bis 54 mm in Abständen von 2 mm erhältlich.

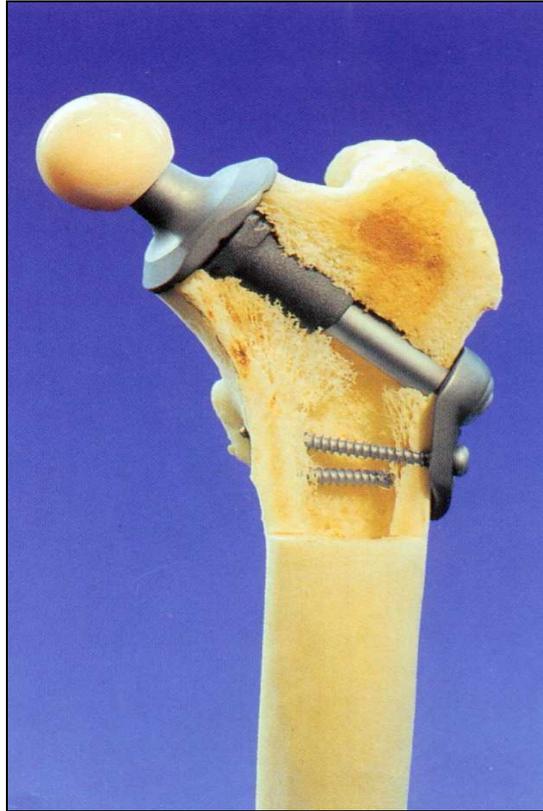


Abb. 8 b: Druckscheibenendoprothese (DSP).
Extramedulläre Verankerung im Femurlängsschnitt
(entnommen der Produktinformation Fa. Sulzer 1997)

2.4 Zielsetzung

Das Ziel der vorliegenden Studie bestand darin, mittelfristige Ergebnisse von in der Orthopädischen Klinik der Justus-Liebig-Universität Gießen von November 1993 bis Mai 1997 implantierten DSP prospektiv darzustellen. Dabei standen folgende Fragen im Zentrum des Interesses:

- inwieweit sich Veränderungen oder Verbesserungen im Hinblick auf Schmerzen, Mobilität und funktionelle Aktivität ergeben
- welche Komplikationen auftreten, oder
- welche radiologischen Veränderungen im Verlauf der Zeit nach der Implantation der DSP festgestellt wurden.

Um insbesondere den Auflagebereich der DSP beziehungsweise mögliche Veränderungen, zum Beispiel Knochenumbaureaktionen, auch im Hinblick auf eine mögliche Lockerung des Implantates im Röntgenbild suffizient beurteilen zu können, wurde eine spezielle standardisierte Röntgentechnik zur Nachuntersuchung herangezogen. So ist bei der radiologischen Nachuntersuchung zu berücksichtigen, daß gewisse Reaktionen bei den verschiedenen Hüftendoprothesen sich nicht zwangsläufig in entsprechender Weise im Röntgenbild darstellen (GRUBER et al. 1997).

3 Patienten und Methoden

Bei der vorliegenden Untersuchung handelt es sich um eine prospektive Studie. Dabei erfolgte eine Auswertung klinisch und röntgenologisch erhobener Befunde, die im Zeitraum vom 01.11.1993 bis zum 31.10.1999 von Patienten der Orthopädischen Klinik der Justus-Liebig-Universität Gießen vor und nach der Implantation einer Druckscheibenendoprothese (DSP) erfaßt wurden.

Die Ergebnisse der klinischen und radiologischen Nachuntersuchung basieren auf einer Standzeit von durchschnittlich 37,1 Monaten. In der vorliegenden Untersuchung kamen 98 von 154 DSP zur Auswertung, welche bis Mai 1997 implantiert wurden, sodaß der kürzeste Untersuchungszeitraum der zuletzt implantierten Endoprothese knapp 18 Monate, der längste Beobachtungszeitraum 6 Jahre betrug.

Zunächst waren alle 154 DSP-Implantationen für die Studie vorgesehen, als Ausschlusskriterien ergaben sich jedoch unvollständige Datenerfassungen, z.B. für die Patienten, welche im Untersuchungszeitraum bis zur letzten Nachuntersuchung im Oktober 1999 zwischenzeitlich nicht mindestens einmal zur Verlaufsbeobachtung, oder trotz schriftlicher oder telefonischer Aufforderung zur Nachuntersuchung gar nicht erschienen. Somit ergibt sich eine Anzahl von 98 DSP welche eine Verlaufsbeurteilung zuließen. Bei den Patienten mit Revisions- oder Wechseloperationen gingen die Ergebnisse bis zum Zeitpunkt des Folgeeingriffs in die Untersuchung ein.

3.1 Patienten

Insgesamt wurden 93 Patienten in die Untersuchung aufgenommen, die im oben genannten Zeitraum mit 98 DSP versorgt wurden. Bei fünf Patienten wurde jeweils beidseits eine DSP implantiert.

Die Indikationen und Kontraindikationen für eine DSP entsprachen denen der konventionellen zementfreien Hüftendoprothetik, wie von GRUBER und STÜRZ (1995, 1997) beschrieben. Berücksichtigung bei der Indikationsstellung zur DSP-Implantation fand vor allem auch die Qualität des Knochens unter dem Gesichtspunkt verschiedener Erkrankungen.

3.2 Methoden

3.2.1 Erhebung der Daten

Zur Auswertung des Patientenguts der vorliegenden Untersuchung wurden Untersuchungsbögen (siehe 8.1 Anhang: Befund- und Erhebungsbögen) erstellt, in denen folgende Angaben erfaßt wurden:

Zur klinischen Aufnahme und Anamnese

Datum der stationären Aufnahme, Alter, Geschlecht, Beruf, sportliche Aktivitäten oder spezifische Belastungen, Verwendung von Gehhilfen, Begleiterkrankungen, Medikamenteneinnahme, Diagnose (siehe Abbildungen I und II im Anhang).

Zur präoperativen Untersuchung

Befunde der körperlichen Untersuchung und des Harris hip scores sowie von Röntgenaufnahmen, gegebenenfalls von Spezialuntersuchungen, so zum Beispiel Kernspintomographie, Skelettszintigraphie (siehe Abbildung III und Tabelle I im Anhang).

Zum Operationsprotokoll

Operationsdatum und -dauer, Anästhesieverfahren, Blutverlust, Blutgaben (Eigen-/Fremdblut), Hämoglobingehalt (prä- und postoperativ), die Größe der implantierten Pfanne sowie der Druckscheibe (mit Schraubbolzenlänge, Kopfgröße und Halslänge), intra- und postoperative Komplikationen sowie die Dauer des stationären Aufenthaltes (siehe Abbildung IV im Anhang).

Zur postoperativen Nachuntersuchung nach drei, sechs und zwölf Monaten sowie in jährlichen Abständen

Befunde der klinischen Untersuchung beziehungsweise des Harris hip scores sowie von Röntgenaufnahmen der betroffenen Hüfte, wie des CCD-Winkels, des Endoprothesensitzes, Beurteilung der knöchernen Strukturen, gegebenenfalls deren Veränderungen, periartikuläre Ossifikationen (siehe Abbildungen V und VI, sowie Tabelle II im Anhang).

Für die radiologische Nachuntersuchung wurde ein spezieller Kontrollbogen angefertigt und zu den entsprechenden Zeitpunkten dokumentiert.

Die Röntgenbilder wurden im Verlauf ausgewertet (siehe Abbildung VI und Tabelle II im Anhang).

3.2.2 Operationstechnik

Im Gegensatz zur Implantation konventioneller Hüftendoprothesen erfolgt bei der Implantation einer DSP eine knochensparende, direkt subcapitale Osteotomie des Schenkelhalses, bei der das proximale Femurende weitgehend erhalten bleibt.

Die Operation erfolgt nach standardisierter Planung mit einem speziellen Instrumentarium.

3.2.2.1 Operationsplanung

Die Planung erfolgt am präoperativen Röntgenbild, für gewöhnlich an der Beckenübersichtsaufnahme in Neutralstellung des Femur.

Zur exakten Positionierung der DSP sind folgende Bezugspunkte zu beachten:

- der CCD-Winkel α (optimaler Wert liegt zwischen 125 und 135° bei anatomisch normalen Vorgaben)
- der Abstand vom Tuberculum innominatum zur Eintrittsstelle des Schraubbolzens

- die Distanz zwischen Schenkelhalsresektionsfläche und Trochanter minor
- die Distanz zwischen Schenkelhalsresektionsfläche und Fossa trochanterica.

Die Bezugspunkte lassen sich intraoperativ bestimmen, so daß eine exakte Implantation der DSP möglich ist.

Durch den gewählten CCD-Winkel ergibt sich der Abstand vom Tuberculum innominatum zur Einschnittsstelle des Schraubbolzens. Mit der Röntgen-schablone kann die geeignete Schenkelhalsresektionshöhe bestimmt werden, woraus die Distanz der Resektionsfläche zum Trochanter minor resultiert.

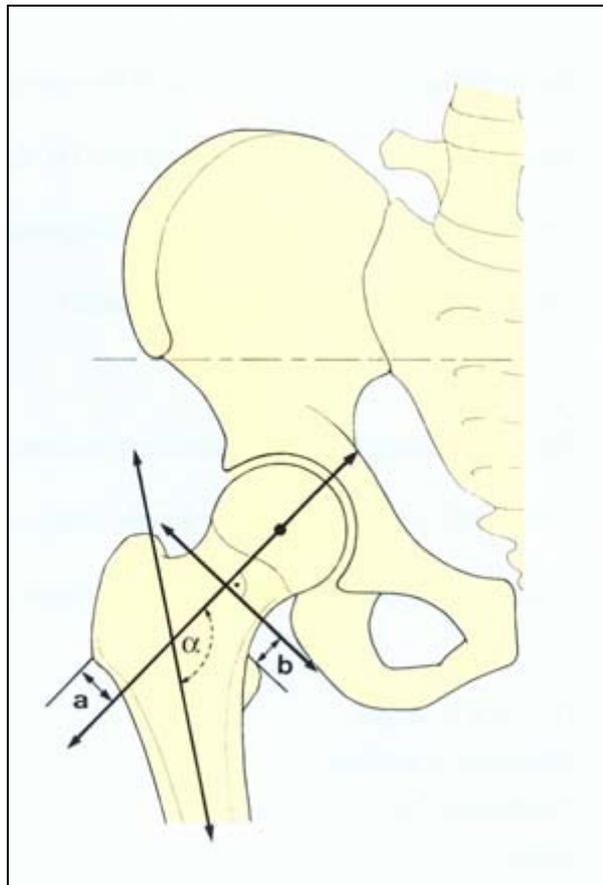


Abb. 9: präoperative Planungsskizze auf dem Röntgenbild (entnommen aus Produktinformation Fa. Sulzer OP-Planung 1997)

3.2.2.2 Operationsdurchführung

Grundsätzlich kann die DSP über alle gängigen Operationszugänge implantiert werden, bewährt hat sich der laterale Zugang nach Bauer, welcher auch in der Orthopädischen Klinik der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Anwendung kommt. Dabei beginnt der Schnitt in Rückenlage des Patienten eine Handbreite proximal des Trochanter major und verläuft gerade nach distal. Der dorsale und ventrale Anteil der Fascia lata wird von Wundhaken zurückgedrängt. Das Femur wird unterhalb des Tuberculum innominatum und der Regio intertrochanterica durch Längsspaltung des Musculus vastus lateralis dargestellt. Der ventrale Teil wird nach vorne abgeschoben und die Gelenkkapsel mit Hilfe von drei Hohmannhaken dargestellt, und zwar cranial um den Schenkelhals (Fossa trochanterica), ventral um den Pfannenrand sowie medial um den Schenkelhals (zwischen Kapsel und Musculus iliopsoas).

Zur Überprüfung des geplanten CCD-Winkels mittels Winkelmeßgerät sowie zur Festlegung der Position und Kontrolle der Eintrittsstelle des Schraubbolzens ist die Zuhilfenahme eines Kirschnerdrahtes dienlich. Der parallel zur Schenkelhalsachse liegende Kirschnerdraht kann wiederum mit Hilfe eines Bildwandlers kontrolliert werden.

Nach genauer Bestimmung der Eintrittsstelle des Schraubbolzens wird nun mit dem 4,5 mm starken Bohrer ein zirka 10 mm tiefes Zentrierloch parallel zum Kirschnerdraht am lateralen Femur angelegt. Hierbei muß das Zentrierloch in der Mitte der Femurmetaphyse unterhalb des Tuberculum innominatum liegen. Das Bein wird entsprechend der Antetorsion des Schenkelhalses innenrotiert. Anschließend wird das Bein wieder in Außenrotation und Adduktion gebracht, um eine subkapitale Resektion des Femurkopfes, orthograd zur Schenkelhalsachse vorzunehmen. Auf die Mitte der Resektionsfläche des Schenkelhalsstumpfes wird nun die Zentrierscheibe gelegt und fest in die Spongiosa eingeschlagen. Danach wird die vormontierte Bohrlehre aus Bohrbügel, -buchse und -buchsenauflage eingesetzt. Durch die Bohrbuchse wird der Zentrierbolzen in das vorgebohrte Zentrierloch eingeführt. Um einen festen Halt des Stufenbohrers zu gewährleisten, müssen die Spitzen des

Bohrbuchsenaufsatzes dorsal und ventral des vorgebohrten Zentrierloches in die laterale Knochenfläche eindringen. Mit dem 10,5 mm starken Stufenbohrer wird dann durch den Schenkelhals ein Führungskanal gebohrt. Bevor nun die Planfräse mit dem Führungsbolzen in den Führungskanal eingeführt wird, ist die Bohrlehre zu entfernen und das Bein zu adduzieren und außenzurotieren.

Beim Fräsen ist außerdem darauf zu achten, daß orthograd zum Führungskanal gefräst wird. Der Schenkelhalsstumpf ist soweit planzufräsen, wie es der präoperativen Planung entspricht.

Zur Vorbereitung des Pfannenlagers muß der Schenkelhalsstumpf üblicherweise durch Flexion und Innenrotation mittels eines sogenannten Pfannengrundhakens von der Pfanne weggehalten werden. Die Pfanne sollte zur Vermeidung eines dorsalen Impingements nur in geringer Anteversionsstellung eingebracht werden.

Die Bestimmung der Scheibenteilgröße erfolgt mit einer Meßlehre auf dem Schenkelhalsstumpf, wobei das Bein in Adduktion und Außenrotation zu drehen ist.

Das Prothesenlager wird mit einer konischen Reibahle vorbereitet. Aus dem Schenkelhalsstumpf können mit einem Hohlmeißel zusätzlich harte Spongiosachips entfernt werden, um eine Sprengung des Schenkelhalsstumpfes zu vermeiden. Das passende Scheibenteil wird mit dem eingeschraubten Führungsbolzen auf den vorbereiteten Schenkelhalsstumpf aufgesetzt und mit dem Einschlaginstrument fest in die Spongiosa des Schenkelhalsstumpfes eingeschlagen. Dadurch wird die Schenkelhalsspongiosa komprimiert. Nach dem Entfernen der Konusschutzhülse wird der geplante Manipulierkopf aufgesetzt und das Hüftgelenk reponiert. Bevor ein Schraubbolzen passender Länge mit aufgesetzter Lasche von lateral eingeschraubt werden kann, ist mit einem 3,5 mm messenden Innensechskantschraubenzieher der Führungsbolzen von lateral herauszuschrauben. Rechtwinklig zur Femurschaftachse werden zwei Löcher für die beiden Kortikalisschrauben angelegt. Die Schrauben müssen in

ihrer Länge so bemessen sein, daß sie die gegenseitige Kortikalis mitfassen können. Die Schrauben werden nun eingebracht aber noch nicht vollständig festgezogen. Mit dem bereits aufgesetzten Manipulierkopf und dem reponierten Hüftgelenk sind zunächst Bewegungsumfang, Stabilität, Luxationstendenz und mögliches Impingement zu prüfen, bevor der Schraubbolzen und anschließend die beiden Kortikalisschrauben fest angezogen werden. Die Schraubenbolzen-tiefe ist mit dem Tiefentaster zu kontrollierten, wobei die Hüfte luxiert wird und der Manipulierkopf zu entfernen ist. Die korrekte Schraubbolzenlänge liegt zwischen den beiden Markierungen minimal und maximal des sogenannten Tiefentasters, der von medial zur Überprüfung eingebracht wird. Bevor der Schraubbolzen in seiner Lage gesichert wird, ist noch der Originalkugelkopf aufzusetzen und die Hüfte zu reponieren.

Die Wunde wird anschließend unter Einlage einer Redondrainage intraartikulär und subfaszial schichtweise verschlossen.

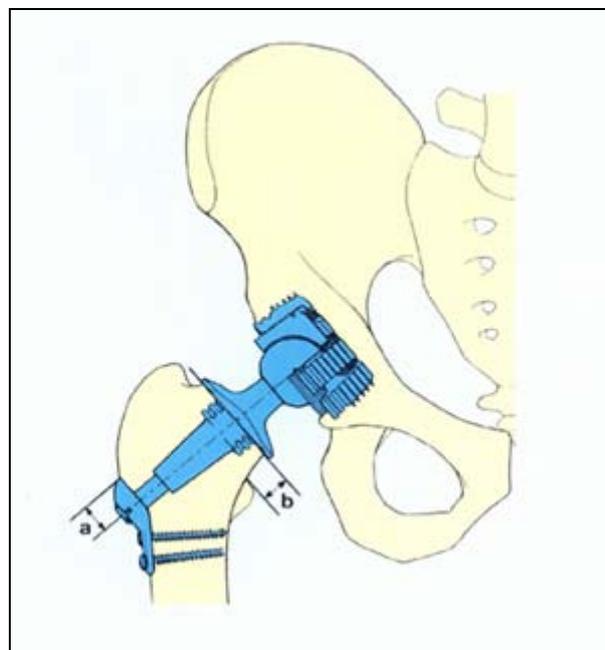


Abb. 10: schematische postoperative Skizze (entnommen Produktinformation Fa. Sulzer OP-Anleitung 1997)

3.2.3 Postoperative Behandlung

Die postoperative Mobilisierung des Patienten erfolgt in der Regel am ersten Tag mit Hilfe von zwei Unterarm-Gehstützen unter krankengymnastischer Anleitung. Nach Teilbelastung (10 kp) des operierten Beines von sechs Wochen ist das Übergehen zur Vollbelastung unter Weglassen der Gehstöcke vorgesehen.

3.3 Radiologische Nachuntersuchung

Die radiologische Nachuntersuchung der implantierten Druckscheibenprothese erfordert eine spezielle Röntgentechnik.

Kriterien:

Radiologisch zu beurteilende Bereiche sollten bei der Nachuntersuchung der DSP in der Regel folgende sein (siehe hierzu auch Abbildung VI und Tabelle II im Anhang).

- der kraniale und kaudale Auflagebereich der DSP auf dem Schenkelhalsstumpf (A1 und A2 in Abbildung VI im Anhang)
- die Kortikalisstruktur im kranialen und kaudalen Bereich des Schraubbolzens (B und C in Abbildung VI im Anhang)
- der kortikospongiöse Bereich zwischen Schraubenbolzen, Kalkar und proximaler Laschenschraube (D in Abbildung VI im Anhang)
- die Lage der Lasche proximal und distal an der lateralen Femurkortikalis (E1 und E2 in Abbildung VI im Anhang)
- der Caput-Collum-Diaphysen (CCD) -Winkel.

Reproduzierbare radiologische Einstellungskriterien sind dabei besonders für die Beurteilung des Auflagebereichs der DSP erforderlich. Eine exakte Beurteilung des für die DSP wichtigen Auflagebereichs am Schenkelhalsstumpf ist jedoch nur möglich, wenn bei der Röntgenaufnahme im antero-posterioren

Strahlengang dieser Bereich von Röntgen-Zentralstrahl orthograd getroffen wird. Eine Beurteilung beziehungsweise Aussage über eine korrekte Auflage der Endoprothese, Knochenresorption oder Knochenabbau ist dagegen bei nicht orthogradem Strahlengang auf dem Schenkelhalsauflagebereich nicht möglich (GRUBER et al. 1997).

Methodik:

Grundlage für die radiologische Nachuntersuchung der mit einer DSP versorgten Patienten bildet eine vorangegangene Studie an einem humanen Femurpräparat.

Das formalinfixierte und mazerierte humane Präparat eines linken Femurs wurde vom anatomischen Institut der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Verfügung gestellt. Dabei betrug der reale CCD-Winkel 130° und der Schenkelhals-Antetorsionswinkel 12° .

In dieses Femurpräparat wurde eine DSP der Größe 40 in Kombination mit einem Schraubbolzen der Größe 78 mit Hilfe des originalen Operationsinstrumentariums implantiert. Der Schraubbolzen wurde in der Lasche mit einem Titandraht gesichert. Die Fixierung der lateral an der Femurkortikalis anliegenden Lasche erfolgte mit zwei Kortikalisschrauben der Größe 44 und 46 mm.

Die radiologische Untersuchung des Femurpräparates mit implantierter DSP erfolgte im anterior-posterioren Strahlengang in unterschiedlichen Rotationsstellungen bezogen auf die Femurlängsachse und zwar in 20° - und 10° -Außenrotationsstellung, in Neutralstellung und in 10° - und 20° -Innenrotationsstellung. Dafür wurde eine Röntgenanlage Typ Polydoros 50 der Firma Siemens eingesetzt. Die Röntgenaufnahmen erfolgten auf herkömmlichen Röntgenfolien (24 x 30 cm) der Firma Dupont. Die Belichtungszeit betrug 8 ms und die Stromstärke 46 KV. Die Röntgenaufnahmen wurden in einem Entwicklungsgerät Typ Dupont T 5a entwickelt.

Wie die angefertigten Röntgenaufnahmen der in das Femurpräparat eingebrachten DSP in unterschiedlicher Positionierung zeigen, kann im anterior-posterioren Strahlengang ihr Auflagebereich nur in der Innenrotationsstellung

von 10 - 20° suffizient beurteilt werden (siehe Abbildung 11 a und b). Die Neutral- oder Außenrotationsstellung des Femurs erlaubt dagegen keine Beurteilung des knöchernen Auflagebereichs der DSP am Schenkelhalsstumpf und somit auch keine Aussage über eine eventuelle knöcherne Resorption oder Sklerosierung unterhalb der Druckscheibe, da sich in diesen Positionierungen die knöchernen Strukturen und das Implantat überlagern (siehe Abbildung 11 c, d und e).

Außerdem zeigte sich, daß der projizierte CCD-Winkel je nach Rotationsstellung des Femurs von 134° in 20°-Außenrotation bis zu 140° in 20°-Innenrotation variierte.

Berücksichtigung bei der radiologischen Nachuntersuchung von Patienten der vorliegenden Untersuchung fand neben den Beurteilungskriterien außerdem die klinische Beobachtung, daß der Patient die geforderte Lagerung in 10-20° Innenrotation des Femurs (ohne Einfluß auf die radiologische Darstellung des Schenkelhalsstumpfes und der DSP) besser toleriert, wenn das Bein zu 20° abduziert wird.

In Einzelfällen, in denen trotz vorgenannter Einstellungstechnik der Auflagebereich der DSP am Schenkelhalsstumpf nicht sicher beurteilt werden konnte, erfolgte eine Röntgen-Durchleuchtungsaufnahme im antero-posterioren Strahlengang.

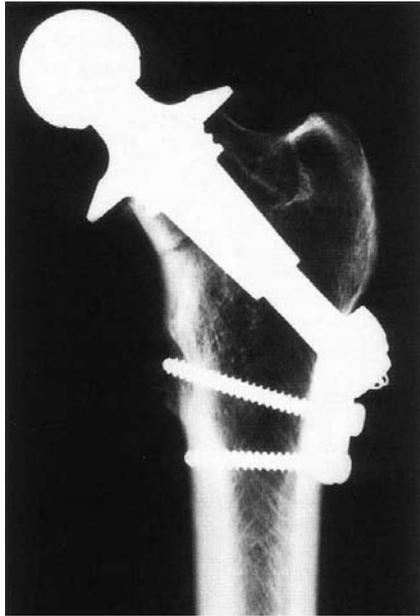


Abb. 11a: 20°-Innenrotation

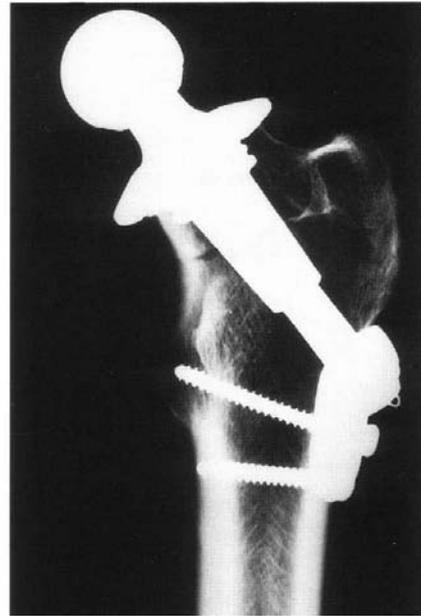


Abb. 11b: 10°- Innenrotation

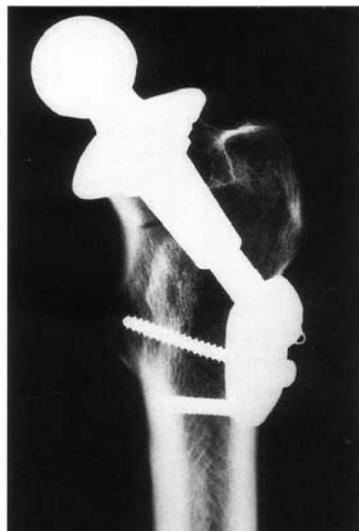
Abb. 11c: Neutralposition
in 0°-Rotation

Abb. 11d: 10°Außenrotation

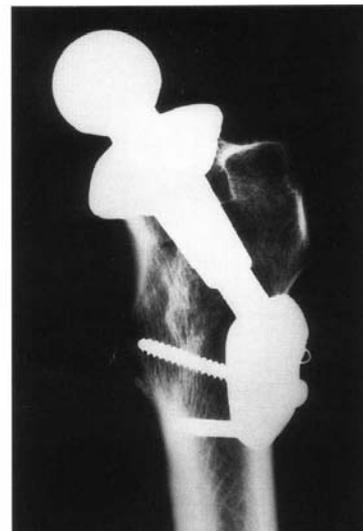


Abb. 11e: 20°Außenrotation

Abb. 11a-e: Radiologische Abbildung der implantierten DSP in definierte Rotationsstellungen des Femurpräparates

3.4 Auswertung

Die Auswertung der erhobenen Daten und die Erstellung der Diagramme erfolgte mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Microsoft® Excel (Version 97).

Es wurden dabei Mittelwerte sowie absolute und prozentuale Häufigkeiten berechnet.

Neben der Röntgenverlaufskontrolle ist der „Harris hip score“ (HARRIS 1969, KRÄMER und MAICHL 1993), ein international anerkannter Maßstab zur Beurteilung des postoperativen Ergebnisses einer implantierten Hüftendoprothese, herangezogen worden. Dieser Score umfaßt die folgenden Kriterien: Schmerz, funktionelle Aktivität, Deformität und Beweglichkeit. Die Bewertung erfolgt anhand eines Punkteschemas (Erfassungsbogen, Tabelle 1 im Anhang).

Dabei können die Ergebnisse wie folgt klassifiziert werden:

- „nicht zufriedenstellend“ bei ≤ 50 Punkten
- „befriedigend“ bei > 50 bis ≤ 80 Punkte
- „gut“ bei > 80 bis ≤ 90 Punkte
- „sehr gut“ bei > 90 bis (maximal) 100 Punkte.

4 Ergebnisse

4.1 Allgemeine Daten

In der vorliegenden Studie wurden 98 der 154 bis Mai 1997 implantierten DSP bis zum Abschluß der Untersuchung im Oktober 1999 ausgewertet (Vgl. Kap. 3, S. 22). Nicht alle der operierten Patienten erschienen im Rahmen dieser prospektiven Studie zu den gewünschten Nachuntersuchungsterminen, sodaß 56 der implantierten DSP gänzlich ausgeschlossen wurden. Auch die verbliebenen 93 Patienten bei denen 98 DSP implantiert wurden, erschienen nicht zu allen Nachuntersuchungsterminen, sodaß sich in der Verlaufsbeobachtung unterschiedliche Untersuchungsintervalle ergaben.

Nach schriftlicher oder telefonischer Aufforderung zum Erscheinen zur Nachuntersuchung konnte jedoch ein Großteil der Studienpatienten wieder zu der im Oktober 1999 zuletzt durchgeführten Verlaufskontrolle gewonnen werden.

Im ersten und zweiten Erfassungsjahr gingen jeweils 29 implantierte DSP, im dritten Erfassungsjahr 25 DSP und im vierten Jahr 15 DSP in die Studie ein.

4.1.1 Geschlechtsverteilung

Von den in der vorliegenden Studie mit einer Druckscheibenhüftendoprothese (DSP) versorgten Patienten waren 47,3 % (n = 44) weiblichen und 52,7 % (n = 49) männlichen Geschlechts (Abbildung 12). Bei vier Frauen und einem Mann kam eine DSP jeweils beidseitig zur Anwendung.

4.1.2 Altersverteilung

Das Durchschnittsalter der Patienten betrug zum Zeitpunkt der Operation 53,3 Jahre, wobei der jüngste Patient 20,4 und der älteste 68,4 Jahre alt war. Den größten Anteil stellte dabei die Altersgruppe der 50- bis 59jährigen (Abbildung 13).

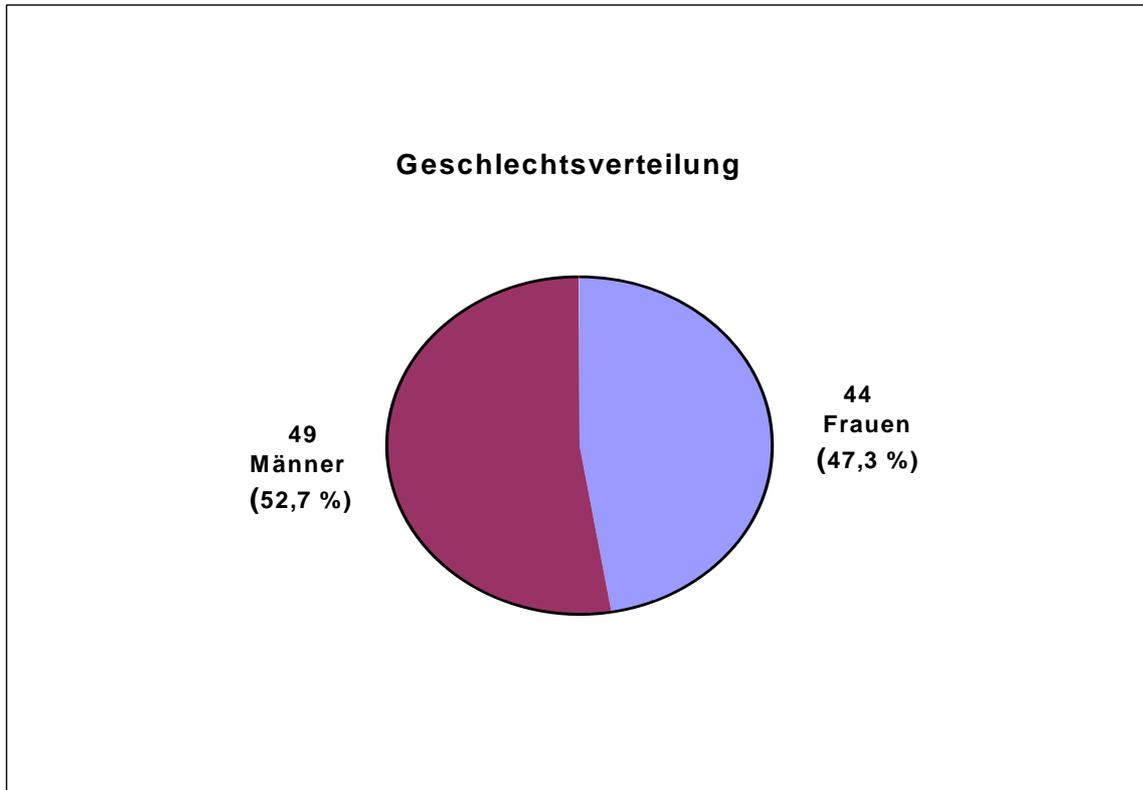


Abb. 12: Geschlechtsverteilung bei den 93 hüftendoprothetisch versorgten Patienten

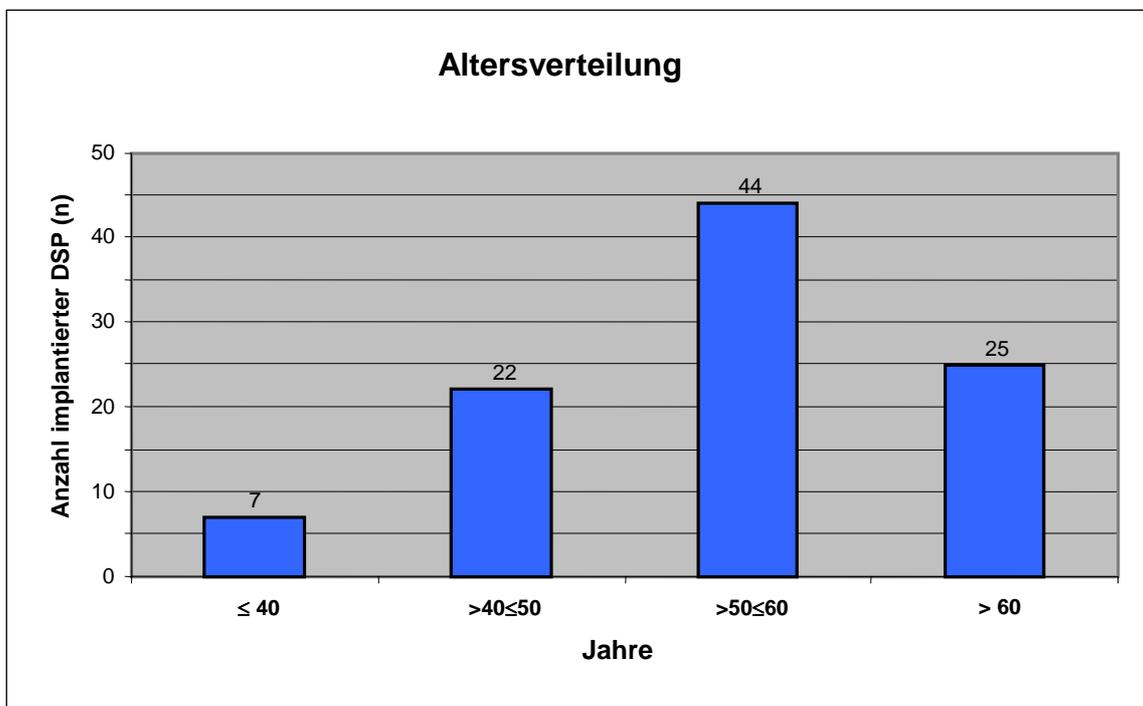


Abb. 13: Verteilung nach Altersklassen (n = 98 Prothesen)

Das Alter der operierten Frauen lag zwischen 30,7 und 63,4 Jahren (Median bei 52,2 Jahren) und das der Männer zwischen 20,4 und 68,4 Jahren (im Durchschnitt bei 54,4 Jahren).

Was das Alter der verschiedenen Diagnosegruppen betrifft, so waren zum Zeitpunkt der Operation im Durchschnitt die Patienten mit einer Coxarthrose vergleichsweise am ältesten (58,9 Jahre mit einer Spannweite von 45,0 bis 68,4 Jahren). Dagegen betrug das Alter der Patienten mit der Diagnose Dysplasie-coxarthrose im Durchschnitt 42,7 Jahre (mit einer Spannweite von 20,4 bis 58,3 Jahre), das der Patienten mit der Diagnose einer Hüftkopfnekrose 47,6 Jahre (mit einer Spannweite von 37,8 bis 61,1 Jahre) sowie das mit „anderen“ Diagnosen 53,2 Jahre (mit einer Spannweite von 47,6 bis 57,4 Jahre).

4.1.3 Seitenverteilung

Eine leichte zahlenmäßige Dominanz bestand bei der endoprothetischen Versorgung der rechten Hüfte mittels DSP (mit einem Anteil von 55,0 % beziehungsweise mit $n = 54$) im Vergleich zur linken Hüfte (mit einem Anteil von 45,0 % beziehungsweise mit $n = 44$) (Abbildung 14).

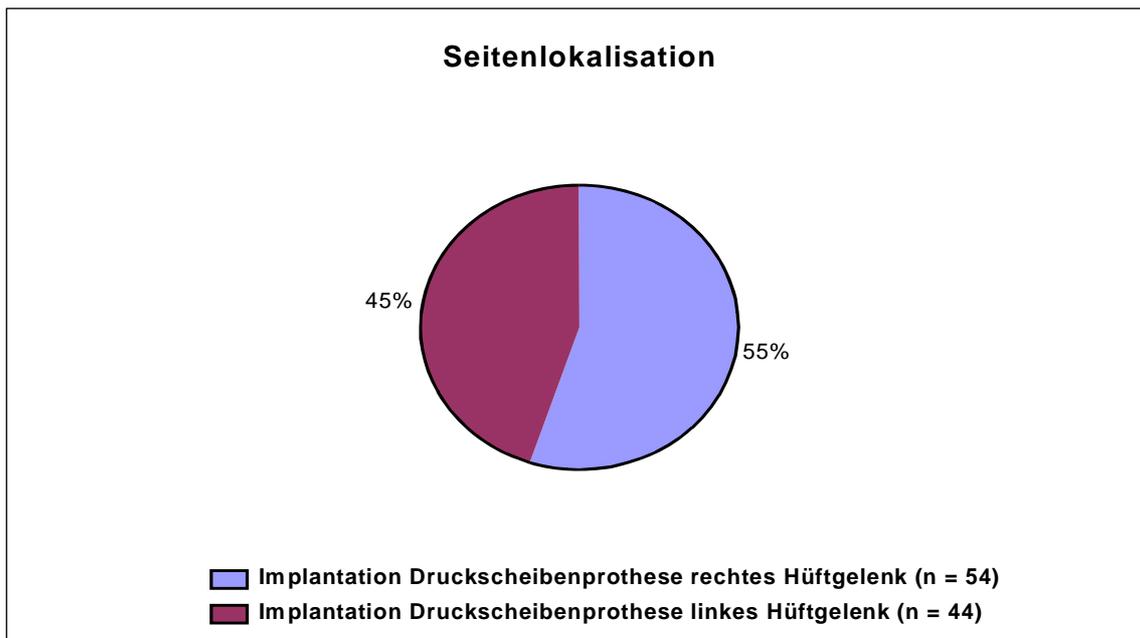


Abb. 14: Seitenverteilung bei der hüftendoprothetischen Versorgung mittels DSP ($n = 98$)

4.1.4 Indikationen zur Implantation einer Druckscheibenendoprothese

Die Indikation zur Implantation einer DSP bei verschiedenen Erkrankungen des Hüftgelenkes ist auch von der Qualität des Knochens abhängig.

Bei den Patienten der vorliegenden Untersuchung kam am häufigsten eine DSP aufgrund einer Coxarthrose (mit einem Anteil von 67,3 % beziehungsweise $n = 66$) zur Anwendung. Weitere Diagnosen für die Indikation einer DSP waren eine Dysplasiecoxarthrose (mit einem Anteil von 16,3 % beziehungsweise $n = 16$) sowie eine Hüftkopfnekrose (mit einem Anteil von 12,2 % beziehungsweise $n = 12$) und andere Diagnosen mit 4 Fällen (4,2 %) (Abbildung 15).

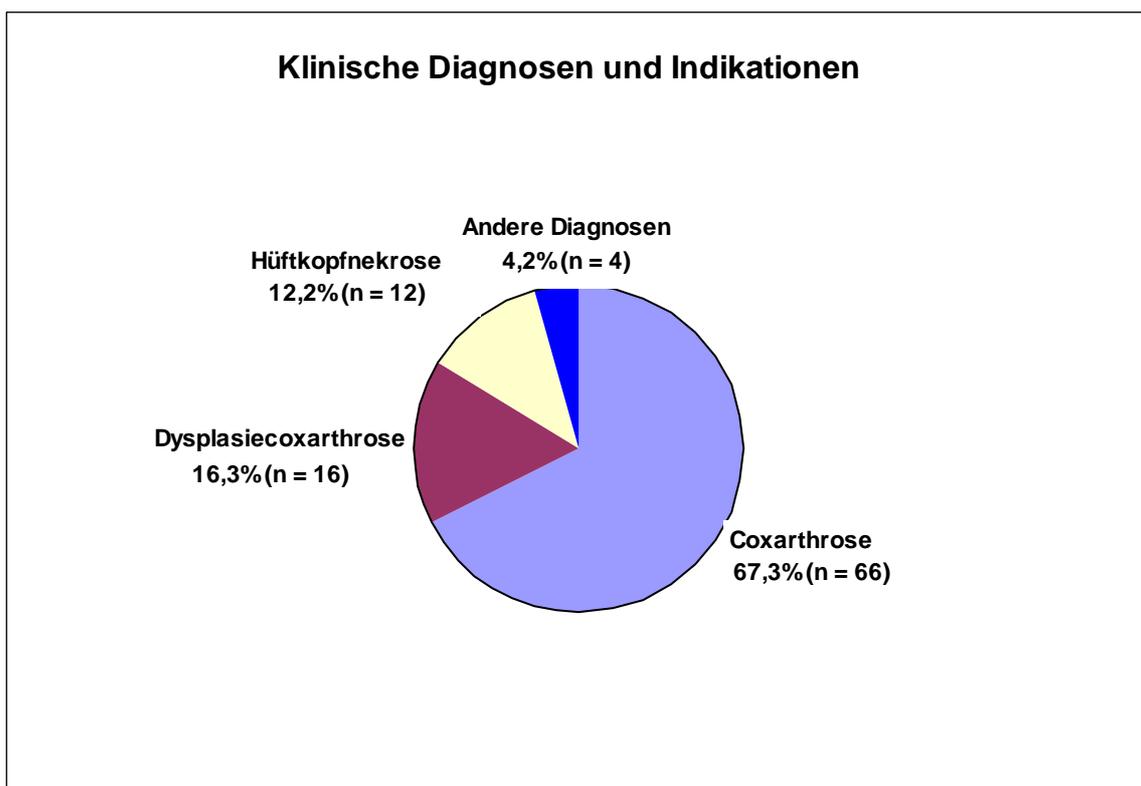


Abb. 15: Indikationen zur Implantation einer DSP ($n = 98$ Prothesen)

4.2 Operationsprotokoll

4.2.1 Implantierte Hüftpfannen

Vorwiegend wurde (mit einem Anteil von 96,9 % beziehungsweise $n = 95$) die zementfrei zu implantierende Balgrist-Pfanne gewählt. Andere Pfannentypen wurden lediglich in drei Fällen gewählt. Die Anzahl und Größe der verschiedenen Pfannen sind in Abbildung 16 aufgeführt.

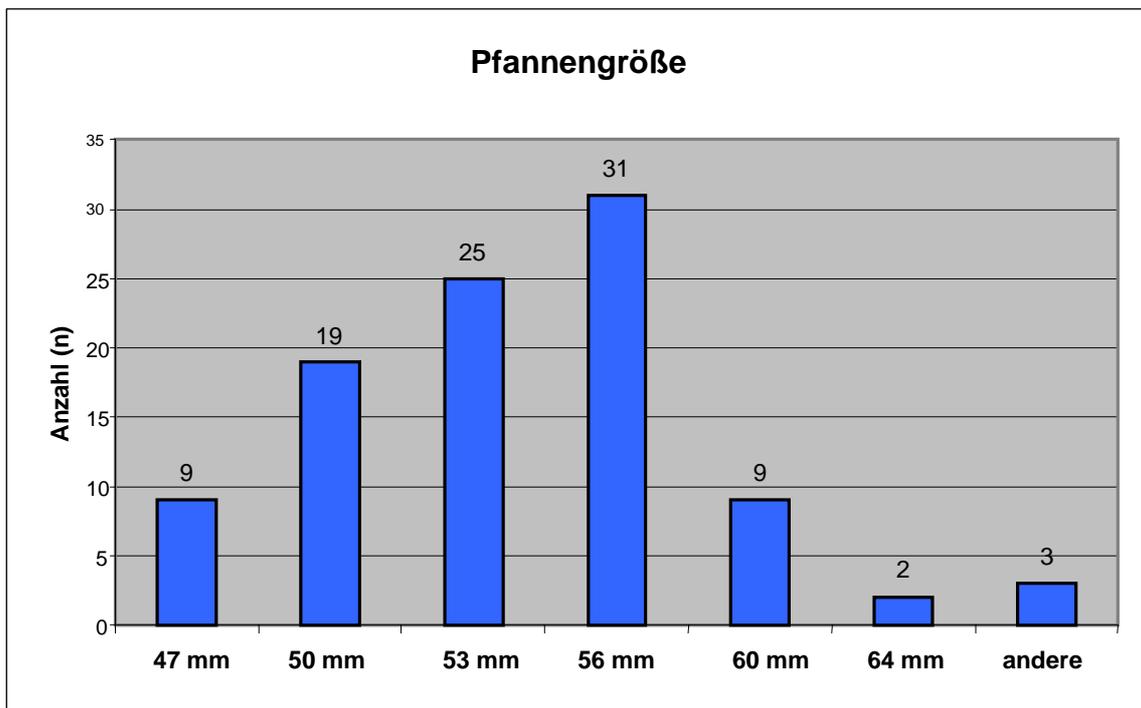


Abb. 16: Pfannengröße und Anzahl der verschiedenen implantierten Pfannenarten ($n = 98$)

4.2.2 Größe des Scheibenteils der implantierten Druckscheibenhüftendoprothesen

Das Scheibenteil der DSP war zunächst nur in zwei Größen 40 und 44 mm verfügbar. Erst seit dem Jahre 1996 steht auch die Größe 40s zur Verfügung. Diese wurde im Studienzeitraum nicht eingesetzt.

Bei den Patienten der vorliegenden Untersuchung wurden 70 Druckscheibenprothesen (71,4 %) der Größe 40 mm und 28 Prothesen (28,6 %) der Größe 44 mm implantiert (Abbildung 17).

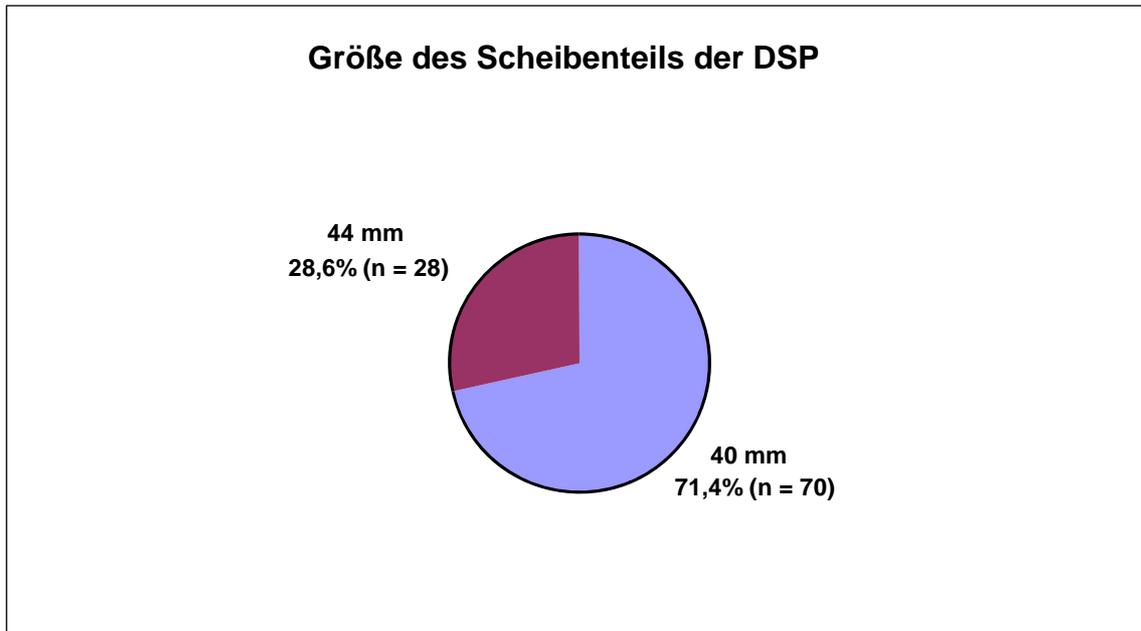


Abb. 17: Größe des Scheibenteils der implantierten DSP (n = 98)

4.2.3 Implantierte Schraubbolzen

Entsprechend der präoperativen Planung und Resektionshöhe des Schenkelhalses standen drei verschiedene Bolzengrößen in den Längen 70, 78 und 86 mm zur Verfügung.

Es wurden 53 (54,1 %) Schraubbolzen der Länge 78 mm, 35 (35,7 %) der Länge 70 mm und 10 Schraubbolzen (10,2%) der Länge 86 mm implantiert (Abbildung 18).

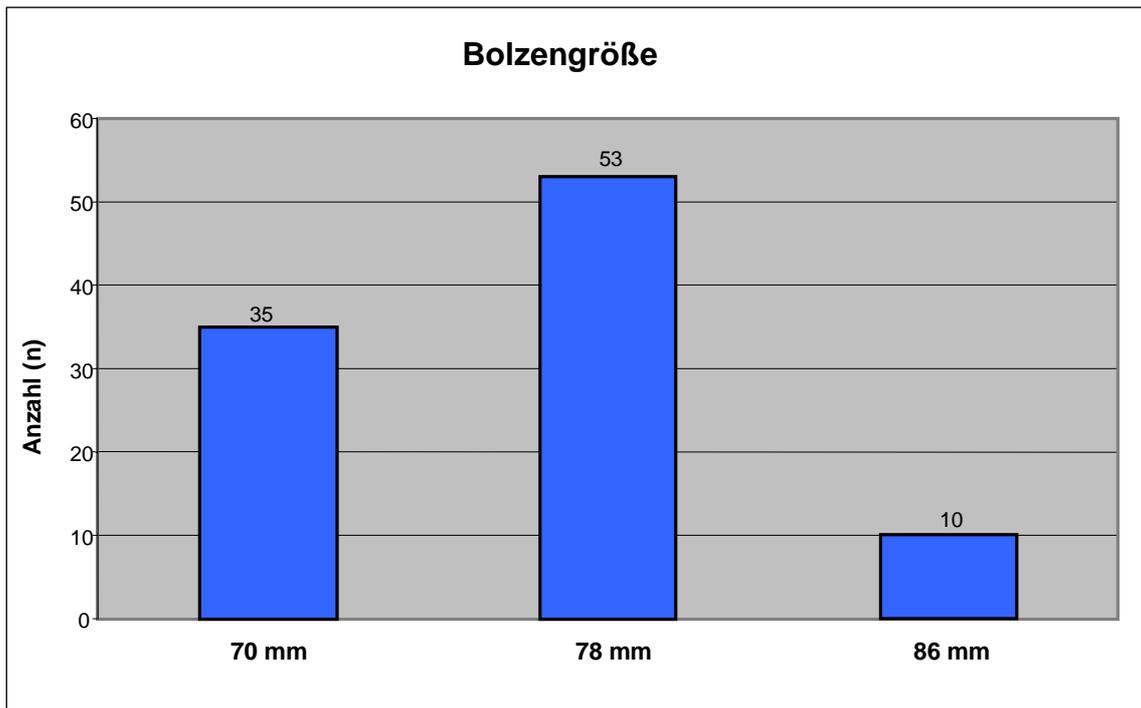


Abb. 18: Größe der implantierten Schraubbolzen (n = 98)

4.2.4 Operationsdauer

Die durchschnittliche Operationsdauer betrug bei den 98 durchgeführten Implantationen 99,4 Minuten, wobei 45 Minuten die kürzeste und 160 Minuten die längste Operationsdauer war.

4.2.5 Anästhesieverfahren

Bei den 98 durchgeführten Operationen kamen vier verschiedene Anästhesieverfahren zur Anwendung, und zwar am häufigsten die Periduralanästhesie (in 34,7 % der Fälle beziehungsweise n = 34), gefolgt von der Intubationsnarkose (in 26,6 % der Fälle beziehungsweise n = 26), der Spinalanästhesie (in 22,4 % der Fälle beziehungsweise n = 22) und von der kombinierten Spinal- und Periduralanästhesie (in 16,3 % beziehungsweise n = 16) (Abbildung 19).

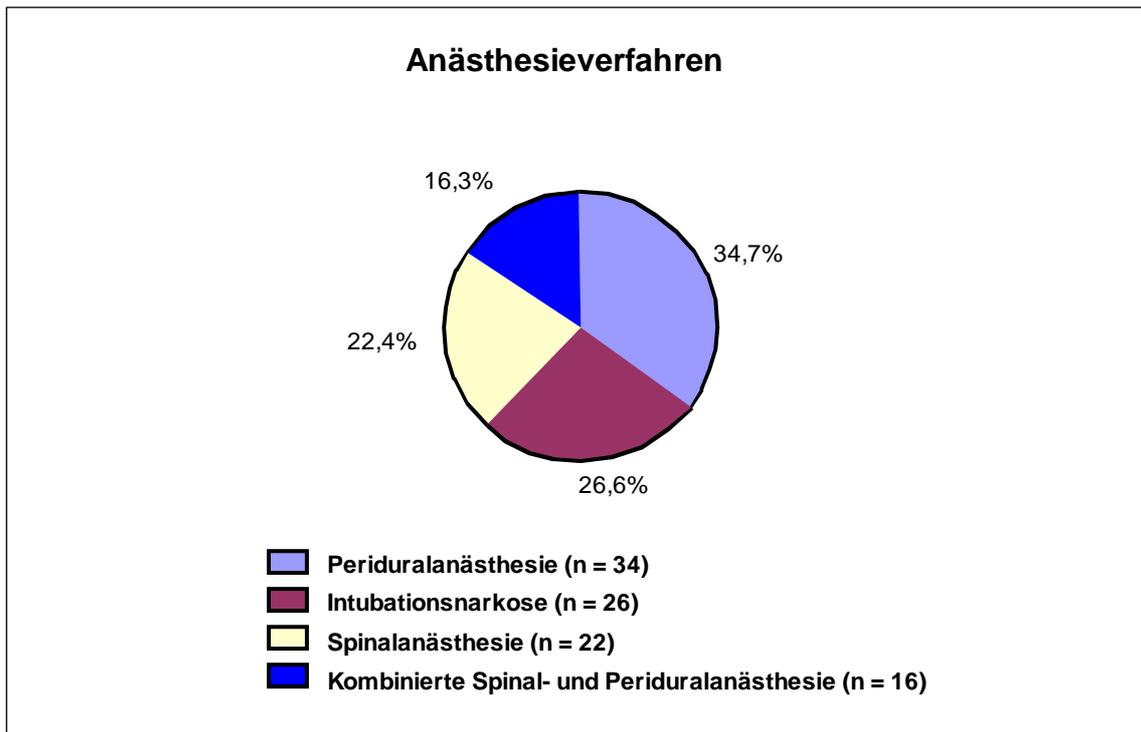


Abb. 19: Anästhesieverfahren bei der Implantation einer DSP (n = 98)

4.3 Komplikationen

4.3.1 Intra- und postoperative Komplikationen

Bei einer Patientin kam es intraoperativ zu einer Fraktur des Trochanter major.

Fünf Patienten erlitten postoperativ eine Thrombose trotz Thromboseprophylaxe mit niedermolekularen Heparinen, außerdem trat bei vier Patienten eine Lungenembolie auf.

Ein Pfannenwechsel aufgrund von persistierenden Beschwerden erfolgte bei einer Patientin, wobei auch intraoperativ der Grund der Schmerzen nicht zu klären war.

Eine Luxation erlitten weiterhin zwei Patienten, und zwar eine Patientin am ersten postoperativen Tag, welche offen reponiert wurde, kombiniert mit einem

Pfanneninlaywechsel, sowie ein Patient zwölf Monate nach Implantation der DSP, die geschlossen reponiert werden konnte.

Eine Patientin erlitt einen epifaszialen Frühinfekt mit *Staphylococcus aureus*, so daß eine Weichteilrevision erforderlich wurde.

Bei einem Patienten bedurfte es wegen deutlicher Bewegungseinschränkungen aufgrund einer periartikulären Ossifikation (Arcq 3) einer operativen Revision zwei Jahre nach DSP-Implantation.

4.3.2 Endoprothesenwechsel

Ein Ausbau der von November 1993 bis Mai 1997 implantierten DSP beziehungsweise ein Endoprothesenwechsel zu einem anderen Modell war im Untersuchungszeitraum bei acht Patienten erforderlich (Tabelle 1):

Dabei erfolgten Prothesenwechsel wegen aseptischen Lockerungen bei vier Patientinnen nach einer Standzeit der DSP von 22 bis 45 Monaten.

Bei einer Patientin mußte die Prothese nach drei Monaten wegen einer subtrochantären Femurfraktur gewechselt werden.

Ein Endoprothesenwechsel wegen septischer Lockerung war bei drei Patienten nach einer DSP-Standzeit von 5, 13 beziehungsweise 30 Monaten notwendig.

Ein Patient mit septischer Prothesenlockerung (nach einer DSP-Standzeit von 30 Monaten) war bei bestehender chronischer myeloischer Leukämie zuvor an einer Perimyokarditis erkrankt.

Die erhobenen Daten dieser acht Patienten gingen bis zum Zeitpunkt der Wechseloperation in die klinische und radiologische Verlaufsbeobachtung ein.

Prothesenwechsel	Anzahl der Männer	Anzahl der Frauen	Anzahl der Patienten gesamt	mittleres Alter der Patienten in Jahren (Spannbreite)	Indikationen zur DSP-Versorgung
aseptische Lockerungen	-	4	4	57,8 (54,1–63,7)	1 x Coxarthrose 1 x Dysplasiecoxarthrose 2 x Hüftkopfnekrose
Femurfraktur	-	1	1	47,8	Coxarthrose
septische Lockerungen	3	-	3	62,9 (55,0-67,6)	2 x Coxarthrose 1 x Hüftkopfnekrose
Gesamt	3	5	8	56,2 (47,8-67,6)	4 x Coxarthrose 3 x Hüftkopfnekrose 1 x Dysplasiecoxarthrose

Tab. 1: Wechseloperationen implantierter DSP

4.4 Verlaufsbeobachtung

4.4.1 Scores und subjektive Einschätzung

4.4.1.1 Harris-Hip-Score

Die durchschnittlichen Harris-Hip-Scores (\pm Standardabweichung) vor und nach Implantation einer DSP (3, 6, 12, 18, 24, 36 und 48 Monate sowie mehr als 4 Jahre postoperativ) bei den Patienten der vorliegenden Studie (bezogen auf die Gesamtzahl der Patientengruppen sowie gegeneinander abgegrenzt nach Operationsindikation und Geschlecht der Patienten) gehen aus den Abbildungen 20 bis 23 hervor.

Der Harris-Hip-Score verbesserte sich (bezogen auf alle Patientengruppen) im Mittel (\pm Standardabweichung [SD]) von 44,0 (\pm 12,0) Punkte präoperativ auf zunächst 75,9 (\pm 15,7) Punkte 3 Monate postoperativ und im Laufe der Zeit weiterhin auf 83,3 (\pm 12,6) Punkte nach 6 Monaten; 90,7 (\pm 11,4) Punkte nach 12 Monaten, 90,9 (\pm 10,4) Punkte nach 18 Monaten bis maximal 93,4 (\pm 7,8) Punkte 24 Monate postoperativ. Danach (3 Jahre bis mehr als 4 Jahre postoperativ) war bei den Patienten nahezu ein Gleichstand mit einer relativ hohen erzielten mittleren Punktzahl von 91,8 (\pm 11,3), 91,1 (\pm 10,5) beziehungsweise 91,1 (\pm 10,3) zu verzeichnen.

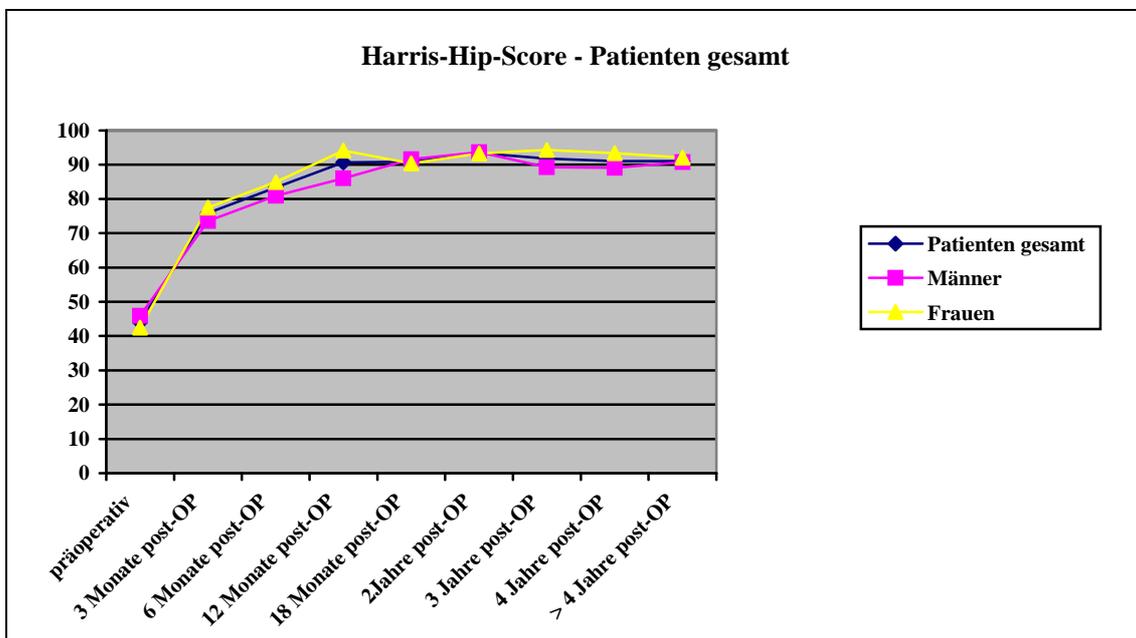


Abb.20: Harris-Hip-Score – Patienten gesamt

Das beste Ergebnis im Harris-Hip-Score, unterschieden nach der Operationsindikation, erzielten besonders zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt mit im Mittel (\pm Standardabweichung) 92,5 (\pm 10,1) Punkte jene Patienten, bei denen aufgrund einer idiopathischen Coxarthrose eine DSP implantiert wurde. Im Mittel etwas niedrigere Harris-Hip-Scores wiesen mehr als 4 Jahre postoperativ dagegen die übrigen Diagnosegruppen auf, und zwar von 88,6 (\pm 11,3) Punkte bei zugrundeliegender Dysplasiecoxarthrose, von 89,3 (\pm 9,4) Punkte bei Hüftkopfnekrose und von 89,9 (\pm 13,3) Punkte bei sonstigen Diagnosen.

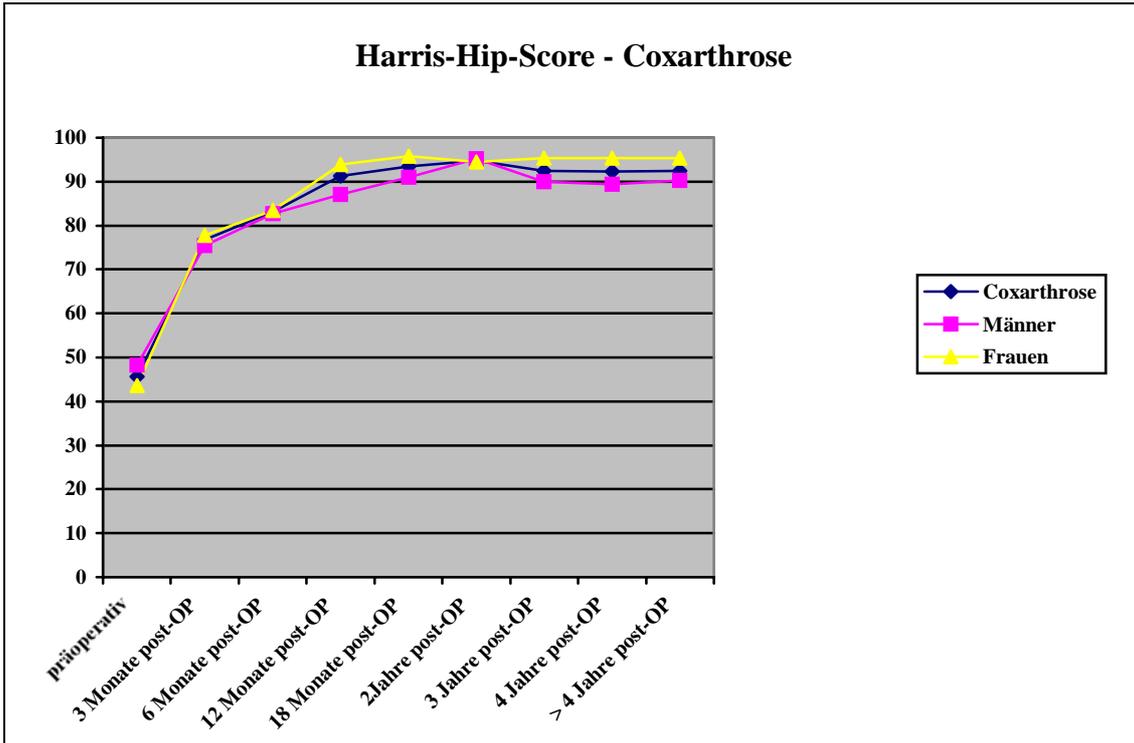


Abb.21: Harris-Hip-Score - Coxarthrose

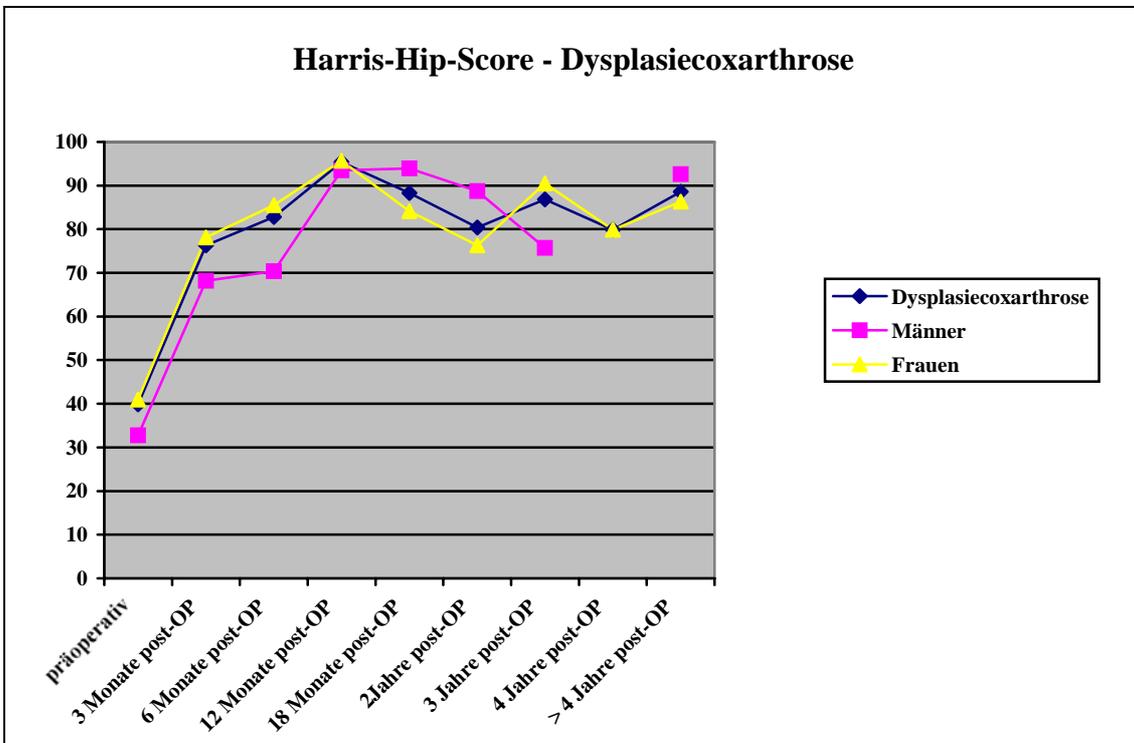


Abb.22: Harris-Hip-Score – Dysplasiecoxarthrose; Einzelbeobachtungen

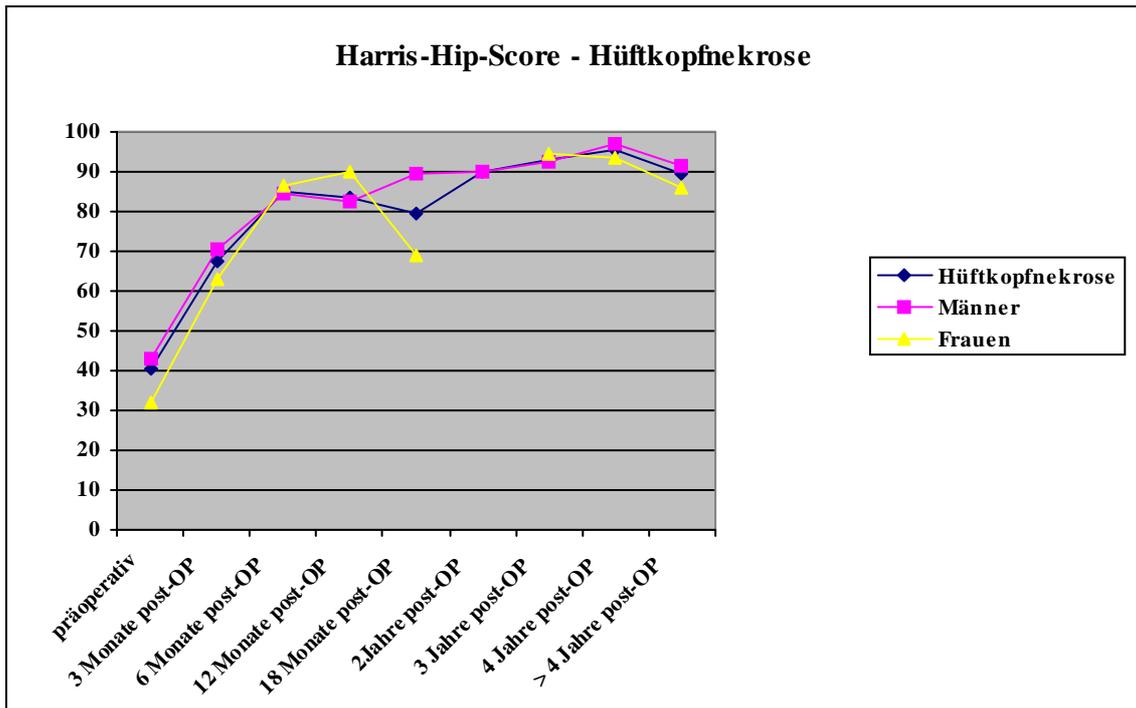


Abb.23: Harris-Hip-Score – Hüftkopfnekrose; Einzelbeobachtungen

Die Frauen erreichten im Harris-Hip-Score (\pm SD) im Vergleich zu den Männern ein besseres Ergebnis, und zwar bezogen auf alle Operationsindikationen (außer 18 und 24 Monate postoperativ) zu allen Nachuntersuchungszeitpunkten (mit im Mittel [\pm SD] 92,1 [\pm 9,8] Punkte im Vergleich zu 90,8 [\pm 10,4] Punkte zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt im Oktober 1999) sowie abgegrenzt nach der Operationsindikation vor allem bei idiopathischer Coxarthrose (außer zwei Jahre postoperativ) wiederum zu allen Nachuntersuchungszeitpunkten (mit im Mittel [\pm SD] 95,3 [\pm 5,2] Punkten im Vergleich zu 90,3 [\pm 12,2] Punkten zum letzten Untersuchungszeitpunkt). Bereits zwölf Monate nach Implantation der DSP erreichten alle bis dahin zur Nachuntersuchung erschienenen Patientinnen mit der Operationsindikation idiopathischer Coxarthrose ein gutes Ergebnis (> 80 bis 90 Punkte) im Harris-Hip-Score. Eine Punktzahl von weniger als 80 wies außerdem keine der im weiteren Zeitverlauf nachuntersuchten Patientinnen mit einer Coxarthrose auf. 80 bis 90 Punkte erzielten bei ihrer letzten Nachuntersuchung insgesamt 5 (15,6 %) und mehr als 90 bis 100 Punkte 27 (84,4 %) dieser weiblichen Patienten.

		Postoperativer Harris-Hip-Score (erzielte Punktzahl nach Bereichsaufteilung)							
		Anzahl der Patienten (n)							
		Follow-up (nach Implantation einer DSP)							
Indikation (Geschlecht)	Punktzahl (Bereich)	3 Monate	6 Monate	12 Monate	18 Monate	2 Jahre	3 Jahre	4 Jahre	> 4 Jahre
Coxarthrose (Männer)	≤ 50	3	-	-	-	-	-	-	-
	> 50 ≤ 60	-	2	2	-	-	1	-	1
	> 60 ≤ 70	3	-	-	1	-	-	1	1
	> 70 ≤ 80	2	4	-	-	-	-	1	1
	> 80 ≤ 90	7	4	2	2	2	-	-	4
	> 90 ≤ 100	5	7	8	5	8	5	5	13
Coxarthrose (Frauen)	≤ 50	-	1	-	-	-	-	-	-
	> 50 ≤ 60	1	-	-	-	-	-	-	-
	> 60 ≤ 70	9	3	-	-	-	-	-	-
	> 70 ≤ 80	2	1	-	-	-	-	-	-
	> 80 ≤ 90	5	8	3	1	4	1	1	3
	> 90 ≤ 100	8	7	17	8	12	4	6	12

Tab.2a: Harris-Hip-Score: Bei Aufteilung in Bereiche erzielte Punktzahl nach der Implantation einer DSP unter Berücksichtigung der Operationsindikation und des Patientengeschlechts (bis > 4 Jahre postoperativ)

Maximal 100 Punkte waren bemerkenswerterweise bei einer Patientin 3 Monate postoperativ, jeweils bei zwei weiteren Patientinnen 12 und 18 Monate postoperativ sowie bei vier weiteren Patientinnen 2 Jahre und einer weiteren Patientin 4 Jahre postoperativ zu verzeichnen. Fünf von diesen Patientinnen zeigten einen gleich hohen und zwei Patientinnen einen annähernd gleichen Harris-Hip-Score (beziehungsweise ein nach wie vor sehr gutes Ergebnis) bis mehr als 4 Jahre postoperativ.

Von den Männern, die aufgrund einer idiopathischen Coxarthrose eine DSP implantiert bekamen, wiesen nach den letzten Befunden der Follow-up-Untersuchung 6 (19,4 %) ein gutes Ergebnis (> 80 bis 90 Punkte) und 20 (64,5 %; darunter auch ein Patient, der 3 Monate postoperativ nur < 50 Punkte erreichte) ein sehr gutes Ergebnis (> 90 bis 100 Punkte) im Harris-Hip-Score auf. Dabei erzielten maximal 100 Punkte jeweils zwei Patienten 12, 18 und 24 Monate sowie ein weiterer Patient 4 Jahre postoperativ. Bei vier dieser sechs Patienten

ergab sich wiederum das gleiche Ergebnis und bei einem dieser Patienten ein annähernd gleicher Hip-Harris-Score (das heißt ein ebenfalls nach wie vor sehr gutes Ergebnis) zum letzten Untersuchungszeitpunkt (mehr als vier Jahre post implantationem). 100 Punkte erreichte außerdem ein Patient sowohl ein Jahr als auch drei Jahre postoperativ.

Einen Harris-Hip-Score von > 50 bis 80 Punkte wiesen im Nachbeobachtungszeitraum überdies 4 (12,9 %) der männlichen Patienten mit der Operationsindikation idiopathischer Coxarthrose auf. Bei einem dieser Patienten erhöhte sich der Harris-Hip-Score anfänglich bis sechs Monate postoperativ auf 83,7 Punkte; danach (vier und mehr als vier Jahre postoperativ) erreichte der Patient jedoch jeweils nur noch 72,8 Punkte, ohne daß sich bei den radiologischen Nachuntersuchungen Veränderungen feststellen ließen. Bei diesem Patienten war allerdings eine zusätzliche hüftendoprothetische Versorgung ebenfalls mit einer DSP linksseitig erforderlich. Ein weiterer Patient, der drei Monate postoperativ 78,1 Punkte erzielte, stellte sich für weitere Nachuntersuchungen nicht mehr zur Verfügung. Bei einem Patienten, bei dem wegen deutlicher Bewegungseinschränkungen aufgrund einer periartikulären Ossifikation (Arcq 3) 23 Monate nach DSP-Implantation eine operative Revision erfolgte, erhöhte sich der Harris-Hip-Score von anfänglich 37,6 Punkten (drei Monate postoperativ) auf schließlich 68,8 Punkte nach vier beziehungsweise mehr als vier Jahren nach der DSP-Implantation. Ein Patient, der zwölf Monate nach DSP-Implantation eine Luxation erlitt, erzielte bei allen Follow-up-Untersuchungen (bis zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt mehr als vier Jahre postoperativ) einen Harris-Hip-Score von nunmehr etwas mehr als 50 Punkten.

Einen Harris-Hip-Score von nur 34,8 Punkte wies drei Monate postoperativ außerdem ein Patient mit der Operationsindikation Coxarthrose auf, bei dem aufgrund einer septischen Lockerung fünf Monate nach der DSP-Implantation ein Endoprothesenwechsel erfolgen mußte.

		Postoperativer Harris-Hip-Score (erzielte Punktzahl nach Bereichsaufteilung)							
		Anzahl der Patienten (n)							
		Follow-up (nach Implantation einer DSP)							
Indikation (Geschlecht)	Punktzahl (Bereich)	3 Monate	6 Monate	12 Monate	18 Monate	2 Jahre	3 Jahre	4 Jahre	> 4 Jahre
Dysplasie-coxarthrose (Männer)	≤ 50	-	-	-	-	-	-	-	-
	> 50 ≤ 60	1	-	-	-	-	-	-	-
	> 60 ≤ 70	-	1	-	-	-	-	-	-
	> 70 ≤ 80	-	1	-	-	-	1	-	-
	> 80 ≤ 90	1	-	-	-	1	-	-	1
	> 90 ≤ 100	-	-	1	3	-	-	-	3
Dysplasie-coxarthrose (Frauen)	≤ 50	-	-	-	-	-	-	-	-
	> 50 ≤ 60	1	-	-	-	-	-	-	-
	> 60 ≤ 70	2	1	-	-1	1	-	-	1
	> 70 ≤ 80	1	1	-	-	-	1	1	2
	> 80 ≤ 90	4	3	-	1	-	-	-	-
	> 90 ≤ 100	1	4	5	2	1	2	-	4

Tab.2b: Harris-Hip-Score: Bei Aufteilung in Bereiche erzielte Punktzahl nach der Implantation einer DSP unter Berücksichtigung der Operationsindikation und des Patientengeschlechts (bis > 4 Jahre postoperativ)

Nach den DSP-Implantationen aufgrund einer Dysplasiecoxarthrose konnte einer der fünf nachuntersuchten Männer ein gutes Ergebnis (mit 88,7 Punkten) und drei ein sehr gutes Ergebnis (mit 93,5 bis maximal 94,7 Punkten) im Harris-Hip-Score bei der letzten Follow-up-Untersuchung erzielen. Ein befriedigendes Ergebnis (mit 75,7 Punkten) war zudem bei einem Patienten zu verzeichnen; dieser nahm jedoch nur drei Jahre postoperativ an einer Follow-up-Untersuchung teil.

Von den elf nachuntersuchten Frauen mit der Operationsindikation Dysplasiecoxarthrose erreichten postoperativ vier ein mäßiges oder befriedigendes Ergebnis (mit 60,5 bis 79,9 Punkten) und sieben ein sehr gutes Ergebnis (mit mehr als 90 bis 100 Punkten) im Harris-Hip-Score bei der letzten Follow-up-Untersuchung.

Dabei wies maximal 100 Punkte eine Patientin auf, und zwar sowohl drei als auch mehr als vier Jahre postoperativ.

Bei einer Patientin, welche maximal 100 Punkte ein Jahr postoperativ erzielte, verminderte sich der Harris-Hip-Score auf 79,5 Punkte und somit auf ein nur befriedigendes Ergebnis zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt (vier Jahre postoperativ), ohne daß der radiologische Befund prothesenbedingte Veränderungen zeigte. Eine Rolle spielte dabei eine zusätzlich notwendig gewordene Endoprothesenversorgung der linken Hüfte.

Eine ähnliche Abnahme im Harris-Hip-Score war bei einer weiteren Patientin mit zunächst sehr gutem Ergebnis von 97,1 Punkten sechs Monate und von 95,0 Punkten ein Jahr auf schließlich 79,8 Punkte vier und mehr als vier Jahre postoperativ zu verzeichnen. Bei dieser Patientin bestand ein Valgusstand der implantierten DSP (bei einem CCD-Winkel von 145°). Überdies zeigte sich eine Saumbildung am kranialen und kaudalen Auflagebereich und periartikuläre Ossifikationen (Arcq 2) in den Röntgenaufnahmen.

Bei einer Patientin mit der Operationsindikation Dysplasiecoxarthrose erhöhte sich der Harris-Hip-Score zunächst auf 81,9 Punkte sechs Monate postoperativ, nach 18 und 24 Monaten sowie zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt wies diese Patientin (trotz korrektem Sitz der implantierten DSP beziehungsweise radiologischem Normalbefund) jedoch nur noch eine Punktzahl von 60,5 auf.

Bei einer Patientin, die einen Harris-Hip-Score von 69,5 Punkten sechs Monate nach der DSP-Implantation erreichte, wurde mit der Operationsindikation Dysplasiecoxarthrose nach einer Standzeit von 45 Monaten aufgrund aseptischer Lockerung ein Endoprothesenwechsel durchgeführt.

Beim Vorliegen von Hüftkopfnekrosen zeigte sich nach der DSP-Implantation bei zwei von drei der nachuntersuchten Patientinnen ein sehr gutes Ergebnis (mit 93,7 % beziehungsweise 94,7 erreichten Punkten) und bei einer Patientin ein noch befriedigendes Ergebnis (mit 69,0 Punkten) zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt im Oktober 1999.

		Postoperativer Harris-Hip-Score (erzielte Punktzahl nach Bereichsaufteilung)							
		Anzahl der Patienten (n)							
		Follow-up (nach Implantation einer DSP)							
Indikation (Geschlecht)	Punktzahl (Bereich)	3 Monate	6 Monate	12 Monate	18 Monate	2 Jahre	3 Jahre	4 Jahre	> 4 Jahre
Hüftkopfnekrose (Männer)	> 50 ≤ 60	1	-	-	-	-	-	-	-
	> 60 ≤ 70	1	1	-	-	-	-	-	-
	> 70 ≤ 80	-	-	-	-	-	-	-	-
	> 80 ≤ 90	1	-	2	1	1	-	-	2
	> 90 ≤ 100	-	2	3	-	2	3	2	3
	≤ 50	-	-	-	-	-	-	-	-
Hüftkopfnekrose (Frauen)	> 50 ≤ 60	1	-	-	-	-	-	-	-
	> 60 ≤ 70	-	-	-	1	-	-	-	1
	> 70 ≤ 80	1	-	-	-	-	-	-	-
	> 80 ≤ 90	-	2	1	-	-	-	-	-
	> 90 ≤ 100	-	-	-	-	-	1	1	2

Tab.2c: Harris-Hip-Score: Bei Aufteilung in Bereiche erzielte Punktzahl nach der Implantation einer DSP unter Berücksichtigung der Operationsindikation und des Patientengeschlechts (bis > 4 Jahre postoperativ)

Von den insgesamt sieben nachuntersuchten Männern mit einer Hüftkopfnekrose, erzielten im Harris-Hip-Score zwei Patienten ein gutes Ergebnis (mit 82,7 und 89,5 Punkten) und fünf Patienten ein sehr gutes Ergebnis (mit 90,8 bis maximal 97,0 Punkten) bei der letzten Follow-up-Untersuchung.

Von den Patienten mit sonstigen Diagnosen (bei einem Mann und drei Frauen) wurde fernerhin ein befriedigendes Ergebnis (mit 71,9 Punkten) beim männlichen Patienten sowie ein gutes Ergebnis (mit 87,7 Punkten) bei einer Patientin und ein sehr gutes Ergebnis (mit jeweils 100 Punkten) bei zwei Patientinnen zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt nach der DSP-Implantation erzielt. Dabei ergab der radiologische Befund beim männlichen Patienten eine abstehende Lasche am distalen Ende sowie eine periartikuläre Ossifikation (Arcq 3) und einen knöchernen Anbau des distalen Laschenanteils. Zudem bestand ein Varusstand der DSP mit einer CCD-Winkelverkleinerung von 128° präoperativ auf 124° postoperativ.

Eine Verbesserung im Harris-Hip-Score war bei der Gesamtbetrachtung der nachuntersuchten Patienten im Mittel (\pm Standardabweichung) von präoperativ 44,0 (\pm 12,0) Punkte auf 91,1 (\pm 10,3) Punkte (das heißt im Mittel sehr guter Harris-Hip-Score-Wert) zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt (nach der Implantation der DSP bis zu mehr als 4 Jahre) zu verzeichnen. Im Mittel (\pm SD) die höchste Punktzahl im Harris-Hip-Score wurde von den Frauen der Patientengruppe mit einer primären idiopathischen Coxarthrose und der Patientengruppe mit sonstigen Diagnosen (mit 95,3 [\pm 5,2] beziehungsweise 95,9 [\pm 7,1]) zum letzten Untersuchungszeitpunkt erreicht. Erwähnt sei zudem, daß ein gutes und sehr gutes Ergebnis (mit $> 80 \leq 90$ beziehungsweise $> 90 \leq 100$ Punkte) sowohl alle nachuntersuchten Frauen der Coxarthrosegruppe (in 15,6 respektive 86,4 % der Patientinnen) als auch jene mit sonstigen Diagnosen (in 33,3 respektive 67,7 5 der Patientinnen) bei ihrer letzten Nachuntersuchung aufwiesen.

Von den Männern der Coxarthrosegruppe erreichte überdies ein gutes und sehr gutes Ergebnis mit 83,9 % (19,4 beziehungsweise 64,5 %), 12,9 % ein mäßiges oder befriedigendes Ergebnis (mit 52,7 bis maximal 78,1 Punkten) und ein Patient ein schlechtes Ergebnis (mit 34,8 Punkten). Dabei lag bei letzterem Patient eine septische Lockerung vor. Ein Harris-Hip-Score von nur 52,7 Punkten erzielte ein Patient, der zwölf Monate nach der DSP-Implantation eine Luxation erlitt. Radiologisch war eine Saumbildung am kranialen und kaudalen Auflagebereich der DSP auf dem Schenkelhalsstumpf zu erkennen; zudem bestand ein geringgradiger Valgusstand der DSP bei einer CCD-Winkelveränderung von 130° prä- auf 136° postoperativ. Bei einem Patienten mit einer erreichten Punktzahl von schließlich 68,8 (nach bis zu mehr als 4 Jahre postoperativ) bestand eine Bewegungseinschränkung wegen einer periartikulären Ossifikation (Arcq 3); eine Entmauerungsoperation aufgrund dessen erfolgte 23 Monate postoperativ. Überwiegend ein gutes bis sehr gutes Ergebnis im Harris-Hip-Score nach der Versorgung mit einer DSP war weiterhin sowohl bei den Patienten mit einer Dysplasiecoxarthrose als auch bei jenen mit einer Hüftkopfnekrose zu verzeichnen.

So erzielten im Nachbeobachtungszeitraum aus der Gruppe mit einer Hüftkopfnekrose alle Männer (respektive in 28,6 und 71,4 % der Fälle) ein gutes und sehr gutes Ergebnis und 66,7 % der Frauen ein sehr gutes Ergebnis. Eine Frau dieser Gruppe wies außerdem postoperativ ein befriedigendes Ergebnis (mit 69,0 erreichten Punkten) nach mehr als vier Jahren auf. Eine Rolle für das schlechtere Abschneiden dieser Patientin könnten Beschwerden aufgrund eines knöchernen Anbaus gespielt haben.

Wiederum einen guten oder sehr guten Harris-Hip-Score nach der Versorgung mit einer DSP erreichten 80,0 % der Männer (respektive in 20 und 60 % der Fälle) und ein sehr gutes Ergebnis 63,6 % der Frauen aus der Gruppe mit Dysplasiecoxarthrosen jeweils bei ihrer letzten Follow-up-Untersuchung. Ein befriedigendes Ergebnis (mit 75,7 Punkten) wies aus dieser Gruppe außerdem der jüngste Patient dieser Studie (ein Mann von 20 Jahren) drei Jahre postoperativ auf. Angemerkt sei, daß sich dieser Patient keinen weiteren Nachuntersuchungen im Untersuchungszeitraum unterzog. Ein befriedigendes Ergebnis in dieser Gruppe (mit 60,5 bis 79,9 erreichten Punkten) erzielten des weiteren 36,4 % der Frauen bei ihrer letzten Follow-up-Untersuchung. Eine von diesen Patientinnen zeigte bemerkenswerterweise zunächst ein sehr gutes postoperatives Ergebnis nach sechs und zwölf Monaten, wonach dieser auf 79,9 Punkte nach mehr als vier Jahren abnahm. Dabei zeigte sich radiologisch eine Saumbildung am kranialen und kaudalen Auflagebereich der DSP auf dem Schenkelhalsstumpf. Zudem bestand ein postoperativer Valgusstand (bei einem CCD-Winkel von 145° mit einer Winkelveränderung prä- zu postoperativ von $+9^\circ$) und weiterhin eine periartikuläre Ossifikation (Arcq 2). Bei einer Patientin, die sechs Monate postoperativ einen Harris-Hip-Score von 69,5 Punkte aufwies, war ein Prothesenwechsel aufgrund einer aseptischen Lockerung erforderlich. Erwähnt sei auch, daß sich bei einer Patientin, bei der sich der Harris-Hip-Score auf 81,9 Punkte sechs Monate postoperativ verbesserte, nach 18 Monaten bis mehr als vier Jahre postoperativ nur noch eine Punktzahl von 60,5 erreichte, trotz korrektem Sitz der implantierten DSP beziehungsweise bei einem radiologischen Normalbefund.

4.4.1.2 Getrennte Auswertung nach Schmerzen und Funktion

4.4.1.2.1 Schmerzen

Die Zufriedenheit mit dem Operationsresultat aus der Sicht des Patienten ist im höchsten Maße vom Vorliegen von Schmerzen beziehungsweise Schmerzfreiheit abhängig.

Fünf Patienten mit beidseits implantierten Druckscheibenendoprothesen wurden für jede Seite gesondert beurteilt und ausgewertet, dem Gesamtkollektiv jedoch nicht zusätzlich gegenübergestellt bzw. gesondert beurteilt. Die Patienten mit erforderlichem Endoprothesenwechsel gingen bis zum Zeitpunkt der Wechseloperation mit in die Studie ein.

Vor der Operation klagten die meisten Patienten (n = 58 Hüftgelenke; 59,2 %) über „deutliche“ Schmerzen (einhergehend mit eingeschränkter Aktivität und Bedarf an starken Schmerzmitteln) gefolgt von Patienten (n = 34 Hüftgelenke; 34,7 %) mit „moderaten“ Schmerzen (mit einem Bedarf an starken Schmerzmitteln). Vier Patienten litten außerdem an (invalidisierenden) starken Schmerzen. Milde Schmerzen gaben nur zwei Patienten an. Ohne Schmerzen war insgesamt keiner der Patienten präoperativ (Abbildung 24).

Postoperativ waren die meisten Patienten (n = 59 Hüftgelenke; 60,2 %) beschwerdefrei. „Leichte“ oder „milde“ Schmerzen gaben jeweils 19 (19,4 %) der Patienten und nur ein Patient moderate Schmerzen postoperativ an (Abbildung 25). Endoprothesenspezifisch kam es im vorliegenden Kollektiv vor allem in den ersten postoperativen Monaten häufig zu mehr oder weniger ausgeprägten Beschwerden im Bereich der Lasche beziehungsweise der Außenseite des proximalen Oberschenkels. Neben dem Laschendesign und Implantationsart beziehungsweise –fehler (wie solche, die eine nach proximal oder distal abstehende Lasche zur Folge haben, wie auch ein nicht korrekt eingebrachter oder vollständig eingedrehter Schraubbolzen, oder ein nach lateral oder distal abstehender Sicherungsdraht, der bei früheren Modellen zur Arretierung des Bolzens verwendet wurde sowie nicht korrekt eingebrachte oder zu lang gewählte Kortikalisschrauben, die distal die Lasche fixieren) könnten Ursache für die Beschwerden sein, besonders die Konstitution des

Patienten. So können solche durch die Lasche verursachten Beschwerden besonders bei sehr schlanken, asthenischen oder athletischen Patienten mit geringer Weichteilabdeckung infolge von Reizerscheinungen an der Muskulatur beziehungsweise am Tractus iliotibialis durch die Lasche verursacht werden.

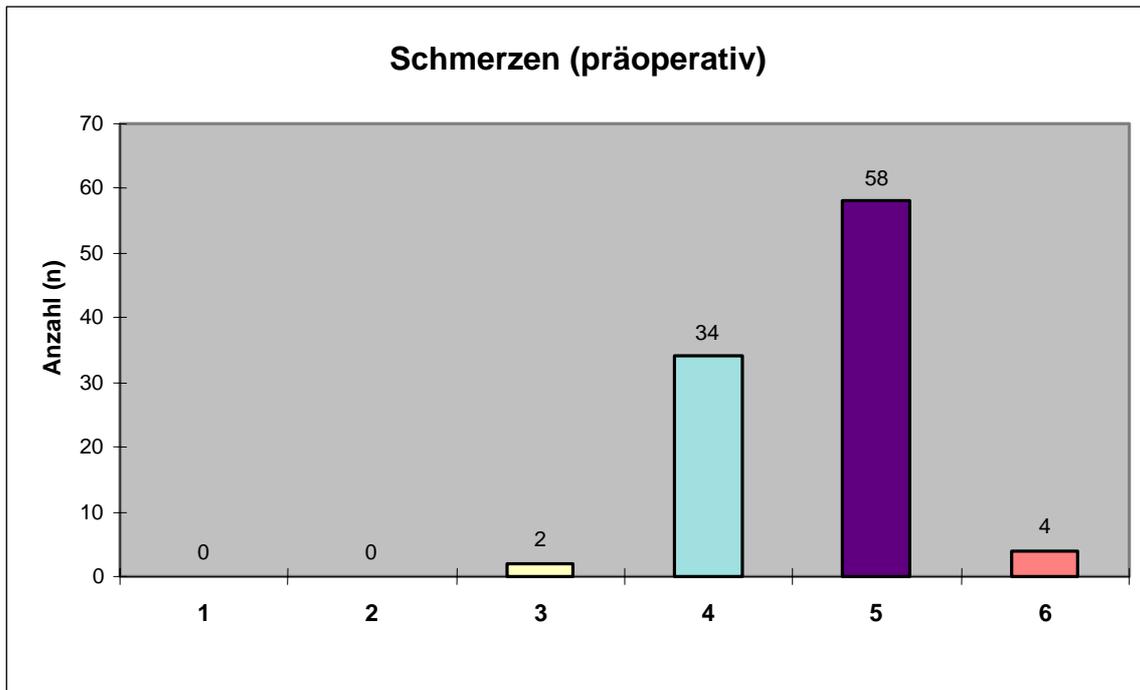


Abb. 24: Schmerzen präoperativ
 Die Auswertung erfolgte gemäß dem Harris-Hip-Score wie folgt:
 1 = keine Schmerzen; 2 = leichte Schmerzen (gelegentlich, ohne Bedarf an Schmerzmitteln); 3 = milde Schmerzen (gelegentlich, bei Bedarf Schmerzmittel); 4 = moderate Schmerzen (bei Bedarf an starken Schmerzmitteln); 5 = deutliche Schmerzen (eingeschränkte Aktivität, bei Schmerzmittelbedarf) 6 = starke Schmerzen (invalidisierend)

Erwähnt sei darüber hinaus eine im Kontext mit dem sogenannten „Laschenschmerz“ zusätzlich durchgeführte Nachuntersuchung bei 108 Patienten. Bei den 33 (30,6 %) der 108 Patienten mit Beschwerden, traten diese vor allem im Bereich der Leiste (n = 15) sowie im Oberschenkelschaftbereich und auch im Bereich des Trochanter major (jeweils n = 12) auf. Nur zwei Patienten nannten auch Beschwerden im Hüftbereich. Im Rahmen der klinischen Untersuchung konnte ein Druckschmerz außerdem bei 19 Patienten ausgelöst werden.

Die überwiegende Mehrzahl ($n = 29$) der Patienten gab weiterhin ein Auftreten der Beschwerden bei Belastung an. Jeweils 4 der 33 Patienten hatten außerdem Beschwerden in Ruhe beziehungsweise nachts beim Liegen.

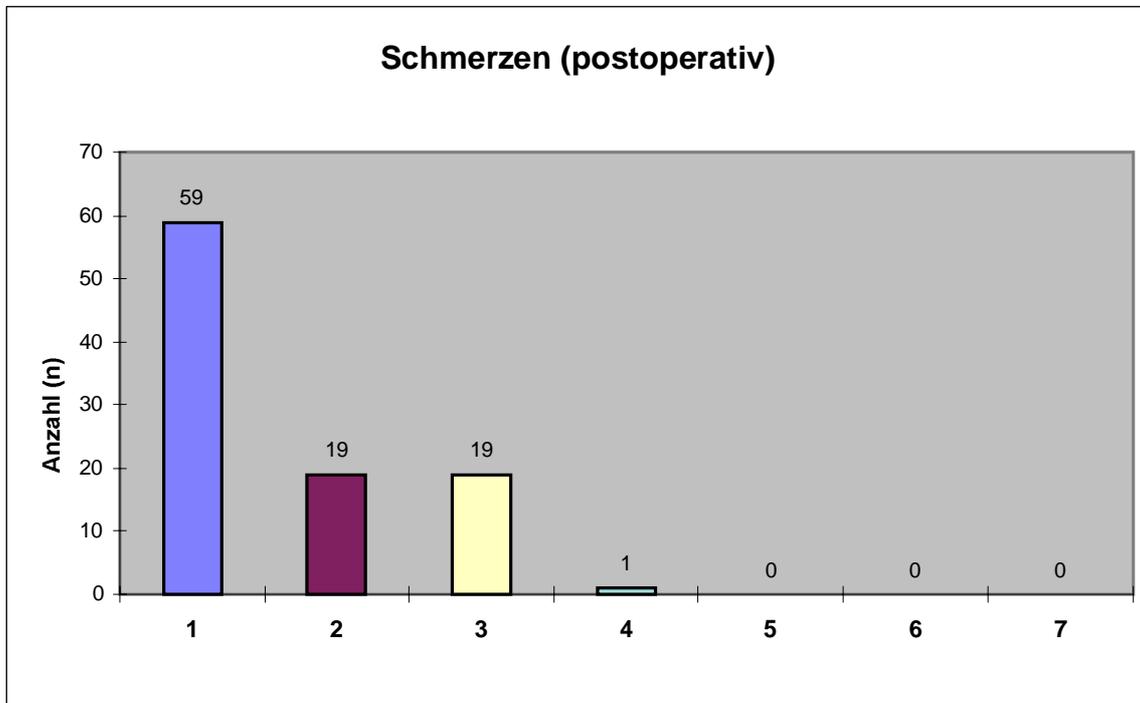


Abb. 25: Schmerzen nach der DSP-Implantation ($n = 98$)
Auswertung gemäß dem Harris-Hip-Score (Abb. 24)

4.4.1.2.2 Gangbild

Ein hinkendes Gangbild bestand vor der DSP-Implantation ($n = 98$) in nahezu allen Fällen (mit „leichtem“ Hinken in 11,2 % [$n = 11$], „mäßiges“ Hinken in 45,9 % [$n = 45$] und „starkem“ Hinken in 38,8 % [$n=38$]) (Abbildung 22). Ein Patient war nicht gehfähig. Präoperativ wiesen lediglich drei Patienten ein unauffälliges Gangbild auf.

Ein unauffälliges Gangbild wiesen nach der DSP-Implantation hingegen die Mehrzahl der Patienten ($n = 53$ DSP; beziehungsweise mit 54,1 %) auf, gefolgt von Patienten mit einem noch „leichten“ Hinken (mit $n = 38$ DSP beziehungsweise 98,8 %) (Abbildung 26). Ein mäßiges Hinken zeigte sich außerdem bei sechs Patienten und ein starkes Hinken nur noch bei einem Patienten. Gehunfähig war postoperativ keiner der Patienten.

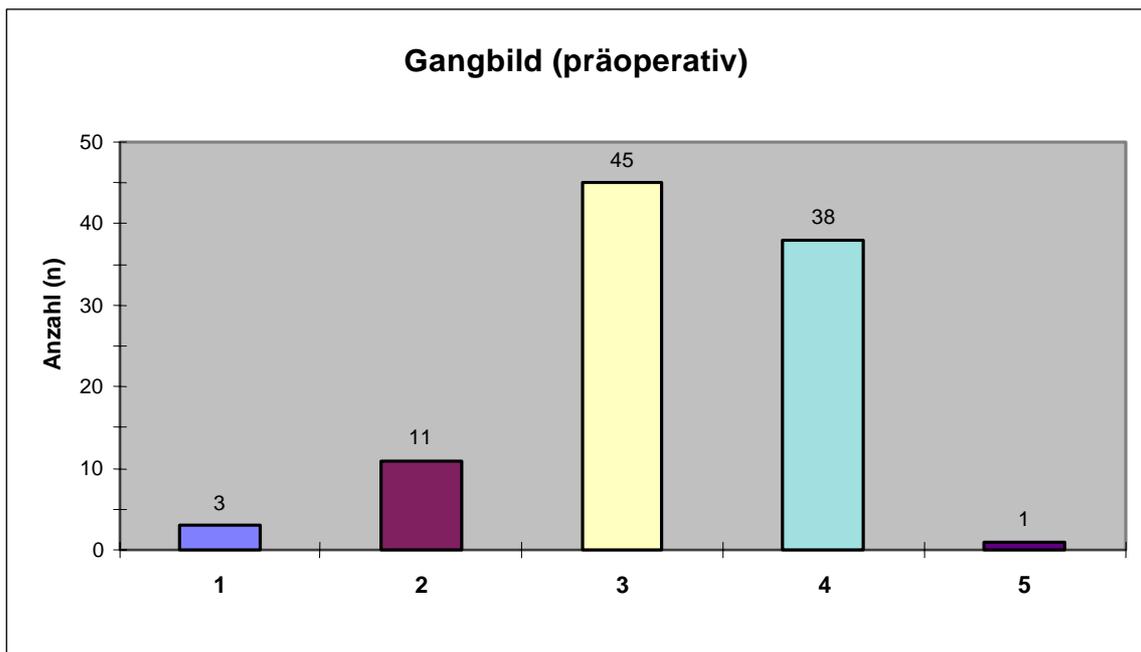


Abb. 26: Gangbild präoperativ.
Die Auswertung erfolgte gemäß dem Harris-Hip-Score wie folgt:
1 = kein Hinken; 2 = leichtes Hinken; 3 = mäßiges Hinken;
4 = starkes Hinken; 5 = Gehunfähigkeit

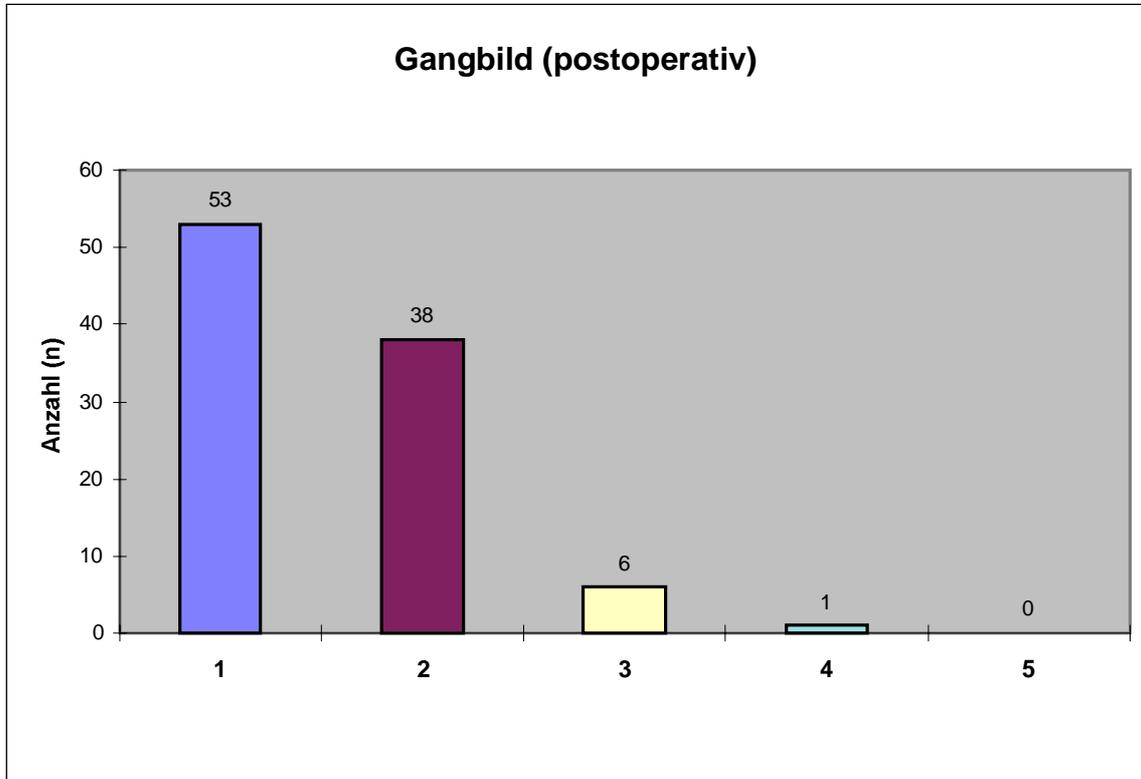


Abb. 27: Gangbild nach der DSP-Implantation (n = 98).
Die Auswertung erfolgte gemäß dem Harris-Hip-Score (Abb. 26)

4.4.1.2.3 Gehhilfen

Präoperativ waren 18 Patienten (18,4 %) der vorliegenden Studie ständig auf einen Gehstock und vier Patienten (4,1 %) auf zwei Gehstöcke angewiesen. Eine Unterarmgehstütze benutzten 14 Patienten (14,3 %) und 2 Patienten (2,0 %) zwei Unterarmgehstützen (beziehungsweise waren gehunfähig). Gelegentlich einen Gehstock nahmen außerdem 14 Patienten (14,3 %) zur Hilfe. Auf keine Gehhilfen war präoperativ knapp die Hälfte der Patienten (n = 46 DSP; 46,9 %) angewiesen (Abbildung 28).

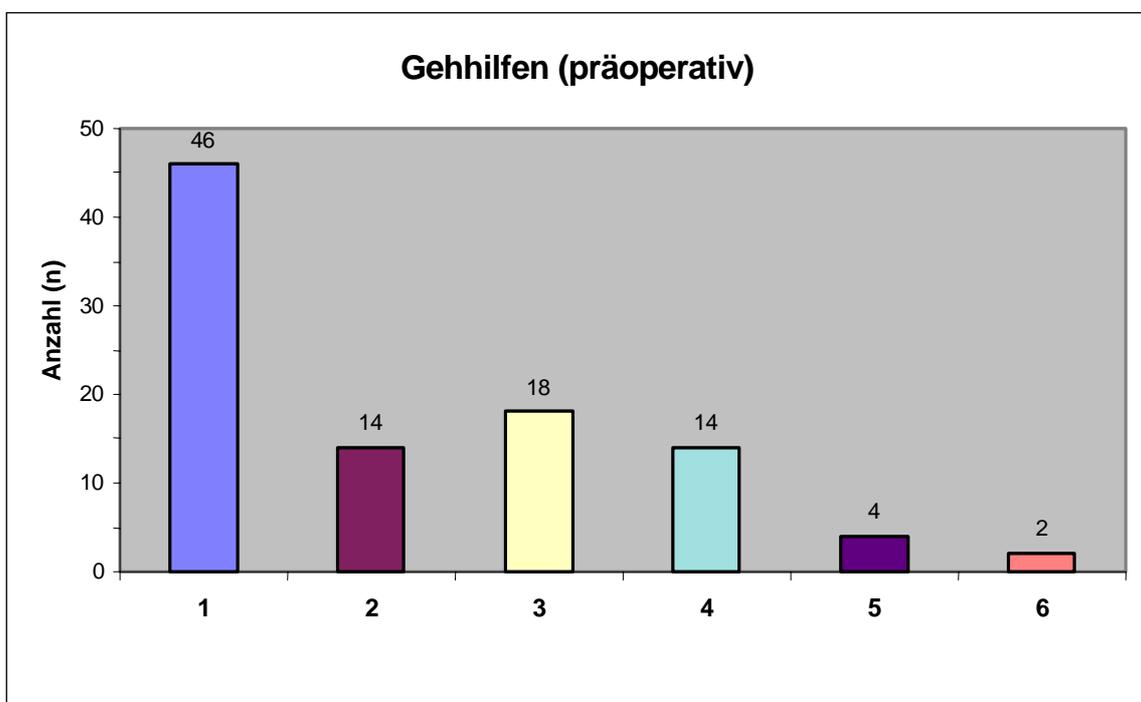


Abb. 28: Einsatz von Gehhilfen präoperativ.
Die Auswertung wurde gemäß dem Harris-Hip-Score wie folgt durchgeführt: 1 = keine Hilfsmittel; 2 = ein Gehstock (gelegentliche Benutzung); 3 = ein Gehstock (ständige Benutzung); 4 = eine Unterarmgehstütze; 5 = zwei Gehstöcke; 6 = zwei Unterarmgehstützen (beziehungsweise Gehunfähigkeit)

Nach der DSP-Implantation (n = 98) war die überwiegende Mehrzahl der Patienten (n = 81 DSP beziehungsweise 82,7 %) hingegen auf keine Gehhilfe mehr angewiesen. Jeweils zwei Patienten benutzten einen Gehstock oder eine Unterarmgehstütze. Nur ein Patient benötigte noch zwei Gehstöcke (Abbildung 29).

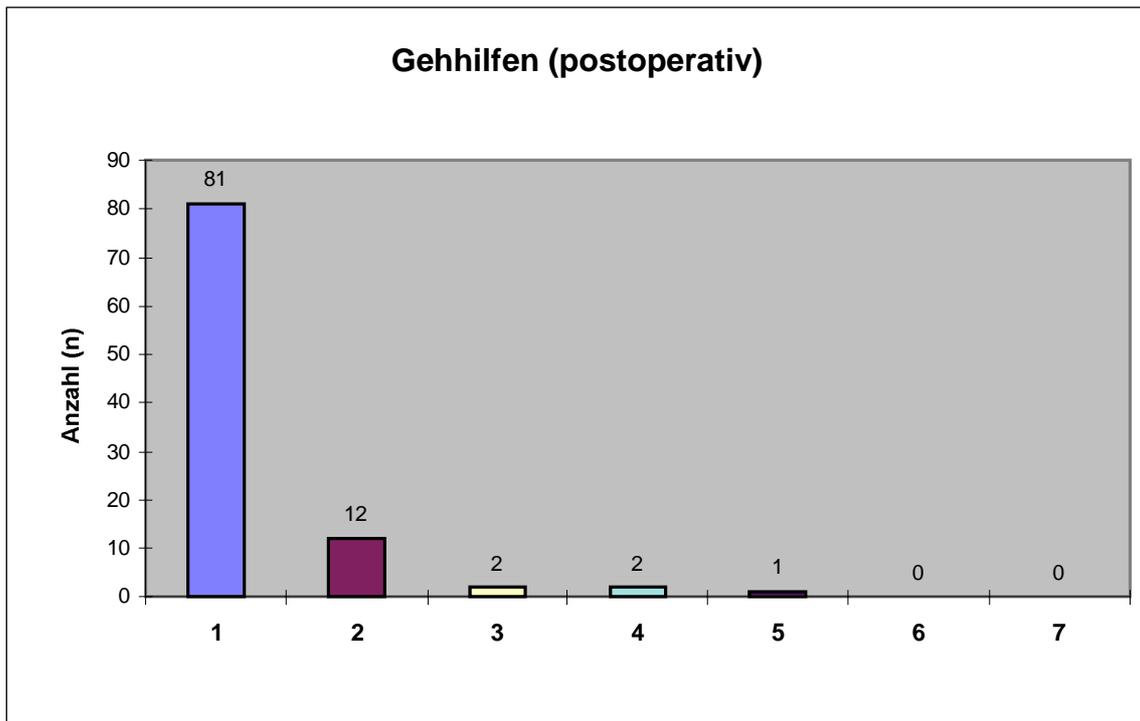


Abb. 29: Einsatz von Gehhilfen nach der DSP-Implantation.
Die Auswertung erfolgte gemäß dem Harris-Hip-Score (Abb.28)

4.4.1.2.4 Gehstrecke

Eine Gehstrecke von bis zu 1.500 Metern konnten präoperativ knapp die Hälfte der Patienten ($n = 44$ Hüftgelenke; 44,9 %) bzw. eine von bis zu 500 Metern die andere Hälfte der Patienten ($n = 46$ Hüftgelenke; 46,9 %) bewältigen. Bei vier Patienten bestand eine auf die Wohnung beziehungsweise häusliche Umgebung beschränkte Gehfähigkeit (mit nur bis zirka 50 Metern) und bei einem Patienten eine gänzliche Gehunfähigkeit. Lediglich drei Patienten waren präoperativ imstande, eine Wegstrecke von mehr als 1.500 Metern zurückzulegen (Abbildung 30). Nach der DSP-Implantation konnte dagegen eine Wegstrecke von mehr als 1.500 Metern die Mehrzahl der Patienten ($n = 54$ DSP beziehungsweise 55,1 %) zurücklegen. Eine Wegstrecke von bis zu 1.500 Metern konnte außerdem ein Großteil der Patienten ($n = 38$ DSP; 38,8 %) zurücklegen. Sechs Patienten war es lediglich möglich, eine Strecke von bis zu 500 Metern zu bewältigen (Abbildung 31).

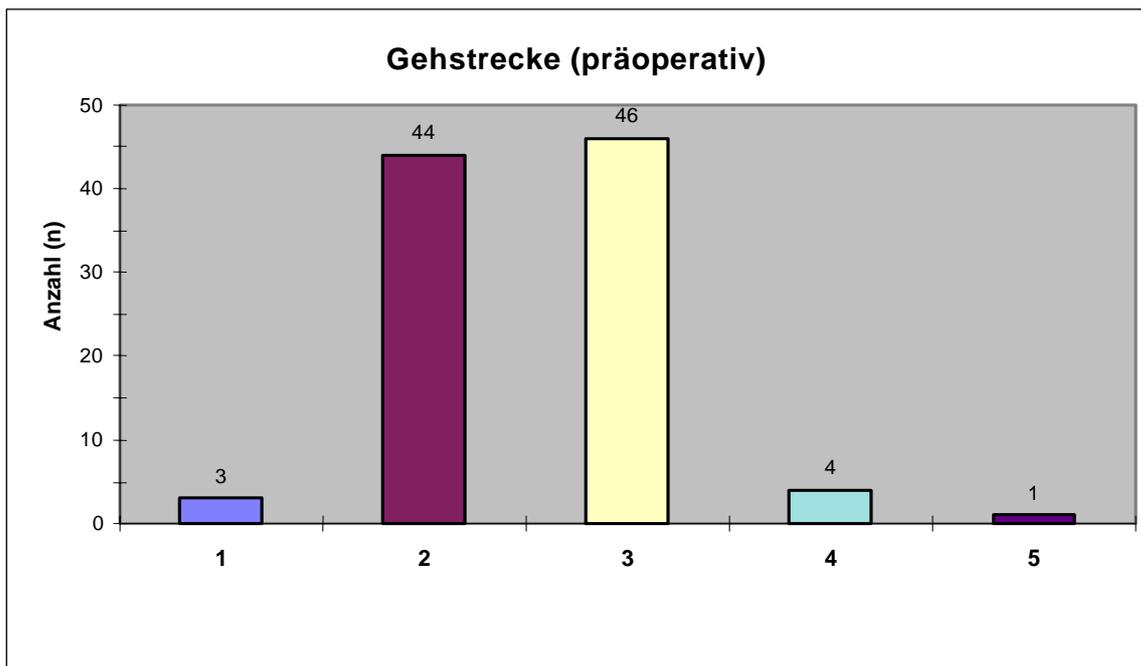


Abb. 30: Gehstrecke präoperativ.
 Die zurückgelegte Gehstrecke wurde gemäß dem Harris-Hip-Score wie folgt unterteilt:
 1 = Gehstrecke > 1500 Meter; 2 = Gehstrecke \leq 1500 Meter; 3 = Gehstrecke \leq 500 Meter; 4 = Gehstrecke in der häuslichen Umgebung; 5 = Gehunfähigkeit

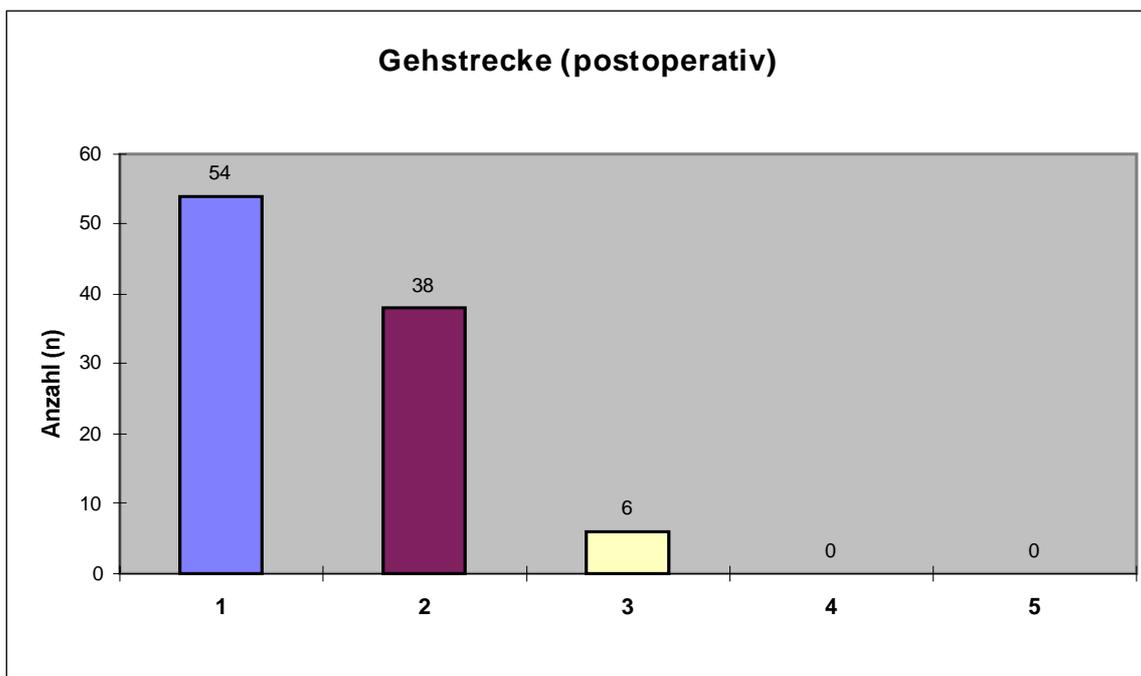


Abb. 31: Gehstrecke nach der Implantation einer DSP (n = 98)
 Die Unterteilung erfolgte nach dem Harris-Hip-Score (Abb.30)

4.4.1.3 Operationsresultat aus Patientensicht

Im Rahmen der Nachuntersuchung wurden die Patienten (n = 93) auch danach befragt, ob sich nach der Implantation einer DSP ihr Befinden im Hinblick auf die operierte Hüfte (n = 98) verschlechtert, gleichgeblieben oder verbessert habe. Dabei gaben sechs Patienten eine Verschlechterung an, sieben Patienten beurteilten postoperativ im Vergleich zu präoperativ ihr Befinden als gleichbleibend. Die überwiegende Mehrzahl der Patienten war jedoch mit dem Operationsergebnis (n = 85 DSP beziehungsweise 86,7 %) zufrieden, beziehungsweise gaben an, hierdurch eine Verbesserung erfahren zu haben.

4.4.2 Radiologische Befunde

Radiologische Kriterien bei der Nachuntersuchung einer implantierten DSP sind der CCD-Winkel, der knöcherne Auflagebereich der DSP, das knöcherne Lager kranial und kaudal des Prothesenkörpers, der kortikospongiöse Bereich zwischen der DSP, dem Kalkar und der proximal eingebrachten Laschenschraube, sowie die Lage der Lasche am lateralen Femur. Eine korrekte Beurteilung insbesondere des Auflagebereichs der Endoprothese am Schenkelhalstumpf ist nur möglich, wenn dieser vom Röntgenstrahl exakt orthograd getroffen wird. Wie eigene Untersuchungen gezeigt haben, gelingt dieses am besten in einer Innenrotationsstellung des Femur von mindestens 10° bis maximal 20°. Diese spezielle Einstellungstechnik kam daher auch bei der radiologischen Nachuntersuchung zur Anwendung (Abb. VI, Tab. II im Anhang). Dennoch konnten nicht alle Röntgenbilder im Verlauf ausgewertet werden, da in Einzelfällen keine korrekte, orthograde Röntgenaufnahme vorlag. Zur Beurteilung vom Auftreten periartikulärer Ossifikationen (Abb. V im Anhang) konnten die Röntgenbilder aller 98 implantierten DSP herangezogen werden. Bei acht der implantierten DSP war eine Verlaufsbeobachtung nicht möglich (z.B. wegen Endoprothesewechsel), sodaß 90 DSP der radiologischen Beurteilung unterzogen wurden (Tab. 3a+b). Hierbei betrug der kürzeste Beobachtungszeitraum der Follow-up-Untersuchungen wie auch bei der klinischen Verlaufsbeurteilung 18 Monate, der längste 6 Jahre.

4.4.2.1 Befunde im Hinblick auf Saumbildungen, Neotrabel und Laschenabstand

Eine sichere Beurteilung war in bezug auf den knöchernen Auflagebereich der DSP am Schenkelhalsstumpf lediglich bei sieben der 90 nachuntersuchten Endoprothesen (bei jeweils den gleichen Patienten) sowohl kranial als auch kaudal (Zone A1 und A2) nicht möglich. Etwas häufiger nicht sicher beurteilt werden konnte dieser Auflagebereich bei der männlichen Patientengruppe mit einem Anteil von n = 4 zu einem Anteil von n = 3 (siehe Tabelle 3a).

Indikation und Geschlecht	Postoperative radiologische Befunde											
	Anzahl der implantierten DSP (n)											
	Saumbildung											
	kranialer Auflagebereich (A ₁)			kaudaler Auflagebereich (A ₂)			kranialer Bereich des Schraubenbolzens (B)			kaudaler Bereich des Schraubenbolzens (C)		
	ja	nein	n.b.	ja	nein	n.b.	ja	nein	n.b.	ja	nein	n.b.
Coxarthrose	20	38	5	6	52	5	4	59	-	4	59	-
Männer	9	18	4	2	25	4	3	28	-	1	30	-
Frauen	11	20	1	4	27	1	1	31	-	3	29	-
Dysplasie-coxarthrose	3	10	1	1	12	1	-	14	-	-	14	-
Männer	-	4	-	-	4	-	-	4	-	-	4	-
Frauen	3	6	1	1	8	1	-	10	-	-	10	-
Hüftkopfnekrose	2	8	-	1	9	-	-	10	-	-	10	-
Männer	2	5	-	1	6	-	-	7	-	-	7	-
Frauen	-	3	-	-	3	-	-	3	-	-	3	-
Sonstige Diagnosen	-	2	1	-	2	1	-	3	-	-	3	-
Männer	-	1	-	-	1	-	-	1	-	-	1	-
Frauen	-	1	1	-	1	1	-	2	-	-	2	-
Patienten (gesamt)	25	58	7	8	75	7	4	86	-	4	86	-
Männer	11	28	4	3	36	4	3	40	-	1	42	-
Frauen	14	30	3	5	39	3	1	46	-	3	44	-

Tab. 3 a: Radiologische Befunde der Follow-up-Untersuchungen
 * siehe hierzu Abbildung VI und Tabelle II im Anhang
 ** n.b. = nicht beurteilbar

Eine Saumbildung war am häufigsten am kranialen Auflagebereich (Zone A1) der DSP (mit $n = 25$ beziehungsweise 27,8 % aller implantierten DSP) festzustellen, gefolgt von einer am kaudalen Auflagebereich (Zone A2) der DSP (mit $n = 8$) und dann von einer im Bereich des Schraubbolzens (Zone E1 und E2 mit jeweils $n = 4$ aller implantierten DSP). Dabei fand sich eine Saumbildung häufiger bei der Patientengruppe mit vorliegender Coxarthrose im Vergleich zur Patientengruppe mit einer Dysplasiecoxarthrose und zur Patientengruppe mit einer Hüftkopfnekrose. Keine Saumbildung bei den nachuntersuchten implantierten DSP der Patientengruppe mit sonstigen Diagnosen zu verzeichnen.

Häufiger war eine Saumbildung sowohl am kranialen als auch am kaudalen Auflagebereich der DSP bei den nachuntersuchten Frauen mit einer idiopathischen Coxarthrose und Dysplasiecoxarthrose (mit $n = 11$ und $n = 3$ respektive mit $n = 4$ und $n = 1$) im Vergleich zu den nachuntersuchten Männern (mit $n = 9$ und $n = 0$ respektive $n = 2$ und $n = 0$) nachzuweisen. Bei der Patientengruppe mit vorliegender Hüftkopfnekrose zeigten sich dagegen Saumbildungen am kranialen und kaudalen Auflagebereich nur bei den nachuntersuchten Männern (mit $n = 2$ beziehungsweise $n = 1$).

Eine Saumbildung am kranialen und kaudalen Bereich des Schraubbolzens fand sich fernerhin nur bei den Patienten mit einer idiopathischen Coxarthrose, wobei im kranialen Bereich von einer Saumbildung zumeist die männlichen Patienten (mit $n = 3$ zu $n = 1$) und im kaudalen Bereich die weiblichen Patienten (mit $n = 3$ zu $n = 1$) betroffen waren.

Die radiologischen Befunde der implantierten DSP bei der letzten Nachuntersuchung (gesamt; sowie nach Operationsindikation und Geschlecht der Patienten unterschieden) gehen aus Tabelle 3 a und b hervor.

Als „charakteristische funktionelle Anpassung“ wird die Bildung von neuen Trabekelzügen angegeben, das heißt, in diesen Fällen wird die Last nicht direkt vor der Schenkelhalskortikalis übernommen, sondern von den neuen Trabekelzügen in die mediale Kortikalis eingesetzt (MENGE 1995).

In der vorliegenden Studie fanden sich Neotrabekel bei insgesamt fünf der nachuntersuchten DSP im knöchernen Bereich zwischen Schraubbolzen, Kal-

kar und proximaler Laschenschraube, und zwar häufiger bei den männlichen Patienten (n = 4) als bei den weiblichen Patienten (n = 1). Bei vier (drei Männer und eine Frau) dieser Patienten war die Indikation zur Implantation der DSP außerdem eine idiopathische Coxarthrose und bei einem Patienten eine Hüftkopfnekrose (siehe Tabelle 3 b).

Indikation und Geschlecht	Postoperative radiologische Befunde							
	Anzahl der implantierten DSP (n)							
	knöcherner Strukturveränderungen		Lasche abstehend				Veränderungen zu den postoperativ zuvor durchgeführten Durchleuchtungsaufnahmen	
	Neotrabel (D)		proximal (E ₁)		distal (E ₂)			
	ja	nein	ja	nein	ja	nein	ja	nein
Coxarthrose	4	59	1	62	1	62	8	55
Männer	3	28	1	30	1	30	4	27
Frauen	1	31	-	32	-	32	4	28
Dysplasie-coxarthrose	-	14	-	14	1	13	-	14
Männer	-	4	-	4	-	4	-	4
Frauen	-	10	-	10	1	9	-	10
Hüftkopfnekrose	1	9	-	10	-	10	1	9
Männer	1	6	-	7	-	7	-	7
Frauen	-	3	-	3	-	3	1	2
Sonstige Diagnosen	-	3	-	3	1	2	-	3
Männer	-	1	-	1	1	-	-	1
Frauen	-	2	-	2	-	2	-	2
Patienten (gesamt)	5	85	1	89	3	87	9	81
Männer	4	39	1	42	2	41	4	39
Frauen	1	46	-	47	1	46	5	42

Tab. 3 b: Radiologische Befunde der Follow-up-Untersuchungen
* siehe hierzu Abbildung VI und Tabelle II im Anhang

Ferner gilt es zu beurteilen ob die Lasche nach proximal oder distal absteht. Dies war bei den nachuntersuchten DSP der vorliegenden Untersuchung, wie aus Tabelle 3 b zu ersehen, bei einer DSP proximal und bei drei DSP distal des Laschenbereichs der Fall. Dabei wurde von den Patienten mit distal abstehtender Lasche die DSP zu varisch (mit einem CCD-Winkel von 114°) bei einer Patientin mit der Operationsindikation Dysplasiecoxarthrose und etwas zu

varisch (mit einem CCD-Winkel von 124°) bei einem Patienten mit sonstiger Diagnose eingebracht. Der achsengerechte Prothesensitz bestand hingegen bei den zwei übrigen Patienten mit distal oder proximal abstehender Lasche.

Eine Saumbildung am kranialen Auflagebereich zeigte sich zudem bei der zu varisch eingebrachten DSP mit distal abstehender Lasche. Im Fall der proximal abstehenden Lasche bestand außerdem eine Saumbildung kranial und kaudal des Schraubbolzens.

So fand sich eine Saumbildung sowohl kranial als auch kaudal am Auflagebereich der DSP bei fünf Patienten, zwei Männer und zwei Frauen mit der Operationsindikation Coxarthrose sowie eine Frau mit einer Dysplasiecoxarthrose. Bei einer weiteren Endoprothese einer Patientin mit einer Coxarthrose bestand eine Saumbildung am kranialen Auflagebereich der DSP sowie im knöchernen Lager kaudal des Schraubbolzens.

Eine Saumbildung im knöchernen Lager sowohl kranial als auch kaudal des Schraubbolzens wies eine implantierte DSP einer Patientin ebenfalls mit der Operationsindikation Coxarthrose auf. Bei zwei männlichen Patienten mit einer Coxarthrose zeigten sich überdies jeweils eine Saumbildung am kranialen Auflagebereich der eingebrachten DSP sowie Neotrabekel im kortikospongiösen Bereich zwischen Schraubbolzen, Kalkar und proximaler Laschenschraube. Neotrabekel im kortikospongiösen Bereich neben einer Saumbildung sowohl kranial als auch kaudal des Auflagebereiches der implantierten DSP waren außerdem bei einem männlichen Patienten mit einer Hüftkopfnekrose festzustellen. Sowohl eine Saumbildung am kranialen und kaudalen Auflagebereich des Implantates sowie im knöchernen Lager kaudal des Schraubbolzens als auch Neotrabekel im kortikospongiösen Bereich zwischen Schraubbolzen, Kalkar und proximaler Laschenschraube lag fernerhin bei einer Patientin mit der Operationsindikation Coxarthrose vor.

Angemerkt sei, daß eine Abweichung von einem als optimal erachteten CCD-Winkel (zwischen 125° und 135°) im letzteren Fall von $+3^\circ$ (beziehungsweise von 138°) vorlag.

Ein Valgusstand von 140° bestand überdies im Fall mit Neotrabekel im kortikospongiösen Bereich und eine Saumbildung am kranialen und kaudalen

Auflagebereich sowie einer von 145° in einem Fall mit einer Saumbildung am kranialen und kaudalen Auflagebereich der implantierten DSP (bei der Patientin mit der Operationsindikation Dysplasiecoxarthrose).

Eine Abweichung vom achsengerechten Sitz von $+ 1^\circ$ bestand bei zwei implantierten Endoprothesen (mit einer Saumbildung jeweils am kranialen und kaudalen Auflagebereich der DSP bei einer Patientin und einem Patienten mit einer Coxarthrose). Eine Abweichung von dem als optimal angesehenen CCD-Winkel lag bei den übrigen Endoprothesen mit radiologischen Mehrfachbefunden nicht vor.

Bei den DSP mit einem radiologischen Befund (eine Saumbildung kranial am Auflagebereich mit $n = 14$, eine kaudal am Auflagebereich mit $n = 1$, und Neotrabekel mit $n = 1$) lag ein achsengerechter Sitz der DSP in allen Fällen (außer bei drei Endoprothesen) vor. Dabei bestand bei zwei Endoprothesen ein CCD-Winkel von 140° und bei einer Prothese von 138° jeweils bei einer Saumbildung am kranialen Auflagebereich der DSP.

Wie Tabelle 3 b fernerhin zeigt, lagen Veränderungen zu den Voraufnahmen in den Follow-up-Untersuchungen bei insgesamt neun der nachuntersuchten DSP am häufigsten bei den Patienten mit einer idiopathischen Coxarthrose vor ($n = 8$; darunter ein Patient mit einer septischen Lockerung). Veränderungen zu den Voraufnahmen im Kontext mit einer septischen Lockerung der implantierten DSP fanden sich außerdem bei einem Patienten mit der Operationsindikation Hüftkopfnekrose.

Insgesamt blieben die aufgezeigten Saumbildungen im Verlauf meist unverändert, insbesondere im Auflagebereich der DSP – in den Zonen A1 und A2 - sodaß diesbezüglich keine Lockerungszeichen postuliert wurden, lediglich beim Auftreten eines Saums in den Zonen B und C konnten radiologische Lockerungszeichen progredient aufgezeigt werden, eben vier dieser radiologisch gelockerten DSP wurden auf andere Endoprothesenmodelle gewechselt. Bei 90% ($n = 81$) der radiologisch nachuntersuchten DSP traten überhaupt keine Veränderungen der Röntgenbefunde im Verlauf auf.

4.4.2.2 CCD-Winkel

Als optimal wird ein CCD-Winkel zwischen 125° und 135° angesehen. Ein achsengerechter Sitz der Prothese war demgemäß bei der überwiegenden Mehrzahl der nachuntersuchten Patienten (mit $n = 67$) zu verzeichnen. Dabei handelte es sich um 48 von 63 DSP, deren Implantation aufgrund einer idiopathischen Coxarthrose erfolgte; sowie um 12 von 14 DSP mit der Indikation einer Dysplasiecoxarthrose; und um 7 von 10 DSP mit der Indikation einer Hüftkopfnekrose.

Der mittlere CCD-Winkel ergab postoperativ im Vergleich zum präoperativen Befund die größte Winkelveränderung (mit im Mittel $135,4^\circ$ zu $129,8^\circ$) bei der Patientengruppe mit der Operationsindikation Dysplasiecoxarthrose.

Ein Valgusstand von $+1^\circ$ bis $+10^\circ$ lag bei 21 der 90 der nachuntersuchten Endoprothesen beziehungsweise bei 15 der 63 wegen einer idiopathischen Coxarthrose implantierten DSP; bei 14 aufgrund einer Dysplasiecoxarthrose und von 5 der 10 wegen einer Hüftkopfnekrose implantierten DSP vor. Dabei war eine Abweichung vom als optimal angesehenen CCD-Winkel am häufigsten von lediglich 1° bei 8 der insgesamt 90 nachuntersuchten DSP beziehungsweise bei 8 der 21 valgisch eingesetzten Prothesen (bei 5 Patienten mit idiopathischer Coxarthrose, und 3 Patienten mit einer Hüftkopfnekrose) zu verzeichnen. Eine Abweichung von $+2^\circ$ bestand bei zwei Prothesen (bei einem Mann und einer Frau mit einer idiopathischen Coxarthrose) und eine von $+3^\circ$ bei drei Prothesen (jeweils bei einer Frau mit idiopathischer Coxarthrose).

Ein CCD-Winkel von 140° (beziehungsweise eine Abweichung von $+5^\circ$) lag bei 6 der 90 nachuntersuchten DSP valgisch eingebrachten Prothesen (bei fünf Patienten mit einer idiopathischen Coxarthrose sowie einem männlichen Patienten mit einer Hüftkopfnekrose) vor.

Bei zwei implantierten DSP ergab sich ein CCD-Winkel von über 140° , und zwar von 141° bei einem Patienten mit einer Hüftkopfnekrose sowie von 145° bei einer Patientin mit einer Dysplasiecoxarthrose.

Ein Varusstand von -1° bis -11° lag bei 4 der 90 nachuntersuchten DSP vor. Dabei fand eine Abweichung vom achsengerechten CCD-Winkel von lediglich –

1° (beziehungsweise ein CCD-Winkel von 124°) bei drei nachuntersuchten DSP beziehungsweise bei drei der vier der varisch eingebrachten DSP (bei einem Patienten mit einer Dysplasiecoxarthrose und bei zwei Patienten mit sonstigen Diagnosen). Eine zu varisch eingebrachte Prothese (mit einem CCD-Winkel von 114°) lag nur bei einer Patientin mit einer Dysplasiecoxarthrose vor.

Veränderungen des CCD-Winkels nach Implantation einer DSP in den Verlaufskontrollen angefertigten Röntgenaufnahmen ergaben sich meist in Verbindung mit eindeutigen Lockerungszeichen (Saum in den Zonen B und C). In insgesamt vier Fällen lag bei zunehmender Varisierung der DSP eine Lockerung vor.

4.4.2.3 Sicherungsdraht

Ein Sicherungsdraht wurde bei den DSP zur Arretierung des Bolzens bis zum Jahre 1995 verwendet. Heute ist dies jedoch nicht mehr der Fall, das heißt, zur Anwendung kommt heute ein selbstsichernder Schraubbolzen.

Bei den in der vorliegenden Untersuchung vorgestellten DSP, bei denen ein solcher Sicherungsdraht noch häufig zur Anwendung kam, wurde überprüft, ob dieser korrekt anliegt oder lateral-distal absteht, da letzteres auch eine Ursache für Beschwerden sein kann.

Dabei fand sich ein abstehender Sicherungsdraht bei 3 (5,9 %) der insgesamt 51 radiologisch nachuntersuchten DSP, bei denen ein solcher Sicherungsdraht zur Arretierung des Bolzens, bis zur Einführung eines selbstsichernden Schraubbolzens, noch verwandt wurde.

In den Fällen mit Fehllage des Sicherungsdrahtes (oder auch in solchen mit herausstehendem Bolzen) besteht im Rahmen der Therapie die Möglichkeit, für eine Revision in Form der Draht- beziehungsweise Bolzenentfernung mit anschließender Implantation eines selbstsichernden Schraubbolzens.

4.4.2.4 Periartikuläre Ossifikationen

Ein häufig zu beobachtendes Phänomen sind periartikuläre Ossifikationen nach Implantation von Hüftendoprothesen.

Periartikuläre Ossifikationen der Klassifikation nach Arcq (siehe Abbildung V im Anhang) lagen bei den nachuntersuchten DSP der vorliegenden Untersuchung bei 34 von Arcq 1, bei 9 von Arcq 2 und bei 2 von Arcq 3 vor.

Keine Verknöcherungen (Arcq 0) waren bei 53 der nachuntersuchten DSP zu verzeichnen (Abbildung 32).

Eine operative Revision war wegen deutlicher Bewegungseinschränkungen lediglich in einem Fall aufgrund periartikulärer Ossifikation Arcq 3 im Nachuntersuchungszeitraum erforderlich.

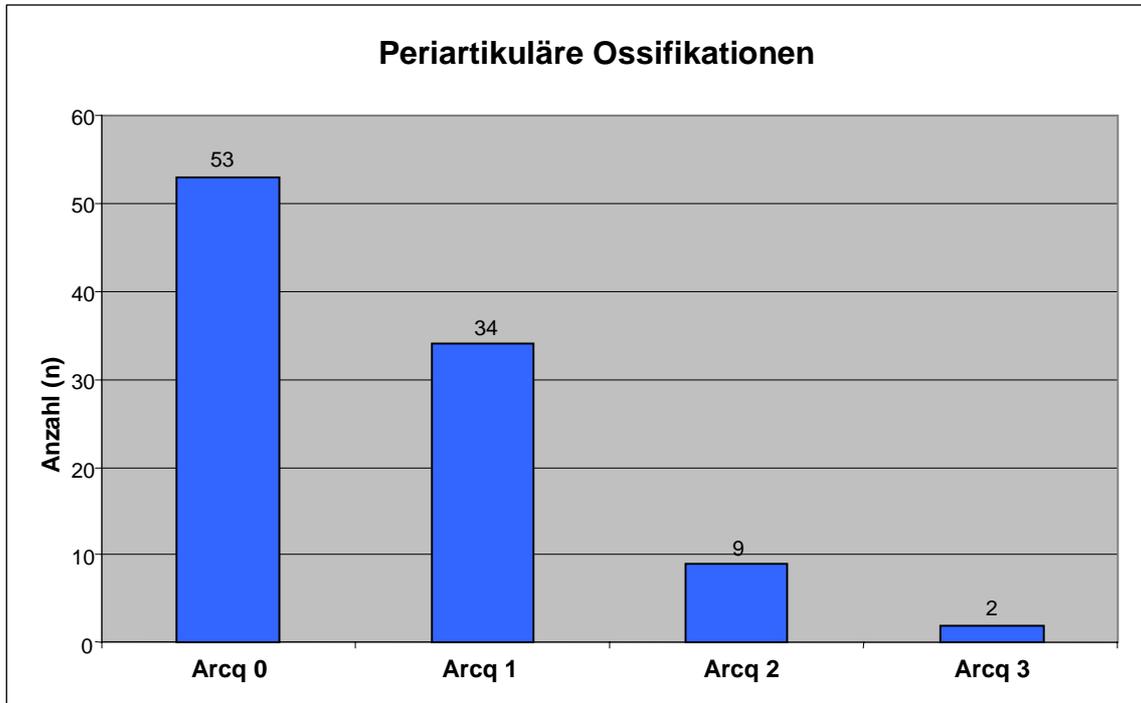


Abb. 32 Periartikuläre Verknöcherungen nach DSP-Implantation nach der Klassifikation von Arcq

4.4.2.5 Radiologische Befunde / Beispielkasuistiken

Als Beispiele sollen nachfolgend einige Röntgenaufnahmen von insgesamt drei Patienten dienen (Abbildungen 33, 34 und 35).



Abb. 33a: Präoperative Röntgen-Beckenübersichtsaufnahme eines 48-jährigen männlichen Patienten.
Körpergröße 170 cm und -gewicht 74 kg.
Klinische Diagnose: Coxarthrose links. DSP-Implantation im Januar 1995 (Nr. 48).
Präoperativer Harris hip score: 40,1 Punkte



Abb. 33b: Röntgen-Durchleuchtungsaufnahme des linken Hüftgelenkes im antero-posterioren Strahlengang des unter Abbildung 33 a angeführten Patienten 6 Monate postoperativ. Radiologisch diskrete Saumbildung in der Zone A₁ bei ansonsten unauffälligem Befund.

Harris hip score: 73,4 Punkte



Abb. 33c: Weitere Röntgenaufnahme des linken Hüftgelenkes im anteroposterioren Strahlengang des unter Abbildung 33 a und b angeführten Patienten ein Jahr postoperativ. Radiologisch gering ausgeprägter Resorptionssaum in der Zone A₁ bei ansonsten unverändertem Befund gegenüber der Durchleuchtungsaufnahme in Abbildung 27 b – guter Sitz der DSP.
Harris hip score: 92,7 Punkte



Abb. 34a: Präoperative Röntgenaufnahme des rechten Hüftgelenkes im antero-posterioren Strahlengang einer 59jährigen Patientin. Körpergröße 172 cm und -gewicht 100 kg. Klinische Diagnose: Coxarthrose rechts. DSP-Implantation im Mai 1994 (Nr. 85). Präoperativer Harris hip score: 43,1 Punkte

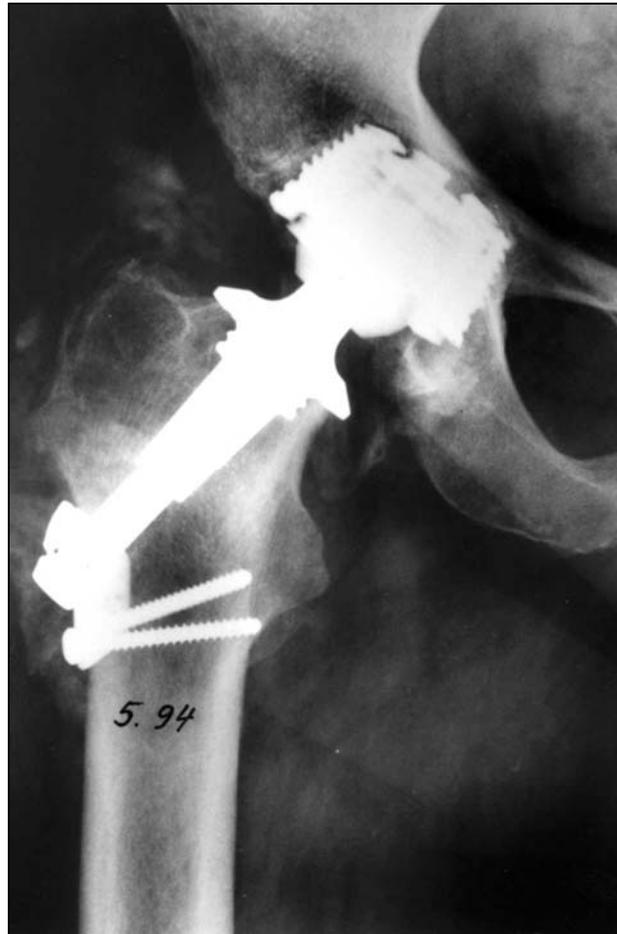


Abb. 34b: Röntgenaufnahme des rechten Hüftgelenkes im anteroposterioren Strahlengang der unter Abbildung 34 a angeführten Patientin 3 Monate postoperativ. Radiologisch periartikuläre Ossifikationen Arcq 1; keine Lockerungszeichen (keine Saumbildungen)



Abb. 35a: Präoperative Röntgenaufnahme des linken Hüftgelenkes im antero-posterioren Strahlengang einer 50jährigen Patientin. Körpergröße 168 cm und -gewicht 70 kg. Klinische Diagnose: Posttraumatische Coxarthrose links - Zustand nach Fraktur Nagelung im Jahre 1968. DSP-Implantation im Februar 1994 (Nr. 9). Präoperativer Harris hip score: 32,7 Punkte



Abb. 35b: Röntgenaufnahme des linken Hüftgelenkes im antero-posterioren Strahlengang der unter Abbildung 35 a angeführten Patientin 1 Jahr postoperativ. Radiologisch zeigt sich aufgrund der valgisch implantierten DSP (CCD-Winkel 138°) ein geringfügig herausstehender Schraubbolzen bei nicht exakt aufliegender Lasche auf der lateralen Femurcorticalis mit leicht herausragender distaler Laschenschraube. In den radiologischen Verlaufskontrollen jedoch unverändert (keine Saumbildung oder periartikuläre Ossifikationen).
Harris hip score (1 Jahr postoperativ): 94,7 Punkte

5 Diskussion

Ziel beim künstlichen Hüftgelenkersatz ist seine dauerhafte Fixation bei wiederhergestellter und schmerzfreier Gelenkfunktion. Dies konnte jedoch bisher, trotz unzähliger Neuerungen und Weiterentwicklungen in der Hüftendoprothetik, nicht erreicht werden (BETTIN et al. 1993, HÖSLI 1993, MALCHAU et al. 1993, 2000, HONL et al. 1995, MENGE 1995, DUNAI und MENGE 1996, DUNAI et al. 1996, TREPTE 1996, BREUSCH et al. 2000 a, b, FINK und RÜTHER 2000, JEROSCH 2001).

Eine der Hauptursachen für die erhöhte aseptische Lockerungs- und Revisionsrate bei jüngeren Patienten wird in deren größeren körperlichen Aktivität beziehungsweise stärkeren Belastung der Hüftgelenken gesehen (CHANDLER et al. 1981, DORR et al. 1983, 1990, IVORY et al. 1994, MULROY et al. 1995, TORCHIA et al. 1996, TREPTE 1996, DELAUNAY und KAPANDJI 1998, MALONEY et al. 1999, FINK und RÜTHER 2000, ELKE 2001). Zudem wird davon ausgegangen, daß das aktivere „Bone remodelling“ und „Bone modelling“ mit entsprechend schnelleren Anpassungsreaktionen beziehungsweise Strukturveränderungen junger Knochen bei der veränderten distalen Lasteneinleitung eine wesentliche Ursache für die höhere aseptische Lockerungstendenz konventioneller (sowohl zementierter als auch zementfrei fixierter) Hüftendoprothesen bei jüngeren Patienten darstellt. Weiterhin wird die Bildung von Osteolysen durch Partikelabrieb bei zementierten wie auch bei zementfreien Implantaten als ein Grund für die frühzeitige Prothesenlockerung diskutiert. So ließ sich im Zusammenhang mit dem Volumen der Abriebpartikel einerseits eine positive Korrelation in Bezug auf die Aktivität der Patienten und andererseits eine negative Korrelation bezüglich des Alters feststellen (DELAUNAY und KAPANDJI 1998, MALONEY et al. 1999). Außerdem war eine positive Korrelation zwischen der Abriebrate und den Revisionsraten zu verzeichnen (MALONY et al. 1999).

Fernerhin sind die zunehmend schlechteren Ergebnisse bei der zwangsläufig steigenden Anzahl von Wechseloperationen (nach frühzeitigerer

Primärimplantation) mit konventionellen Schaftprothesen bei jungen oder auch junggebliebenen „aktiven“ älteren Patienten zurückzuführen. Da jede Prothesenlockerung und Wechseloperation mit einem potentiellen Knochensubstanzverlust beziehungsweise schlechteren Qualität der Markhöhle einhergeht, sind in der Regel häufig längere Prothesenstiele erforderlich, um erneut eine ausreichende Schaftfixation zu erreichen. Ein Vielfachwechsel, womit gerade bei den immer jüngeren Patienten, die einer endoprothetischen Versorgung bedürfen, zu rechnen ist, kann schließlich dazu führen, daß ein Femurteilersatz erfolgen oder sogar ein kompletter Femurersatz durchgeführt werden muß.

Einen Lösungsansatz bietet die bereits im Jahre 1976 von Huggler und Jacob entwickelte Druckscheibenprothese (DSP). Sie stellt ein völlig neues biomechanisches Konzept mit einer rein extramedullären Verankerung dar. Ein großer Vorteil der DSP besteht darin, daß im Gegensatz zu den stielverankerten Prothesen der proximale Femurschaft weitgehend erhalten bleibt. Im Falle eines notwendigen Prothesenwechsels besteht so auch die Möglichkeit zur sicheren Verankerung einer konventionellen Hüftendoprothese, ohne spezielle langschaftige Revisionsprothesen einsetzen zu müssen. Durch die metaphysäre Verankerung der DSP wird außerdem eine distale Lastübertragung wie bei den konventionellen diaphysär verankerten Schaftprothesen vermieden. Die Krafteinleitung erfolgt hingegen proximal-metaphysär über die Druckscheibe, wodurch der physiologische Spannungsverlauf im proximalen Femurende weiterhin gewährleistet und „Stress shielding“ beziehungsweise Atrophie und Spongiosierung des proximalen Femurs oder Anpassungsvorgänge der Knochen verhindert werden sollen.

Die Indikationen und Kontraindikationen für eine DSP entsprechen im wesentlichen jenen der konventionellen zementfreien Hüftendoprothetik. Zudem bildet die DSP die Möglichkeit zur Versorgung von Patienten mit anatomischen Normabweichungen des proximalen Femurs, bei denen die Implantation einer konventionellen Endoprothese nur schwer möglich ist, wie z.B. bei engem proximalem Femurmarkraum (DUNAI und MENGE 1996). Überdies erlaubt die Implantation einer DSP im gewissen Umfang einen Ausgleich des CCD-Winkels

bei Coxa valga oder Coxa vara (GRUBER und STÜRZ 1995, 1997, DUNAI und MENGE 1996, , HUGGLER 1997). Von einer DSP-Implantation wird jedoch abgeraten, wenn eine Coxa valga -Fehlstellung mit einem CCD-Winkel größer als 140° oder wenn eine Coxa vara -Fehlstellung mit einem CCD-Winkel unter 120° vorliegt (GRUBER und STÜRZ 1995, 1997, JACOB und HUGGLER 1996, HUGGLER 1997). Daneben werden als anatomisch relevante Kontraindikationen eine abnorme Schenkelhalsantetorsion, ein zu kurzer Schenkelhals sowie ein zu geringer Durchmesser des Schenkelhalses genannt. Als generelle Kontraindikationen werden schwere Osteoporose, Osteomalazie, eine stetige Kortikoidmedikation, Alkoholabusus, Niereninsuffizienz oder -dialyse, Traumen der Schenkelhalsbasis und des intertrochantären Raums genannt (GRUBER und STÜRZ 1995, 1997, JACOB und HUGGLER 1996, HUGGLER 1997). Wie DUNAI und MENGE (1996) anführen, kann der Erfolg einer DSP-Implantation bei Patienten mit Osteopathien oder nach zytostatischer Behandlung noch nicht abschließend bewertet werden, so daß hier die Indikation zur Implantation einer DSP noch sorgfältig zu prüfen ist. Als relative Indikation zur Implantation einer DSP gilt ferner das Vorliegen einer Hüftkopfnekrose (BEREITER et al. 1986, DUNAI et al. 1996, DUNAI und MENGE 1996, 1998, HUGGLER 1997). Die Implantation einer DSP ist hier von Fall zu Fall zu prüfen. Bei Ausdehnung der Nekrosezone in den intertrochantären Bereich sollte gegebenenfalls eine konventionelle Hüftendoprothese implantiert werden.

Die Indikationen und Kontraindikationen für eine DSP sind grundsätzlich die gleichen wie für eine konventionelle zementfreie Hüfttotalendoprothese. Aufgrund der gegenüber der konventionellen Schaftprothese erhofften physiologischeren Beanspruchung und den geringeren Strukturveränderungen mit der Möglichkeit einer leichten Revision stellt sich die Indikation zur Implantation einer DSP besonders bei jüngeren Patienten wie bei einer primären idiopathischen oder sekundären - infolge von Deformation, Trauma oder Entzündung - entstandenen Coxarthrose bei therapieresistenten intertrochanteren Osteotomien und gegebenenfalls bei einer Femurkopfnekrose. Aber auch biologisch jungen aktiven Patienten sollte eine

solche Endoprothese nicht vorenthalten werden (HUGGLER und SEEMANN 1987, HUGGLER et al. 1993, DUNAI und MENGE 1996, 1998, DUNAI et al. 1996, GRUBER und STÜRZ 1997, HUGGLER 1997, JEROSCH et al. 2000). In einem gewissen Umfang bietet die DSP auch die Möglichkeit zum Ausgleich des CCD-Winkels wie zur Versorgung anatomischer Abnormalitäten oder Formvarianten des proximalen Femurs, die mit Standardschaftprothesen nicht oder nur mit großen Schwierigkeiten versorgt werden können (DUNAI und MENGE 1996, DUNAI et al. 1996, GRUBER und STÜRZ 1997).

Entsprechende Empfehlungen der vorgenannten Autoren wurden auch bei den Patienten in der vorliegenden Studie berücksichtigt.

Weiterentwicklungen dieser Endoprothese erlauben in extrem seltenen Fällen und bei kritischer Indikationsstellung heute selbst den Einbau am kindlichen Hüftgelenk – z.B. bei Tumorversorgung. Zudem wurde es durch Weiterentwicklungen möglich, ein auf die individuelle Anatomie angepaßtes Implantat zu erstellen, mit dem bereits vor der Operation sowohl die Paßform des Kunstgelenkes im Knochen des Patienten als auch die später zu erreichende Beweglichkeit an einem Rechner simuliert werden kann. Die Frage, ob hiermit eine Verbesserung der Langzeitergebnisse erzielt werden kann, läßt sich jedoch bislang noch nicht beantworten (JEROSCH et al. 2000, JEROSCH 2001).

Nach einem Beobachtungszeitraum von durchschnittlich 64 Monaten waren von den 20 erstmalig im Jahre 1978 implantierten DSP noch 17 in situ. Durchweg gute klinische Resultate waren bei den verbleibenden DSP zu verzeichnen. Röntgenologisch zeigte sich bemerkenswerterweise eine vollständig erhaltene Kortikalis im proximalen Teil des Femurs auch nach fünfjähriger Implantationsdauer (SCHREIBER et al. 1987, SUEZAWA et al. 1983). Als insgesamt ebenfalls gut konnten außerdem die Resultate aller 65 der bis zum Jahre 1986 implantierten DSP (davon 32 bei einem Nachuntersuchungszeitraum von fünf Jahren) bewertet werden (BEREITER et al. 1986). Schmerzen im Trochanter major -Bereich bestanden anfänglich bei fünf (insbesondere schlanken) Patienten, die sich jedoch nach sechs bis acht Monaten postopera-

tiv spontan zurückbildeten (SUEZAWA et al. 1983, BEREITER et al. 1986). Drei Patienten waren außerdem nach Anziehen des „Zugankers“ beschwerdefrei. Ein Prothesenwechsel war bei den 65 implantierten DSP wiederum nur bei drei wegen einer Infektion (in zwei Fällen) und einer aseptischen Lockerung (in einem Fall) erforderlich (BEREITER et al. 1986).

Erste Langzeitergebnisse der mit einer DSP versorgten Patienten wurden bisher von HUGGLER et al. (1993) und HUGGLER (1997) mitgeteilt. Dabei bestand als Operationsindikation wiederum am häufigsten eine primäre (idiopathische) Coxarthrose in 63 %, gefolgt von einer Hüftkopfnekrose in 16 %, einer posttraumatischen Arthrose in 9 %, einer Hüftdysplasie in 6 % und anderen Diagnosen (wie Epiphyseolyse, Perthes-Krankheit, Rheumatische Krankheit, akutes Trauma) in 6 %. Das Alter der Patienten betrug im Durchschnitt 53,2 (19,9 bis 78) Jahre. Ein Harris-Hip-Score von durchschnittlich 83 (29-99) Punkten erreichten 115 der nachuntersuchten Patienten nach mehr als zehn Jahre postoperativ. Eine Überlebensrate der implantierten DSP ergab sich nach einem Beobachtungszeitraum von mehr als zehn Jahren bei insgesamt 78 %. Dabei kam es zu einem Versagen vor allem bei der ersten Serie von implantierten DSP (bei 16 der insgesamt 64 DSP der ersten Serie). Die Ursachen hierfür waren technische Fehler bei der Implantation (in 4 Fällen), Materialermüdung an der lateralen Druckscheibe (in 6 Fällen), Infektionen (in 4 Fällen) und sonstige unbekannte Ursachen (in 2 Fällen). Komplikationen aufgrund von Materialermüdungen oder anderen technischen Fehlern traten dagegen bei der zweiten Serie der ab dem Jahre 1988 implantierten 31 DSP sowie bei der dritten Serie der ab dem Jahre 1992 eingesetzten DSP im Nachbeobachtungszeitraum nicht auf (HUGGLER 1997, KERN 1997). Insgesamt sind bei den über zehn Jahre nachuntersuchten Patienten die subjektiven und objektiven Resultate wiederum als gut zu bewerten, beziehungsweise mindestens mit jenen der meisten konventionell zementfrei diaphysär verankerten Schaftprothesen vergleichbar. Die klinischen und radiologischen Resultate konnten durch histologische Untersuchungen bestätigt werden. So zeigten die histologischen Präparate nach einer Implantationsdauer von acht Jahren nicht nur neu gebildete Knochenstrukturen unter der Druckscheibe, sondern auch eine

tragfähige Schenkelhalskortikalis. Verlaufsbeobachtungen bei DSP der letzten Generation (Mark III) zeigten bei vielen der hiermit versorgten Patienten sogar eine Verdichtung der spongiösen Zone in medialen Schenkelhalsbereich mit Darstellung von Knochenbälkchen an die Prothesenoberfläche (JEROSCH et al. 2000).

Weitere Langzeitergebnisse, wie jene aus der Schweiz, wurden bislang jedoch nicht, kurz- bis mittelfristige Ergebnisse von implantierten DSP nur in einem geringen Umfang (zum Beispiel von MENGE 1995, DUNAI et al. 1996, DUNAI und MENGE 1996, 1998, FINK und RÜTHER 2000, FINK et al. 2000, ISHAQUE et al. 2004) mitgeteilt.

Die bisherigen kurz- oder mittelfristigen Ergebnisse sprechen jedoch ebenfalls für den Einsatz der DSP gerade bei aktiven, biologisch jungen Patienten, bei denen eine potentielle Wechseloperation bereits bei der Primärimplantation berücksichtigt werden muß.

Auch in der vorliegenden Studie ergaben sich zumindest mittelfristig keine schlechteren Ergebnisse bei den implantierten DSP der nachuntersuchten Patienten als bei einer Versorgung mit den meisten konventionellen Schaftprothesen.

Dabei kam die DSP am häufigsten wegen einer primären Coxarthrose (bei mehr als 2/3 der Patienten in einem Alter von 45 bis 68 Jahren, beziehungsweise einem mittleren Alter von 59 Jahren) zum Einsatz. Zudem erfolgte die Indikation aufgrund einer Dysplasiecoxarthrose in 16,3 % (bei 20 bis 58 [im Mittel von rund 43] Jahre alten Patienten), wegen einer Hüftkopfnekrose in 12,2 % (bei 38 bis 61 [im Mittel von 48] Jahre alten Patienten) und anderen Diagnosen nur in 4,2 % der Fälle (bei 48 bis 57 [Median 53] Jahre alten Patienten).

Die Lockerungsrate lag im untersuchten Kollektiv bei den zwischen 1993 und 1997 implantierten DSP im Untersuchungszeitraum bei 8,2 %.

Die Quote der aseptischen Lockerungen von 4,1 % liegt dabei, –wie es auch die mittelfristigen Ergebnisse bei einem Patientengut mit vergleichbarer

Zusammensetzung von DUNAI et al. (1996), DUNAI und MENGE (1998) (mit Quoten von 3,8 %, bzw. 4,7 %, bei aseptischen Lockerungen von 3,2% bzw. 2,7 % beim Follow-up von vier beziehungsweise sechs Jahren) belegen – gleich oder sogar unter der vieler anderer zementfreier oder auch zementierter Verankerungskonzepte.

Sehr unterschiedliche Ergebnisse sind in der Literatur im Hinblick auf die Versorgung sowohl mit zementfrei fixierten als auch mit zementierten Hüftendoprothesen bei Patienten mit einer Hüftkopfnekrose zu finden (DUNAI und MENGE 1998, FINK und RÜTHER 2000). Dabei scheinen diese Unterschiede vor allem auf die inhomogene Zusammensetzung der Patientengruppen zu beruhen. So spielt für die Prognose einer endoprothetischen Versorgung bei der Operationsindikation Hüftkopfnekrose neben dem Aktivitätsniveau oder auch Körpergewicht der Patienten, das Stadium der Hüftkopfnekrose beziehungsweise die Ausdehnung des nekrotischen Prozesses auf den Calcar femoris, die mechanische Festigkeit des Knochens und seine biologische Qualität (Umsatzrate, Induktivität, Osteoneogenese) beziehungsweise Störung des Knochenstoffwechsels und das Fortschreiten der Knochennekrose eine entscheidende Rolle (MONT und HUNGERFORD 1995, DUNAI und MENGE 1998, FINK und RÜTHER 2000). Eine schlechtere Prognose (höhere Lockerungsraten) wiesen besonders Patienten mit steroidinduzierten Hüftkopfnekrosen sowie mit einer biologischen oder biomechanischen Knochenalteration (zum Beispiel mit einer renalen Osteopathie oder einer Sichelzellanämie) auf. Eine vergleichsweise höhere Infektionsrate nach der Implantation einer Hüftendoprothese wurde überdies bei Grunderkrankungen, die einer Immunsuppression bedürfen, sowie bei der Sichelzellanämie festgestellt (FINK und RÜTHER 2000).

Darüber hinaus führen FINK und RÜTHER (2000) eine eigene prospektive Studie an, wonach sich eine Versagerquote von 9,6 % (je eine aseptische Lockerung bei renaler Osteopathie und Alkoholismus sowie drei Infektionen, einmal bei Alkoholabusus und zweimal bei renaler Osteopathie) implantierter DSP (n = 52) bei Patienten mit einer Hüftkopfnekrose (n = 45) in einem Nachbeobachtungszeitraum von zwei ($3,7 \pm 1,6$) Jahren ergab.

Über schlechtere klinische Ergebnisse und eine höhere Lockerungsrate bei der DSP-Versorgung von Patienten mit einer Hüftkopfnekrose im Vergleich zu Patienten mit primärer Coxarthrose und Dysplasiecoxarthrose berichten weiterhin DUNAI und MENGE 1996, 1998 sowie DUNAI et al. 1996. So war über einen Nachbeobachtungszeitraum von bis zu sechs Jahren eine aseptische Lockerung bei Patienten mit Hüftkopfnekrose 4,4mal häufiger (mit einer Rate von 7,9 %) als in den Vergleichsgruppen anderer Diagnosen zu beobachten (DUNAI und MENGE 1998). Schlechtere Ergebnisse im Harris-Hip-Score waren außerdem im Vergleich zu den Patienten mit primären oder sekundären Coxarthrosen bei den Patienten mit einer Hüftkopfnekrose 36 Monate postoperativ im Mittel von 53,5 zu 88,1 Punkten sowie 60 Monate postoperativ von 89,7 zu 66,5 (DUNAI und MENGE 1996) und ebenfalls 60 Monate postoperativ von 80,5 zu 88,9 erreichten Punkten (DUNAI und MENGE 1998) zu verzeichnen.

Im Gegensatz hierzu zeigten im Untersuchungszeitraum die Patienten der vorliegenden Studie mit einer Hüftkopfnekrose und vergleichbarem Alter weder eine höhere aseptische oder septische Lockerungsrate noch einen gravierenden Unterschied im Harris-Hip-Score (im Mittel \pm SD von $89,3 \pm 9,4$ Punkten) im Vergleich zu den Patienten mit primärer (idiopathischer) Coxarthrose (mit $95,5 \pm 10,1$ Punkten) oder zu jenen mit einer Dysplasiecoxarthrose (mit $88,6 \pm 11,3$ erreichten Punkten) jeweils zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt bis zu mehr als vier Jahren postoperativ.

Entsprechendes ergab sich auch in bezug auf den postoperativen radiologischen Befund. Im Zusammenhang hiermit sei angemerkt, daß eine spezielle Röntgentechnik zur Anwendung kam, nach der, wie Untersuchungen gezeigt haben (GRUBER et al. 1997), eine korrekte Beurteilung insbesondere des Auflagebereichs der DSP am Schenkelhalsstumpf am besten in einer Innenrotationsstellung des Femur von mindestens 10° bis maximal 20° gelingt. So war eine sichere Beurteilung sowohl am kranialen (Zone A1) als auch am kaudalen (Zone A2) Auflagebereich der DSP in 82 Fällen bei 90 nachuntersuchten Endoprothesen möglich.

Eine Saumbildung zeigte sich zur letzten Nachuntersuchung überwiegend am kranialen Auflagebereich (Zone A1) der DSP auf dem Schenkelhalsstumpf (in 27,8 %), gefolgt von einer am kaudalen Auflagebereich (Zone A2) der DSP (in 8,9 %) und einer im Bereich des Schraubbolzens (sowohl kranial als auch kaudal –Zone E1 und E2- in 4,4 % der Fälle). Dabei ließ sich eine Saumbildung im knöchernen Lager des Schraubbolzens bei der Patientengruppe mit Hüftkopfnekrosen wie auch bei jener mit Dysplasiecoxarthrosen nicht nachweisen; betroffen hiervon waren in allen Fällen Patienten mit einer idiopathischen Coxarthrose (je in einem Fall eine Frau und in je drei Fällen ein Mann). Häufiger als bei den anderen Diagnosegruppen waren außerdem Saumbildungen am knöchernen Auflagebereich der DSP auf dem Schenkelhalsstumpf in den Fällen mit einer Coxarthrose feststellbar. Dabei zeigte sich am kranialen Auflagebereich (Zone A1) eine Saumbildung in 31,8 % der Fälle mit einer Coxarthrose; in 21,4 % der Fälle mit einer Dysplasiecoxarthrose und in 20,0 % der Fälle mit einer Hüftkopfnekrose. Eine Saumbildung am kaudalen Auflagebereich (Zone A2) war zudem in 9,5 % der Fälle mit einer primären Coxarthrose, in 7,1 % der Fälle mit einer Dysplasiecoxarthrose und in 10,0 % der Fälle mit einer Hüftkopfnekrose feststellbar. Bemerkenswert ist auch, daß in der Patientengruppe mit primären Coxarthrosen (anteilmäßig mit 34,4 zu 29,0 % respektive 12,5 zu 6,5 %) häufiger die Frauen als die Männer, sowie in der Dysplasiecoxarthrose-Gruppe ausschließlich die Frauen dreimal respektive einmal eine Saumbildung am kranialen beziehungsweise am kaudalen Auflagebereich der DSP aufwiesen. Bei den Patienten mit einer Hüftkopfnekrose war dagegen nur bei zwei respektive bei einem der Männer dieser Gruppe eine Saumbildung am kranialen beziehungsweise kaudalen Auflagebereich der DSP nachzuweisen. Zusammenhänge zwischen dem radiologischen Befund und einem vergleichsweise schlechteren klinischen Abschneiden (Harris-Hip-Score) ließ sich bei den Patientengruppen nicht feststellen. In diesem Kontext sei auch erwähnt, daß neben den zwei bereits erwähnten Patienten mit vergleichsweise schlechterem Harris-Hip-Score bei zwei weiteren Patienten der klinisch und radiologisch nachuntersuchten Patienten aus der Gruppe der primären Coxarthrosen ein

Endoprothesenwechsel sowohl aufgrund einer aseptischen als auch einer septischen Lockerung im Untersuchungszeitraum erforderlich wurde.

Bei den radiologischen Follow-up-Untersuchungen ergab sich außerdem lediglich bei den letztgenannten Fällen eine Saumbildung kranial und kaudal des Auflagebereichs der DSP im Fall der aseptischen Prothesenlockerung, als auch eine Neotrabekelbildung im knöchernen Bereich zwischen Schraubbolzen, Kalkar und proximaler Laschenschraube.

Eine Diskrepanz besteht somit zwischen den meisten sehr guten klinischen Resultaten und den radiologisch festzustellenden Saumbildungen (in den Zonen A1 und A2) der nachuntersuchten in situ verbliebenen DSP, ohne daß eine Indikation zur operativen Revision gestellt werden mußte.

Unklar bleibt die Relevanz der radiologischen Saumbildungen, wie es sich auch bei anderen endoprothetischen Systemen zeigte (BREUSCH et al. 2000 b, SMITH et al. 2000, TRAULSEN et al. 2001). So konnten nicht progrediente radiologische Saumbildungen (als ein Korrelat von Bindegewebssäumen) über 20 Jahre in mehr als 50 % der Fälle beobachtet werden (SMITH et al. 2000). Langzeitergebnisse bei der DSP fehlen noch, um in dieser Hinsicht weitere Aussagen treffen zu können. Die vorliegenden Ergebnisse sprechen jedoch bei Saumbildungen in den Zonen B und C, sowie bei zunehmender Varisierung der DSP eindeutig für eine Lockerung der Endoprothese.

Nachuntersuchungen von MENGE (1995) ergaben bei einem Teil der mit einer DSP versorgten Patienten fernerhin „charakteristische funktionelle Anpassungen“, das heißt, die Last wurde in diesen Fällen nicht direkt von der Kortikalis der Resektionsebene übernommen, sondern von neuen Trabekelzügen in die mediale Kortikalis eingeleitet.

Bei den Patienten der vorliegenden Untersuchung war eine Neotrabekelbildung in vier Fällen (bei einer Frau und bei drei Männern) bei der Patientengruppe mit primärer Coxarthrose sowie in einem Fall (bei einem Mann) bei der Hüftkopfnekrose-Gruppe (insgesamt in 5,6 % der Fälle) festzustellen. Diese Patienten wiesen alle ein sehr gutes klinisches Ergebnis bei ihrer letzten Nachuntersuchung auf, trotz zusätzlicher radiologischer Befunde, wie z.B. eine

Saumbildung am kranialen oder kaudalen Auflagebereich der DSP, als auch kaudal des Schraubbolzens.

Eine Abweichung von dem als optimal erachteten CCD-Winkel (zwischen 125° und 135°) lag außerdem in einem Fall mit 138° (bei einer Winkelveränderung von + 4° prä- zu postoperativ) und in einem weiteren Fall mit 140° (ohne prä- zu postoperativer Winkelveränderung) vor.

Ein wesentliches Ziel bei der Versorgung mit einer Hüftendoprothese ist die langfristige Schmerzlinderung. In bezug auf die DSP zeigte sich, daß es besonders in den ersten sechs bis zwölf Monaten nach der Implantation zu Beschwerden im Bereich der Lasche beziehungsweise der Außenseite des proximalen Oberschenkels, vor allem bei schlanken Patienten (zum Beispiel infolge von Reizerscheinungen durch die Lasche) kommen kann (SUEZAWA et al. 1983, BEREITER et al. 1986, HUGGLER und SEEMANN 1987, HUGGLER et al. 1993, DUNAI und MENGE 1996, DUNAI et al. 1996). Häufig äußern sie sich erst nach längerer Belastung oder auch beim Liegen auf der operierten Seite als ein Ziehen oder ein Druckgefühl (DUNAI und MENGE 1996, DUNAI et al. 1996).

Erwähnt sei in diesem Zusammenhang auch eine zusätzliche Nachuntersuchung bei 108 Patienten im Mittel 28 Monate nach DSP-Implantation. Dabei wurden Beschwerden von 33 (30,6 %) der Patienten angegeben, und zwar vorwiegend im Bereich der Leiste (n = 15) sowie im Oberschenkelschaftbereich und im Bereich des Trochanter major (jeweils n = 12). Beschwerden im Bereich der Hüften beschrieben lediglich zwei der Patienten, bei der überwiegenden Mehrzahl (n = 29) der Patienten traten die Beschwerden ebenfalls bei Belastung auf. Nur vier Patienten hatten auch Beschwerden in Ruhe oder nachts beim Liegen. Im Rahmen der klinischen Untersuchung konnte überdies ein Druckschmerz im Bereich des Implantates bei 17 Patienten ausgelöst werden. Bei einer sonographischen Nachuntersuchung ließ sich eine Bursitis trochanterica lediglich bei einem Patienten nachweisen.

Neben der Konstitution des Patienten oder dem Laschendesign (zum Beispiel Form oder Größe der Lasche) kann auch die Implantationsart beziehungsweise insbesondere Implantationsfehler ein Grund für auftretende Beschwerden sein. Hierbei gilt es besonders auch zu beurteilen, ob sie durch Implantationsfehler, die eine abstehende Lasche zur Folge haben, bedingt sind. Im Rahmen der in der vorliegenden Studie radiologisch nachuntersuchten Patienten fand sich eine nach distal abstehende Lasche bei drei implantierten DSP (je einmal aus der Patientengruppe mit einer primären Coxarthrose, einer Dysplasiecoxarthrose und sonstigen Diagnosen) und eine nach proximal abstehende Lasche in einem Fall mit primärer Koxarthrose. In dem Fall mit proximal abstehender Lasche lag zusätzlich eine Saumbildung kranial und kaudal des Schraubbolzens (bei einer CCD-Winkel-Veränderung von 142° prä- zu 132° postoperativ) vor.

Eine Saumbildung am kranialen Auflagebereich der DSP zeigte sich neben einer distal abstehenden Lasche (bei einer varisch eingebauten DSP mit einem CCD-Winkel von 114° und einer Winkelveränderung von -10°) bei einer Patientin mit einer Dysplasiecoxarthrose. Bemerkenswerterweise erreichten die beiden letztgenannten Patienten wiederum einen sehr guten Harris-Hip-Score (mit 92,9 beziehungsweise 94,8 Punkten). Ein weiterer Patient mit einer nach distal abstehenden Lasche der implantierten DSP (ohne weiteren radiologisch auffälligen Befund) hatte ebenfalls ein gutes Ergebnis im Harris-Hip-Score (mit 89,5 Punkten) bei der letzten Follow-up-Untersuchung. Ein befriedigendes Ergebnis (mit 71,9 erreichten Punkten) im Harris-Hip-Score wies lediglich ein Patient mit sonstigen Diagnosen auf, bei der am distalen Ende abstehenden Lasche (bei einem geringgradigen Varusstand mit einer CCD-Winkelveränderung von 128° auf 124°) eine periartikuläre Ossifikation Arcq 3 und ein knöcherner Anbau im Bereich der distalen Laschenregion vorlag.

Eine operative Revision aufgrund starker Bewegungseinschränkungen mußte wegen periartikulärer Ossifikationen (Arcq 3) im Untersuchungszeitraum jedoch nur in einem der zwei vorliegenden Fälle durchgeführt werden. Im allgemeinen keine Beschwerden (gemäß vorliegender Literatur) verursachten außerdem die relativ häufig festzustellenden periartikulären Ossifikationen Arcq 1 (in 37,7 % der Fälle) sowie Arcq 2 (in 9,2 % der Fälle).

Ein häufig zu beobachtendes Phänomen sind periartikuläre Verknöcherungen ebenfalls nach der Implantation anderer zementfreier Hüftendoprothesen. Auch hier zeigte sich, daß selbst ausgeprägte Ossifikationen nicht unbedingt Beschwerden verursachen (HASSENPFUG et al. 1991, TRAULSEN et al. 2001). Verantwortlich für die Beschwerden könnte auch ein nicht korrekt anliegender Sicherungsdraht sein, der bei früheren DSP-Modellen zur Arretierung des Bolzen verwendet wurde. Allerdings kommt ein solcher heute nicht mehr zur Anwendung, sondern in der Regel ein selbstsichernder Schraubbolzen.

Insgesamt gesehen belegen auch die mittelfristigen Ergebnisse der vorliegenden Studie, daß die DSP eine gute endoprothetische Versorgungsalternative besonders bei jungen, biologisch aktiven Patienten darstellt, bei denen mit konventionellen Endoprothesen in der Regel ebenfalls keine besseren Ergebnisse erzielt werden können. Dieses gilt im besonderen auch für die Patienten mit einer Hüftkopfnekrose, die in der vorliegenden Studie (bei strenger Indikationsstellung) zumindest mittelfristig nicht schlechter abschnitten als die übrigen Patientengruppen. Im Falle einer notwendigen Revision bietet die DSP außerdem eine unvergleichlich gute Rückzugsmöglichkeit.

Ferner gilt es zu berücksichtigen, daß, wie es HONL et al. (1995) ausdrücken, „das mechanische Konzept der Druckscheibenprothese“ mit der Präzision der Implantation „steht und fällt“. Fehler sind daher auch zu erkennen, um sie zu vermeiden.

Bisher liegen nur wenige Langzeitergebnisse bei Patienten mit implantierter DSP vor, um weitere prognostische Aussagen über dieses Prothesensystem zu diskutieren; aufgrund der vorliegenden eigenen Untersuchungsergebnisse und der relevanten Literatur erscheint es lohnenswert, dieses spezielle metaphysäre Verankerungskonzept zu verfolgen.

6 Zusammenfassung

Im Unterschied zu den herkömmlichen zementfrei implantierbaren Hüftgelenksendoprothesen wurde 1976 ein gänzlich anderes Verankerungskonzept mit Aussparung der intramedullären Verankerung, die Druckscheibenendoprothese (DSP) von Huggler und Jacob entwickelt. Durch die metaphysär über eine auf der Resektionsebene des Femurhalses plazierte Druckscheibe werden die auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte in die Schenkelhalskortikalis eingeleitet, wie es annähernd den physiologischen Verhältnissen entspricht. Eine distale Krafteinleitung, wie bei den konventionellen Schaftendoprothesen üblich, wird somit vermieden.

Das Ziel der vorliegenden prospektiven Studie bestand in der Ermittlung subjektiver, als auch objektiver klinischer und röntgenologischer mittelfristiger Ergebnisse von Patienten mit implantierter DSP.

In diese Studie wurden 93 Patienten einbezogen, bei denen 98 DSP (48mal bei 44 Frauen und 50mal bei 49 Männern) zwischen November 1993 und Mai 1997 in der Orthopädischen Klinik der Justus-Liebig-Universität Gießen implantiert wurden.

Die Erhebung der prä- und postoperativen Daten (subjektive Einschätzungen, klinische und radiologische Befunde) erfolgte anhand von standardisierten Untersuchungsbögen.

Die radiologischen Nachuntersuchungen der implantierten DSP erfolgten im antero-posterioren Strahlengang bei einer Positionierung des Femurs in einer Innenrotation von mindestens 10° und maximal 20° , da erst in dieser Innenrotationsstellung eine suffiziente Beurteilung, insbesondere des knöchernen Auflagebereichs der DSP auf dem Schenkelhalsstumpf gelingt, bei der dieser vom Röntgen-Zentralstrahl orthograd getroffen wird.

Sicher beurteilt werden konnte der kraniale sowie kaudale Auflagebereich der DSP bei 92 % der radiologisch nachuntersuchten Endoprothesen.

Veränderungen zu den Voraufnahmen waren bei 10 % der nachuntersuchten DSP feststellbar.

Eine Diskrepanz zeigte sich zum Teil zwischen den radiologisch erhobenen Befunden (Saumbildungen in der Zone A1 mit 27,8%) und den meist guten bis sehr guten klinischen Ergebnissen im Harris-Hip-Score (präoperativ 44 Punkte / ein Jahr postoperativ 90,9 Punkte).

Unklar bleibt somit auch die Bedeutung der radiologischen Saumbildungen für die Prognose der Endoprothese, wie auch bei anderen endoprothetischen Systemen.

Die Lockerungsrate im Nachbeobachtungszeitraum bei den zwischen 1993 und 1997 implantierten DSP liegt – wie es auch andere mittelfristige Ergebnisse implantierter DSP bestätigen – bei 8,2%, vergleichbar ähnlicher zementfreier oder auch zementierter Verankerungskonzepte.

Insgesamt gesehen sprechen die mittelfristigen Ergebnisse der vorliegenden Studie für den Einsatz der DSP. Ein wesentlicher Vorteil der DSP besteht darin, daß das proximale Femurende bei ihrem Einsatz weitgehend erhalten bleibt und es im Falle eines eventuell notwendigen Prothesenwechsels der Rückzugsweg auch für eine konventionelle Schaftprothese völlig offen ist. Hiermit bietet die DSP eine gute Alternative besonders bei aktiven, biologisch jungen Patienten, bei denen die Prognose bei der Versorgung mit einer herkömmlichen Hüftendoprothese bekanntermaßen deutlich schlechter ist als bei älteren Patienten.

Das mechanische Konzept der Druckscheibenprothese ist maßgeblich von der Präzision der Implantation abhängig; dahingehende Fehler gilt es deshalb zu erkennen beziehungsweise zu vermeiden.

Um abschließende Aussagen über dieses Prothesensystem treffen zu können, bedarf es weiterer Studien mit längeren Beobachtungszeiträumen.

6 Summary

In contrast to conventional cement-free hip-joint-endoprosthesis, capable of being implanted, a completely different concept of fixation was developed by Huggler and Jacob in 1976: a concept of omitting the intramedullary fixation, the Thrust-Plate-Prosthesis (TPP). The forces operating upon the hip-joint get directed into the femoral neck-corticalis by a thrust-plate which is metaphyseally placed on the resected femoral neck-area. This is approximately in accordance to the physiological conditions. A distal directing of forces which is usual with a conventional hip-endoprosthesis thus is avoidable.

The aim of the prospective study in hand was to obtain as well subjective as objective clinical and radiological medium-term results from patients with implanted TPP.

This study includes 93 patients who had 98 TPP-implantations (48times in 44 women and 50times in 49 men) at the Orthopedic Clinical Hospital of Justus-Liebig-University in Gießen between November 1993 and May 1997. The collection of pre- and post-operative data ensued by using standardized examination-sheets.

The radiological follow-up examinations of the implanted TPP were carried out in an anterior-posterior radiation and a positioning of the femur in an inner rotation of at least 10° and maximal 20° since only in this inner rotation positioning a sufficient judgement succeeds, especially of the bony positioning area of the TPP upon the femoral neck-stump by being hit by central x-rays orthogonally. A reliable judgement on the proximal and distal positioning area of the TPP was possible in 92% of the radiologically re-examined endoprosthesis.

Changes in contrast to the radiographs taken before could be noticed in 10% of the re-examined TPPs. A partial discrepancy was evident between the radiologically stated diagnoses (radiolucencies in zone A1 with 27,8%) and the generally good to excellent clinical results in the Harris-Hip-Score (preoperative 44 points / postoperative after one year 90,9 points). Thus the significance of the radiolucencies for the prognosis of this endoprosthesis as well as of other systems of endoprosthesis remains vague.

The loosening rate during the reviewed period of TPPs implanted between 1993 and 1997 is of the order of 8,2% as other medium-term results of implanted endoprosthesis affirm – this is comparable to similar cement-free concepts of fixation but also to those using cement.

Taking a general view, the medium-term results of the present study plead for the use of the TPP. A fundamental advantage of the TPP is that the proximal end of the femur remains intact to a great extent when using the TPP - in case of an eventual exchange of the endoprosthesis, if necessary, there is above that still the option of using a conventional stem-prosthesis.

So the TPP offers a good alternative in particular for active, biologically young patients who, as known, have an appreciable worse prognosis when supplied with a conventional hip-endoprosthesis.

The mechanical concept of the Thrust-Plate-Prosthesis is substantially depending upon the precision of implantation – so it is a must to perceive and avoid imperfections.

Further studies with longer periods of observation will be necessary in order to issue a concluding statement about this system of endoprosthesis.

7 Literatur

- 1.) Abad Rico, J.I.: Our experience with the thrust plate prosthesis. In: Huggler, A.H., Jacob, H.A.C. (eds.): The thrust plate hip prosthesis. Springer, Berlin Heidelberg New York (1997)
- 2.) Aldinger, G., Gekeler, J.: Aseptic loosening of cement-anchored total hip replacements. Arch. Orthop. Trauma. Surg. 100 (1982) 19-25
- 3.) Barrack, R.L., Jasty, M., Bragdon, C., Haire, T., Harris, W.H.: Thigh pain despite bone ingrowth into uncemented femoral stems. J. Bone Joint Surg. B-74 (1992) 507-510
- 4.) Beck, A., Rüter, A.: Schenkelhalsfrakturen – Diagnostik und therapeutisches Vorgehen. Unfallchirurg 101 (1998) 634-648
- 5.) Bereiter, H., Jacob, H.A.C., Huggler, A.H.: Die klinischen Erfahrungen mit der Druckscheibenprothese (DSP). Med. Orthop. Techn. Heft 1 (1986) 21-23
- 6.) Bereiter, H., Bürgi, M., Schenk, R.: Finite element investigations of the proximal femur after implantation of the thrust plate prosthesis compared with findings in a post-mortem histological specimen and in radiological follow-up examinations. In: Huggler, A.H., Jacob, H.A.C. (eds.): The thrust plate hip prosthesis. Springer, Berlin Heidelberg New York (1997)
- 7.) Bergmann, G., Rohlmann, A., Graichen, F.: In vivo Messung der Hüftgelenkbelastung. 1. Teil: Krankengymnastik. Z. Orthop. 127 (1989) 672-679
- 8.) Bettin, D., Greitemann, B., Polster, J., Schulte-Eistrup, S.: Die Judet-Prothese. Z. Orthop. 131 (1993) 496-502
- 9.) Boby, J.D., Pilliar, R.M., Cameron, H.U., Weatherly, G.C.: The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Clin. Orthop. 150 (1980) 263-268
- 10.) Bombelli, R.: Radiological pattern of the normal hip joint and its biomechanical meaning. In: Draenert, K., Rütt, A. (Hrsg.): Morphologie und Funktion der Hüfte. Histo-Morph. Bewegungsapp. 1 (1981) 113-138
- 11.) Bombelli, R.: Structure and function in normal and abnormal hips. How to rescue mechanically jeopardized hips. Springer, Berlin Heidelberg New York (1993)
- 12.) Bombelli, R., Kuller, N., Bombelli, M.: A new look at the forces acting on the hip joint. Hip Int. 1 (1991) 7-16

- 13.) Breitenhuber, W., Steffan, H., Tschauer, C., Graf, R., Sodja, F., Reimann, R.: 3D-Computermodell zur Berechnung von Muskelgleichgewichtszuständen und den resultierenden Reaktionskräften im Hüftgelenk. *Biomed. Techn.* 40 (Suppl. 2) (1995) 81-83
- 14.) Breusch, S.J., Aldinger, P.R., Thomsen, M., Ewerbeck, V., Lukoschek, M.: Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil I: Prothesenstiel. *Unfallchirurg* 103 (2000 a) 918-931
- 15.) Breusch, S.J., Aldinger, P.R., Thomsen, M., Lukoschek, M., Ewerbeck, V.: Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil II: Pfannenkomponente. *Unfallchirurg* 103 (2000 b) 1017-1031
- 16.) Brown, I.W., Ring, P.A.: Osteolytic changes in the upper femoral shaft following porous-coated hip replacement. *J. Bone Joint Surg. B-67* (1985) 218-221
- 17.) Burke, D.W., O'Connor, D.O., Zalenski, E.B., Jasty, M., Harris, W.H.: Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J. Bone Joint Surg. B-73* (1991) 33-37
- 18.) Callaghan, J.J.: Instructional, course lectures. The American Academy of Orthopaedic Surgeons. Results of primary total hip arthroplasty in young patients. *J. Bone Joint Surg. A-75* (1993) 1728-1734
- 19.) Campbell, A.C., Rorabeck, C.H., Bourne, R.B., Chess, D., Nott, L.: Thigh pain and cementless total hip arthroplasty. Annoyance or ill omen. *J. Bone Joint Surg. B-74* (1992) 63-66
- 20.) Carlsson, A.S., Gentz, C.F., Linder, L.: Localized bone resorption in the femur in mechanical failure of cemented total hip arthroplasties. *Acta Orthop. Scand.* 54 (1983) 396-402
- 21.) Chandler, H.P., Reineck, F.T., Wixson, R.L., McCarthy, J.C.: Total hip replacement in patients younger than thirty years old: A 5 year follow-up study. *J. Bone Joint Surg. A-63* (1981) 1426-1434
- 22.) Charnley, J.: *Acrylic cement in orthopedic surgery.* Churchill Livingstone, Edinburgh London (1970 a)
- 23.) Charnley, J.: The reaction of bone to self-curing acrylic cement. A long-term histological study in man. *J. Bone Joint Surg. B-52* (1970 b) 340-353
- 24.) Charnley, J., Crawford, W.J.: Histology of bone in contact to self-curing acrylic cement. *J. Bone Joint Surg. B-52* (1968) 228-234

- 25.) Collis, D.K.: Long-term (twelve to eighteen-year) follow-up of cemented total hip replacements in patients who were less than fifty years old. *J. Bone Joint Surg. A-65* (1983) 474-479
- 26.) Davy, D.T., Kotzar, G.M., Brown, R.H., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., Heiple, K.G. Jr., Berilla, J., Burstein, A.H.: Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. A-70* (1988) 45-51
- 27.) Delaunay, C.P., Kapandji, A.I.: Survivorship of rough-surfaced threaded acetabular cups. 282 consecutive primary Zweymuller cups followed for 0.2-12 years. *Acta Orthop. Scand.* 69 (1998) 379-383
- 28.) Dohmae, Y., Bechtold, J.E., Sherman, R.E., Puno, R.M., Gustilo, R.B.: Reduction in cement-bone interface shear strength between primary and revision arthroplasty. *Clin. Orthop.* 236 (1988) 214-220
- 29.) Dorr, L.D., Takei, G.K., Conaty, J.P.: Total hip arthroplasties in patients less than forty-five years old. *J. Bone Joint Surg. A-65* (1983) 474-479
- 30.) Dorr, L.D., Lockett, M., Conaty, J.P.: Total hip arthroplasties in patients younger than 45 years. *Clin. Orthop.* 260 (1990) 215-219
- 31.) Ducheyne, P., Heymans, L., Martens, M., Aernoudt, E., Meester, P., Mulier, J.C.: The mechanical behaviour of intracondylar cancellous bone of the femur at different loading rates. *J. Biomech.* 10 (1977) 747-762
- 32.) Dunai, F.J. jun., Menge, M.: Die Druckscheibenprothese - Erfahrungen der ersten fünf Jahre. *Orthop. Prax.* 32 (1996) 673-678
- 33.) Dunai, F.J. jun., Menge, M.: Endoprothetische Versorgung der Hüftkopfnekrose mit der Druckscheibenprothese. *Orthop. Prax.* 34 (1998) 294-298
- 34.) Dunai, F.J. jun., Fikentscher, J., Menge, M.: Die Druckscheibenprothese (DSP) nach Huggler und Jacob. Eine zementfreie metaphysäre Verankerung als Alternative zur konventionellen Hüftendoprothetik. *Orthop. Prax.* 32 (1996) 188-193
- 35.) Eisenhart-Rothe, R., Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Landgraf, J., Rock, C., Putz, R.: Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens. *Anat. Embryol.* 195 (1997) 279-288
- 36.) Elke, R.: Partikelkrankheit. Ist die Tribologie ein Thema in der Revisionschirurgie? *Orthopäde* 30 (2001) 258-265

- 37.) Engelbert, S., Witte, H.: Morphologie und Biomechanik des Hüftgelenks unter Berücksichtigung der perinatalen Entwicklung. In: Grifka, J., Ludwig, J. (Hrsg.): Kindliche Hüftdysplasie. Thieme, Stuttgart New York (1998)
- 38.) Finerman, G.A.M., Dorey, F.J., Grigoris, P., McKellop, H.A.: Commentary. In: Finerman, G.A.M., Dorey, F.J., Grigoris, P., McKellop, H.A. (eds.): Total hip arthroplasty outcomes. Churchill Livingstone, New York Edinburgh (1998)
- 39.) Fink, B., Rüter, W.: Teil- und Totalgelenkersatz bei Hüftkopfnekrosen. Orthopäde 29 (2000) 449-456
- 40.) Fink, B., Siegmüller, C., Schneider, T., Conrad, S., Schmielau, G., Rüter, W.: Short- and medium-term results of the thrust plate prosthesis in patients with polyarthritis. Arch. Orthop. Trauma. Surg. 120 (2000) 294-298
- 41.) Fumero, S., Dettoni, A., Gallinaro, M., Crova, M.: Thigh pain in cementless hip replacement. Clinical and radiographic correlations. J. Orthop. Traumatol. 18 (1992) 167-172
- 42.) Goldring, S.R., Schiller, A.L., Roelke, M., Rourke, C.M., Da, O.N., Harris, W.H.: The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacements and its proposed role in bone lysis. J. Bone Joint Surg. A-65 (1983) 575-584
- 43.) Greenwald, A.S., Haynes, D.W.: Weight bearing areas in the human hip joint. J. Bone Joint Surg. B-54 (1972) 157-163
- 44.) Gruber, G.: Knöchernes Einwachsverhalten von Titan-Hohlschaft-Implantaten im Femur: Eine tierexperimentelle und klinische Untersuchung (1997), Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät der Justus-Liebig-Universität Giessen (1997)
- 45.) Gruber, G.: Die Adaptive Hüftendoprothese – ein robotergefräster Individualschafft. In: Konermann, W., Haaker, R. (Hrsg.) Navigation und Robotic, Springer Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Budapest, Hong Kong, London, Milan, Paris, Santa Clara, Singapoore, Tokyo (2002) 173-177
- 46.) Gruber, G., Stürz, H.: Indikationen und Kontraindikationen für die Implantation der Druckscheibenprothese. 44. Jahrestagung der Vereinigung Norddeutscher Orthopäden e.V.. Kurzfassungen der Vorträge (1995) 80
- 47.) Gruber, G., Stürz, H.: The limits of indications for the thrust plate prosthesis. In: Huggler, A.H., Jacob, H.A.C. (eds.): The thrust plate hip prosthesis. Springer, Berlin Heidelberg New York (1997)

- 48.) Gruber, G., Wricke, J., Stürz, H.: Empfehlungen für die standardisierte radiologische Nachuntersuchung der Druckscheibenendoprothese. *Akt. Radiol.* 7 (1997) 312-316
- 49.) Harris, W.H.: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by Mould arthroplasty. An end result study using a new method of result evaluation. *J. Bone Joint Surg. A-51* (1969) 737-755
- 50.) Harris, W.H.: Aseptic loosening in total hip arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium-alloy modular femoral heads. *J. Bone Joint Surg. A-73* (1991) 470-472
- 51.) Hassenpflug, J., Müller, V., Hippe, P.: Das Beschwerdebild bei periartikulären Verknöcherungen nach Implantation zementfreier Hüftvollprothesen. *Orthop. Prax.* 4 (1991) 220-224
- 52.) Havelin, L.I., Espehaug, B., Lie, S.A., Engesæter, L.B., Furnes, O., Vollset, S.E.: Prospective studies of hip prostheses and cements. A presentation of the Norwegian Arthroplasty Register 1987-1999. 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, March 15-19, Orlando USA (2000)
- 53.) Heimel, H., Grifka, J.: Radfahren und Treppensteigen als Lockerungsrisiken für die Hüftendoprothese – Konsequenzen für die Nachbehandlung. *Orthop. Praxis* 32 (1996) 686-690
- 54.) Hösli, P.: Die PCA-Schaftendoprothese. *Z. Orthop.* 131 (1993) 518-523
- 55.) Honl, M., Hille, E., Lampe, F.: Druckscheibenprothese im Management von Hüftgelenkserkrankungen. *Extracta Orthop.* 18 (1995) 14-16
- 56.) Huggler, A.H.: The thrust plate prosthesis: A new experience in hip surgery. In: Huggler, A.H., Jacob, H.A.C. (eds.): *The thrust plate hip prosthesis*. Springer, Berlin Heidelberg New York (1997)
- 57.) Huggler, A.H., Jacob, H.A.C.: A new approach towards hip-prosthesis design. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 97 (1980) 141-144
- 58.) Huggler, A.H., Jacob, H.A.C.: The uncemented thrust plate prosthesis. In: Morscher, E. (ed.): *The cementless fixation of hip endoprosthesis*. Springer, Berlin Heidelberg (1984)
- 59.) Huggler, A.H., Jacob, H.A.C.: The development of the thrust plate prosthesis. Reprint from: Morscher, E.W. (ed.): *Endoprosthetics*. P 248-257. Springer, Berlin Heidelberg (1995)

- 60.) Huggler, A.H., Seemann, P.-S.: Die Druckscheibenprothese im siebten Jahr ihrer klinischen Anwendung. Auswertung und Resultate. In: Draenert, K., Rütt A. (Hrsg.): Beiträge zur Implantatverankerung. (Histo.-Morph. Bewegungsapp. 3: 171-184). Art und Science, München (1987)
- 61.) Huggler, A.H., Jacob, H.A.C., Schreiber, A.: Biomechanische Analyse der Lockerung von Femurprothesen. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92 (1978) 261-272
- 62.) Huggler, A.H., Jacob, H.A.C., Bereiter, H., Haferkorn, M., Ryf, Ch., Schenk, R.: Long-term results with the uncemented thrust plate prosthesis (TPP). Acta Orthop. Belg. 59 (Suppl. I) (1993) 215-223
- 63.) Ivory, J.P., Kershaw, C.J., Choudry, R., Parmar, H., Stoye, T.F.: Auto-phor cementless total hip arthroplasty for osteoarthritis secondary to congenital hip dysplasia. J. Arthroplasty 9 (1994) 427-432
- 64.) Ishaque, B.A., Wienbeck, S., Basad, E.; Stürz, H.: Radiologische Verlaufsanalyse der Druckscheibenendoprothese (DSP) in Z Orthop 142 (2004) 15-24
- 65.) Ishaque, B.A., Wienbeck, S., Stürz, H.: Mittelfristige Ergebnisse und Wechseloperationen nach Druckscheibenendoprothesen (DSP) in Z Orthop 142 (2004) 25-32
- 66.) Jacob, H.A.C.: Biomechanical principles and design details of the thrust plate prosthesis. In: Huggler, A.H., Jacob, H.A.C. (eds.): The thrust plate hip prosthesis. Springer, Berlin Heidelberg New York (1997)
- 67.) Jacob, H.A.C., Huggler, A.H.: Experimental stress analysis of a human thigh bone model both with and without a hip joint prosthesis. P. 73-83. In: Sulzer Medical Technology, Sulzer Research (1978)
- 68.) Jacob, H.A.C., Huggler, A.H.: An investigation into biomechanical causes of prosthesis stem loosening within the proximal end of the human femur. J. Biomech. 13 (1980) 159-173
- 69.) Jacob, H.A.C., Huggler, A.H.: Die Druckscheiben-Hüftprothese (DSP) – Biomechanische Prinzipien und bisherige klinische Resultate. Med. Orthop. Techn. 116 (1996) 157-162
- 70.) Jacob, H.A.C., Huggler, A.H., Dietschi, C., Schreiber, A.: Mechanical function of subchondral bone as experimentally determined on the acetabulum of the human pelvis. J. Biomech. 9 (1976) 625-627
- 71.) Jasty, M., Maloney, W.J., Bragdon, C.R., Connor, D.O., Haire, T., Harris, W.H.: The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. J. Bone Joint Surg. B-73 (1991) 551-558

- 72.) Jasty, M., Goetz, D.D., Bragdon, C.R., Lee, K.R., Hanson, A.E., Elder, J.R., Harris, W.H.: Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J. Bone Joint Surg. A*-79 (1997) 349-358
- 73.) Jerosch, J.: Behandlung der Hüftgelenkarthrose mit dem Kunstgelenk (Teil 2). *Orthodoc* (Magazin für Erkrankungen der Bewegungsorgane) Heft 2 (2001) 10-11
- 74.) Jerosch, J., Wetzel, R., Aldinger, G., Weipert, A., Hanusek, S., Filler, T.J., Peuker, E.T.: Virtuelle Simulation zur Optimierung des Bewegungsspiels einer Hüftalloarthroplastik am Beispiel der adaptierten Druckscheibenprothese. *Orthopäde* 29 (2000) 605-613
- 75.) Johnsson, R., Throngren, K.-G., Persson, B.M.: Revision total hip replacement for primary osteoarthritis. *J. Bone Joint Surg. B*-70 (1988) 56-62
- 76.) Jones, L.C., Hungerford, D.S.: Cement disease. *Clin. Orthop.* 225 (1987) 192-206
- 77.) Kahle, W., Leonhardt, H., Platzer, W.: Taschenatlas der Anatomie für Studium und Praxis. Bd. 1: Bewegungsapparat (von Platzer, W.). 2. unveränd. Aufl. Thieme, Stuttgart; Deutscher Taschenbuch-Verlag, München (1978)
- 78.) Kavanagh, B.F., Ilstrup, D.M., Fitzgerald, R.H. Jr.: Revision total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. A*-67 (1985) 517-526
- 79.) Kern, S.: The second-generation thrust plate prosthesis from 1988 to 1992. In: Huggler, A.H., Jacob, H.A.C. (eds.): *The thrust plate hip prosthesis*. Springer, Berlin Heidelberg (1997)
- 80.) Knahr, K., Kryspin-Exner, I., Jagsch, R., Freilinger, W., Kasperek, M.: Beurteilung der Lebensqualität vor und nach Implantation einer Hüft-Totalendoprothese. *Z. Orthop.* 136 (1998) 321-329
- 81.) Knipper, A., Gruber, H., Dahmen, G., Kluge, S.: Mittelfristige Ergebnisse zementfreier Endoprothetik: Lord-Prothese. *Z. Orthop.* 131 (1993) 503-506
- 82.) Konermann, W., Gruber, G., Tschauner, C.: *Die Hüftreifeungsstörung – Diagnose und Therapie*, Steinkopf-Verlag, Darmstadt (1998)

- 83.) Krämer, K.L., Maichl, F.P. (Hrsg.): Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in der Orthopädie und Traumatologie. Thieme, Stuttgart (1993)
- 84.) Kummer, B.: Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks. Springer, Berlin Heidelberg New York (1985)
- 85.) Lachiewicz, P.F., Suh, P.B., Gilbert, J.A.: In vitro initial fixation of porous-coated acetabular total hips components. A biomechanical comparative study. *J. Arthroplasty* 4 (1989) 201-205
- 86.) Maaz, B., Menge, M., Maaz, M.: Komplikationen nach Implantation des zementfreien BMO-Stufenschaftes (Frialit-System). *Z. Orthop.* 123 (1985) 649-650
- 87.) Malchau, H., Herberts, P.: Prognosis of total hip replacement in Sweden: Revision and re-revision rate in THR. 65th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, New Orleans USA (1998)
- 88.) Malchau, H., Herberts, P., Ahnfeldt, L.: Progress of total hip replacement in Sweden: follow-up of 92.675 operations performed 1978-1990. *Acta Orthop. Scand.* 64 (1993) 497-506
- 89.) Malchau, H., Herberts, P., Söderman, P., Odén, A.: Prognosis of total hip replacement: Update and validation of results from the Swedish National Hip Arthroplasty Registry. 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopedic Surgeons, March 15-19, Orlando USA (2000)
- 90.) Maloney, W.J, Peters, P., Engh, C.A., Chandler, H.: Severe osteolysis of the pelvis in association with acetabular replacement without cement. *J. Bone Joint Surg. A-75* (1993) 1627-1635
- 91.) Maloney, W.J, Galante, J.O., Anderson, M. Goldberg, V., Harris, W.H., Jacobs, J., Kraay, M., Lachiewicz, P., Rubash, H.E., Schutzer, S. Woolson, S.T.: Fixation, polyethylene wear, and pelvic osteolysis in primary total hip replacement. *Clin. Orthop.* 389 (1999) 157-164
- 92.) Markolf, K.L., Kabo, J.M., Stoller, D.W., Zager, S.A., Amstutz, H.C.: Flow characteristics of acrylic bone cements. *Clin. Orthop.* 183 (1984) 246-254
- 93.) Menge, M.: Klinische Erfahrungen mit dem System Zweymüller-Endler: Analyse der Folgebeschwerden. In: Maaz, B., Menge, M. (Hrsg.): Aktueller Stand der zementfreien Endoprothetik. Thieme, Heidelberg (1985)
- 94.) Mittelmeier, H., Heisel, J.: Entwicklung des Hüftgelenkersatzes. *Klin. Rad. Sem.* 18 (1988) 97-114

- 95.) Mont, M.A., Hungerford, D.S.: Current concepts review. Non-traumatic avascular necrosis on the femoral head. *J. Bone Joint Surg. A-77* (1995) 459-474
- 96.) Menge, M.: Die metaphysäre Prothesenverankerung – ein neues Prinzip für die Femurprothese. *Orthop. Prax. Heft 2* (1995) 94-102
- 97.) Mulroy, W.F., Estok, D.M., Harris, W.H.: Total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques. A fifteen-year-average follow-up study. *J. Bone Joint Surg. A-77* (1995) 1845-1852
- 98.) Nayak, N.K., Mulliken, B., Rorabeck, C.H., Bourne, R.B., Robinson, E.J.: Osteolysis in cemented versus cementless acetabular components. *J. Arthroplasty 11* (1996) 135-140
- 99.) Neumann, L., Freund, K., Sörensen, H.: Total hip arthroplasty with the Charnley prosthesis in patients 55 years old and less. *J. Bone Joint Surg. A-78* (1996) 73-79
- 100.) Pauwels, F.: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin Heidelberg New York (1965)
- 101.) Pauwels, F.: *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. 3. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York (1973)
- 102.) Pellicci, P.M., Salvati, E.A., Robinson, H.J.: Mechanical failures in total hip replacement requiring reoperation. *J. Bone Joint Surg. A-61* (1979) 28-36
- 103.) Perren, St., Ganz, R., Rüter, A.: Oberflächliche Knochenresorption um Implantate. *Med. Orthop. Techn. 95* (1975) 6-10
- 104.) Phillips, T.W., Messieh, S.S., McDonald, P.D.: Femoral stem fixation in hip replacement. A biomechanical comparison of cementless and cemented prostheses. *J. Bone Joint Surg. B-72* (1990) 431-434
- 105.) Pilliar, R.M.: Powder metal-made orthopedic implants with porous surface for fixation by tissue ingrowth. *Clin. Orthop. 176* (1983) 42-51
- 106.) Pilliar, R.M., Lee, J.M., Maniopoulos, C.: Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin. Orthop. 208* (1986) 108-113
- 107.) Platzer, W., Pernkopf, E. (Hrsg.): *Pernkopf-Anatomie: Atlas der topographischen und angewandten Anatomie des Menschen*. 3. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore (1994)

- 108.) Porsch, M., Siegel, A.: Künstlicher Hüftgelenkersatz bei jugendlichen Patienten mit Hüftdysplasie – Langzeitergebnisse nach über 10 Jahren. *Z. Orthop.* 136 (1998) 548-553
- 109.) Produktinformation Druckscheibenprothese. AlloPro Sulzer Orthopedics. Lit. No 1946 d – Ed. 03/97-p (1997)
- 110.) Ranawat, C.S., Peters, L.E., Umlas, M.E.: Fixation of the acetabular component. The case for cement. *Clin. Orthop.* 344 (1997) 207-215
- 111.) Rissanen, P., Aro, S., Slätis, P., Sintonen, H., Paavolainen, P.: Health and quality of life before and after hip or knee arthroplasty. *J. Arthroplasty* 10 (1995) 169-175
- 112.) Ritter, G., Grünert, A.: Experimentelle Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften des Knochens im Hinblick auf die Druckosteosynthese. *Arch. Orthop. Unfallchir.* 75 (1973) 302-316
- 113.) Röhrle, H., Scholten, C., Sigolotto, C., Sollbach, W., Kellener, H.: Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J. Biomechanics* 17 (1984) 409-424
- 114.) Sabokbar, A., Pandey, R., Quinn, J.M., Athanasou, N.A.: Osteoclastic differentiation by mononuclear phagocytes containing biomaterial particles. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 117 (1998) 136-140
- 115.) Schenk, R.K., Hauser, R., Huggler, A.H., Jacob, H.A.C.: Histology of the thrust plate-bone interface. In: Huggler, A.H., Jacob, H.A.C. (eds.): *The thrust plate hip prosthesis*. Springer, Berlin Heidelberg New York (1997)
- 116.) Schneider, E.: Primärstabilität zementierter und nichtzementierter Implantate. In: Schneider, E.: *Biomechanik der Hüftendoprothetik*. Springer, Heidelberg Stuttgart New York (1995)
- 117.) Schneider, R.: *Die Totalendoprothese der Hüfte. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie*. Huber, Bern Stuttgart Wien (1982)
- 118.) Scholten, R.: Über die Berechnung der mechanischen Beanspruchung in Knochenstrukturen mittels für den Flugzeugbau entwickelter Rechenverfahren. *Med. Orthop. Techn.* 6 (1976) 130-137
- 119.) Schreiber, A., Jacob, H.A.C., Hilfiker, B., Papandreou, A., Walker, T.: Biomechanische Grundlagen und klinische Erfahrungen mit der Druckscheiben-Hüfttotalendoprothese. In: Refior, H.J. (Hrsg.): *Zementfreie Implantation von Hüftgelenksendoprothesen – Standortbestimmung und Tendenzen*. Hauptthema I der 36. Jahrestagung der Vereinigung Nordwestdeutscher Orthopäden 1986. Thieme, Stuttgart New York (1987)

- 120.) Sedel, L.: Ceramic hips. *J. Bone Joint Surg. B-74* (1992) 331-332
- 121.) Smith, S.E., Estok, D.M., Harris, W.H.: 20-year experience with cemented primary and conversion total hip arthroplasty using so-called second-generation cementing techniques in patients aged 50 years or younger. *J. Arthroplasty* 15 (2000) 263-273
- 122.) Sobotta, J.: Atlas der Anatomie des Menschen (Hrsg. von Putz, R., Pabst, R.). Bd. 2: Rumpf, Eingeweide, untere Extremität. 20. Neubearb. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore (1993)
- 123.) Solomon, M.I., Dall, M.D., Learmonth, L.D., Davenport, J.M.: Survivorship of cemented total hip arthroplasty in patients 50 years of age or younger. *J. Arthroplasty* 7 (1992) 347-352
- 124.) Steffan, H., Breitenhuber, W., Sodja, F., Reimann, R., Moser, A.: Angewandte Biomechanik – Dreidimensionale Kräfteanalyse und interaktive Operationsplanung. In: Tschauer, C. (Hrsg.): Die Hüfte. Enke, Stuttgart (1997)
- 125.) Suezawa, Y., Schreiber, A., Jacob, H.A.C.: Erste klinische Ergebnisse der neuen Druckscheiben-Hüfttotalendoprothese. *Orthop. Prax. Heft 4* (1983) 264-267
- 126.) Sugano, N., Saito, S., Takaoka, K., Ohzono, K., Masuhara, K., Saito, M., Ono, K.: Spongy metal Lübeck hip prostheses for osteoarthritis secondary to hip dysplasia. A 2-6-year follow-up study. *J. Arthroplasty* 9 (1994) 253-262
- 127.) Sullivan, P.M., McKenzie, J.R., Callaghan, J.J., Johnston, R.C.: Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than fifty years old. *J. Bone Joint Surg. A-76* (1994) 863-869
- 128.) Thomsen, M., Strachwitz, B., Mau, H., Cotta, H.: Werkstoffübersicht in der Endoprothetik. *Z. Orthop.* 133 (1995) 1-6
- 129.) Thomsen, M., Görtz, W., Nägerl, H.: Charakterisierung moderner Hüftendoprothesen. *Z. Orthop.* 137 (1999) 32-37
- 130.) Tönnis, L., Heinecke, A.: Verringerte oder vermehrte Antetorsion und Anteversion – präarthrotische Deformitäten in der dritten Dimension. In: Tschauer, C. (Hrsg.): Die Hüfte. Enke, Stuttgart (1997)
- 131.) Torchia, M.E., Klassen, R.A., Bianco, A.J.: Total hip arthroplasty with cement in patients less than twenty years old. *J. Bone Joint Surg. A-78* (1996) 995-1003

- 132.) Traulsen, F.C., Hassenpflug, J., Hahne, H.-J.: Langzeitergebnisse zementfreier Hüftvollprothesen (Zweymüller). *Z. Orthop.* 139 (2001) 206-211
- 133.) Trepte, C.T.: Erste Erfahrungen mit der Druckscheibenendoprothese. *Orthop. Prax.* 32 (1996) 679-682
- 134.) Tschauner, C.: Neues optimiertes biomechanisches Konzept zur Wirkungsweise der operativen Reorientierung der dysplastischen Hüftpfanne unter besonderer Berücksichtigung der Dreifachbeckenosteotomie nach Tönnis. *Habilitationsschr.*, Humboldt-Universität, Berlin (1995)
- 135.) Tschauner, C., Hofmann, S.: Restdysplasie und Dysplasiecoxarthrose – Biomechanische Prinzipien und Entscheidungshilfen zur gelenkserhaltenden orthopädisch-chirurgischen Behandlung. In: Tschauner, C. (Hrsg.): *Die Hüfte*. Enke, Stuttgart (1997)
- 136.) Tschauner, C., Hofmann, S.: Labrumläsion bei der Restdysplasie des Hüftgelenks. *Biomechanische Überlegungen zur Pathogenese und Behandlung*. *Orthopäde* 27 (1998) 725-732
- 137.) Volkmann, R., Schneider, M.A., Bretschneider, C., Weise, K.: More failures of uncemented acetabular screw-rings than of cemented polyethylene cups in total hip arthroplasties. *Int. Orthop.* 23 (1999) 138-139
- 138.) Wessinghage, D.: Themistocles Gluck: Von der Organextirpation zum Gelenkersatz. *Dt. Ärzteblatt* (1995) 92: A 2180-2184
- 139.) Willert, H.-G., Semlitsch, M.: Zur Morphologie der Knochenreaktion auf Gelenkimplantate und deren Verschleißprodukte. In: Jäger, M., Hackenbroch, M.H., Refior, J.J. (Hrsg.): *Grenzschichtprobleme der Verankerung von Implantaten unter besonderer Berücksichtigung von Endoprothesen*. Thieme, Stuttgart (1980)
- 140.) Wirtz, D.Ch., Heller, K.-D., Niethard, F.U.: Biomechanische Aspekte der Belastungsfähigkeit nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes. Eine Auswertung des derzeitigen Kenntnisstandes im Literaturüberblick. *Z. Orthop.* 136 (1998) 310-316
- 141.) Wolff, J.: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald, Berlin (1892)
- 142.) Zapfe, E., Zilch, H., Sparmann, M.: Hüftgelenk. In: Zilch, H., Weber, U. (Hrsg.): *Lehrbuch Orthopädie mit Repetitorium*. Walter de Gruyter, Berlin New York (1989)

- 8 Anhang
- 8.1 Befund- und Erhebungsbögen

Orthopädische Klinik	
Justus - Liebig - Universität Gießen	
Paul - Meimberg - Straße 3	
35385 Gießen	
Prof. Dr. med. H. Stürz	
<u>Prüfbogen</u>	
Pat. Nr.: _____	Datum: _____ 19__
Geb. - Dat.: _____ 19__	OP - Termin: _____ 19__
<u>Titel der Studie</u>	
PROSPEKTIVE KLINISCHE VERLAUFSBEOBACHTUNG DER DRUCKSCHEIBENPROTHESE UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG RADIOLOGISCHER KRITERIEN	
<u>Leiter der Klinischen Untersuchung</u>	
Prof. Dr. med H. Stürz	
Orthopädische Klinik	
Justus - Liebig - Universität Gießen	
Paul - Meimberg - Straße 3	
35385 Gießen	
<u>Untersucher</u>	<u>Doktorand</u>
Dr. med. G. Gruber	Jörg Wricke
Orthopädische Klinik	Orthopädische Klinik
Justus - Liebig - Universität Gießen	Justus - Liebig - Universität Gießen
Paul - Meimberg - Straße 3	Paul - Meimberg - Straße 3
35385 Gießen	35385 Gießen

Abb. I: Klinischer Aufnahmebogen

Anamnese

Geschlecht :

Körpergröße : _____ cm

Körpergewicht : _____ kg

Beruf : _____

Spezifische Belastungen : _____

Diagnose : _____

Sportliche Aktivitäten :

- vor OP () ja () nein

- nach OP () ja () nein

Wenn „ja“, welche :

- vor OP : _____

- nach OP : _____

Gehstock : () ja () nein

Begleiterkrankungen: () ja () nein

Wenn „ja“, welche : _____

Medikamenteneinnahme : () ja () nein

Wenn „ja“, welche : _____

Abb. II: Klinischer Anamnesebefundbogen

Klinische Untersuchung

Bewegungsausmaße (Neutral-Null-Methode) :

	links	rechts
Flexion / Extension	_____	_____
Abduktion / Adduktion	_____	_____
Innenrotation / Außenrotation (Hüftgelenk 90 Grad gebeugt)	_____	_____

Schmerz :

- | | | | | | |
|--------------------------------|-------------|-------------|-----------------|--------|----------|
| - Abduktion | () ja | () nein | - Adduktion | () ja | () nein |
| - Flexion | () ja | () nein | - Extension | () ja | () nein |
| - Innenrotation | () ja | () nein | - Außenrotation | () ja | () nein |
| | | | | | |
| - Schwellung | () ja | () nein | | | |
| - Rötung | () ja | () nein | | | |
| - Überwärmung | () ja | () nein | | | |
| - Druckschmerz | () ja | () nein | | | |
| wenn Druckschmerz „ja“, wo? | | | - Trochanter | () | |
| | | | - Leiste | () | |
| | | | - Femurschaft | () | |
| | | | | | |
| - Beckengeradstand | () ja | () nein | | | |
| Wenn „nein“, Beckentiefstand : | () links | () rechts | Ausmaß : | ___ | cm |
| | | | | | |
| - Hinken : | () ja | () nein | | | |
| | | | | | |
| - Trendelenburg : | () positiv | () negativ | | | |

Abb. III: Klinischer Befundbogen

Tabelle I

<i>HARRIS HIP SCORE</i>			
laufende Nr.			
Untersuchung	<input type="radio"/> präoperativ	<input type="radio"/> 3 Monate postop.	<input type="radio"/> 6 Mon. postop.
	<input type="radio"/> 1 Jahr postop.	<input type="radio"/> 18 Mon. postop.	<input type="radio"/> 2 Jahre postop.
	<input type="radio"/> 3 Jahre postop.		
I. Schmerzen (Hüfte)			Punkte
keine Schmerzen			44
leichte Schmerzen = gelegentlich, keine Schmerzmittel			40
milde Schmerzen = gelegentlich, bei Bedarf Schmerzmittel			30
moderate Schmerzen = Konzessionen, bei Bedarf starke Analgetika			20
deutliche Schmerzen = eingeschränkte Aktivität, Schmerzmittel			10
starke Schmerzen = invalidisierend			0
.....		
II. Bewegungsfunktionen	Punkte		
A. Hinken		B. Gehhilfen	
kein Hinken	11	keine	11
leichtes Hinken	8	1 Gehstock gelegentlich	7
mäßiges Hinken	5	1 Gehstock ständig	5
starkes Hinken	0	1 Krücke	3
		2 Gehstöcke	2
		2 Krücken, gehunfähig	0
.....		
C. Gehstrecke		D. Treppensteigen	
> 1.500 m	11	ohne Geländer	4
≤ 1.500 m	8	mit Geländer	2
≤ 500 m	5	gerade noch möglich	1
im Haus	2	unmöglich	0
Bett und Stuhl	0		
.....		
E. Schuhe/Strümpfe selbständig anziehen		F. Öffentliche Verkehrsmittel benutzen	
problemlos	4	möglich	1
mit Schwierigkeiten	2	unmöglich	0
unmöglich	0		
.....		
G. Sitzen			
bequem 1 Stunde, normaler Stuhl	5		
½ Stunde, erhöhter Stuhl	3		
unmöglich	0		
.....			
Zwischenergebnis Punktzahl			

Übertrag der Punktzahl	
III. Deformität	Punkte
ist kein Kriterium erfüllt	4
ist 1 nachfolgendes Kriterium erfüllt:	0
< 30 Grad fixierte Beugekontraktur	
< 10 Grad fixierte Adduktion	
< 30 Grad fixierte Innenrotation	
2-3 cm Beinlängendifferenz
IV. Bewegungsumfang	
<i>Flexion</i>	
0-45 Grad: Winkel x 1,0	
45-90 Grad: Winkel x 0,6	
90-110 Grad: Winkel x 0,3	
> 110 Grad: Winkel x 0 (0 Punkte)
<i>Abduktion</i>	
0-15 Grad: Winkel x 0,8	
15-20 Grad: Winkel x 0,3	
> 20 Grad: Winkel x 0 (0 Punkte)
<i>Außenrotation</i>	
0-15 Grad: Winkel x 0,4	
> 15 Grad: Winkel x 0 (0 Punkte)
<i>Innenrotation</i> x 0 (0 Punkte)
<i>Adduktion</i>	
0-15 Grad: Winkel x 0,2
<i>Extension</i> x 0 (0 Punkte)
Summe Bewegungsumfang: Anzahl der Punkte x 0,05 =
Punktzahl insgesamt (maximal 100)

Tab. I: Klinischer Befundbogen der mit DSP hüftendoprothetisch versorgten Patienten mittels Harris hip score (Fortsetzung)

<u>Operativer Befund</u>	
- OP-Datum : _____	- Seite : links / rechts
- OP-Dauer : _____ min	- Narkoseart : _____
- Blutverlust : _____ ml	
- Eigenblutgabe : () ja () nein	- wenn „ja“, Menge : _____ ml
- Fremdblutgabe : () ja () nein	- wenn „ja“, Menge : _____ ml
- Hb präoperativ : _____	- Hb postop. (Entlassung) : _____
- postoperativer Krankenhausaufenthalt : _____	_____ Tage
- Pfanne :	- Größe :
- DSP :	- Größe :
- Kopf :	- Größe :
- Bolzen :	
- Halslänge :	
- Komplikationen bei Präparation / Implantation : () ja () nein	
- wenn „ja“, welche : _____	

- Besonderheiten / Anmerkungen : _____	

- postoperative Komplikationen : _____	

Abb. IV: Operativer Befundbogen nach Implantation einer DSP

Klassifikation von periartikulären Verknöcherungen nach Hüftgelenkendoprothesen nach Arcq

- Grad 0 :** Normale Hüfte, keine Begleitschatten, keine Verknöcherung sowohl mittelbar als auch unmittelbar nach der Operation
()
- Grad 1 :** Isolierte oder mehrere kleine Kalkschatten an der Trochanter major-Spitze oder am oberen äußeren Pfannenrand, keine Verbindung zwischen Pfanne und Trochanter bzw. zwischen Pfanne und Schenkelhals
()
- Grad 2 :** Kalkschatten in zunehmendem Maße (betreffen aber nur einen Teil der Totalendoprothese), in der Regel zwischen Trochanter major und Pfanne, mit röntgenologisch vollständiger Überbrückung zwischen beiden Teilen der Prothese. Überbrückung nur röntgenologisch vollständige Einsteifung praktisch nie vorhanden). Auch Fälle, wo eine Verknöcherung rund um die Pfanne besteht, sowohl an der äußeren als auch an der inneren Seite des Schenkelhalses, ohne vollständige Verbindung zwischen Pfanne und Kopfprothese zu erreichen
()
- Grad 3 :** Vollständige Ummauerung der Prothese durch die Kalkschatten. Verknöcherungen rahmen die gesamte Prothese ein (sowohl an der Außen- als auch an der Innenseite). Die Verbindung zwischen Schaft und Pfanne ist röntgenologisch vollständig. In den meisten Fällen ist diese Verbindung auch klinisch vollständig vorhanden, da vollständige Einsteifung des Gelenkes besteht.
()

Abb. V: Klinischer Befundbogen – periartikuläre Verknöcherungen nach Implantation einer DSP nach der Klassifikation von Arcq

Radiologische Nachuntersuchung DSP			
Saumbildung	A1	ja	nein
	A2	ja	nein
	B	ja	nein
	C	ja	nein
Neotrabelkel	D	ja	nein
Lasche abstehend	E1	ja	nein
		proximal	
distal	E2	ja	nein
Veränderung zu Voraufnahmen		ja	nein
Sicherungsdraht abstehend (lat.)		ja	nein
CCD-Winkel _____°			
Besonderheiten :			

Empfehlungen für die radiologische Nachuntersuchung der Druckscheibenendoprothese

Abb. VI: Klinischer Befundbogen – radiologische Nachuntersuchung der mit DSP hüftendoprotetisch versorgten Patienten

Nachuntersuchungszeitraum 3 / 6 Monate 1 / 2 / 3 / 4 Jahre

OP-Datum:

operierte Seite: rechts links

„Haben Sie Schmerzen am operierten Bein?“ ja nein

- an der Hüfte (keine detaillierten Angaben)	<input type="radio"/>
- in der Leistenregion	<input type="radio"/>
- im Trochanterbereich	<input type="radio"/>
- am Oberschenkelschaftbereich	<input type="radio"/>

„Wann haben Sie Schmerzen?“

- nur bei Belastung	<input type="radio"/>
- auch in Ruhe	<input type="radio"/>
- auch nachts	<input type="radio"/>

Besteht ein Druckschmerz am Trochanter major?

rechts	
links	

Abb. VII: Erhebungsbogen – Befragung der mit DSP hüftendoprothetisch versorgten Patienten bei klinischer Nachuntersuchung

Beweglichkeit operiertes Gelenk (Neutral-Null)

falls bds. DSP => dieser Kasten „rechts“

Extension / Flexion			
Ab- / Adduktion			
IRO / ARO (90° Flexion)			

Beweglichkeit gegenseitiges Gelenk (Neutral-Null)

falls bds. DSP => dieser Kasten „links“

Extension / Flexion			
Ab- / Adduktion			
IRO / ARO (90° Flexion)			

Läßt sich sonographisch eine Bursitis trochanterica nachweisen?

rechts	
links	

Größe der Bursa

	lat. Longitudinal-Schnitt	lat. Transversal-Schnitt
rechts		
links		

Datum der NU:

Untersucher: Gruber Weiß

Abb. VIII: Befundbogen – klinische Nachuntersuchung der mit DSP hüft-endoprothetisch versorgten Patienten

Patienten-Nummer		Veränderung zur Voraufnahme	
Saumbildung	A ₁	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/> ____mm	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>
	A ₂	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/> ____mm	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>
	B	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/> ____mm	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>
	C	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/> ____mm	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>
knöchernen Strukturveränderung	D	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>
Lasche abstehend	E ₁ (proximal)	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>
	E ₂ (distal)	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>	ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>
achsengerechte Aufnahme		ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>	
Aufnahme in 10° IRo. /10° Abd.		ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>	
Durchleuchtung		ja <input type="radio"/> nein <input type="radio"/>	

Tab. II: Radiologischer Untersuchungsbogen (zu A1 bis E2 siehe Abbildung VI im Anhang)

Lebenslauf**Persönliche Daten:**

Name: Jörg Wricke
 Adresse: Garbenteicher Str.17
 35423 Lich
 Geb.-Datum: 05.09.1968
 Geb.-Ort: Gießen
 Familienstand: ledig
 Konfession: evangelisch
 Staatsangehörigkeit: deutsch

Eltern: Dr. med. Holger Wricke, geb. am 28.05.1940
 in Marburg, Arzt für Orthopädie;
 Marianne Rolffs, gesch. Wricke, geb.
 Grohnert, geb. am 19.08.1943 in Königsberg,
 Lehrerin i. R.

Geschwister: Achim Wricke, geb. am 21.09.1971 in Gießen,
 Reiseverkehrskaufmann

Bildungsweg:

1975-1979 Grundschole Pohlheim
 1979-1983 Adolf-Reichwein-Schule Pohlheim
 1983-1988 Ricarda-Huch-Schule, Gießen (Gymnasialzweig)
 15.06.1988 Abitur

02.11.1988 - 30.06.1990 Zivildienst: Krankentransport/Rettungsdienst
 bei der Johanniter-Unfall-Hilfe e. V. Gießen

09.05.1990 Einschreibung zum Studium der Humanmedizin
 01.08.1990 – 31.05.1998 Arbeitsvertrag als Rettungssanitäter bei der
 Johanniter-Unfall-Hilfe e. V. Gießen

24.03.1993 Ärztliche Vorprüfung
 24.03.1994 erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
 12.07.1995 Anerkennung zum Rettungsassistenten
 18.04.1997 zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
 25.05.1998 dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung, Approbation

01.06.1998 - 30.11.1999 Arzt im Praktikum in der Orthopädischen Klinik
 der Justus-Liebig-Universität Gießen

01.01.2000 - 30.09.2001 Assistenzarzt in der chirurgischen Abteilung
 des Kreiskrankenhauses Schotten

01.10.2001 - 31.03.2003 Assistenzarzt in der chirurgischen Abteilung
 der Asklepiosklinik Lich

seit 01.04.2003 Assistenzarzt in der Orthopädischen Klinik Gießen
 des Universitätsklinikums Gießen - Marburg

11.04.2007 Facharzt für Orthopädie

Für die Anregung zur Arbeit und Überlassung des Themas sowie die stets freundliche und hilfreiche Unterstützung bei der Ausführung, besonders für die Bereitschaft mir jederzeit für Fragen zur Verfügung zu stehen, danke ich Herrn PD Dr. med. G. Gruber.

Auch Herrn Prof. Dr. med. H. Stürz, der mir mit seinem Rat zur Verfügung stand danke ich für die geduldige Unterstützung und die vielen hilfreichen Gespräche.

Danken möchte ich auch den Mitarbeitern der Poliklinik und der Röntgenabteilung der Orthopädischen Klinik für ihre Kooperation und die Hilfe bei der Organisation und Durchführung der Nachuntersuchung.

Besonders gilt mein Dank meiner Familie und meinen Freunden, die mich jederzeit verständnisvoll unterstützt haben und somit zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

„Ich erkläre: Ich habe die vorliegende Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe.

Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht.

Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“