

**Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

(Direktor: Prof. Dr. med. W. Hein)



**Digitale Migrationsmessung in der Hüftendoprothetik am Beispiel der
ABG Prothese®**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr.med.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Felix Schönrath

geboren am 25.02.1980 in Leipzig

Gutachter:

Prof. Dr. med. Venbrocks; Universität Jena

Prof. Dr. med. Neumann; Universität Magdeburg

Eröffnungsdatum des Promotionsverfahrens: 18.05.2004

Öffentliche Verteidigung der Promotion: 17.03.2005

urn:nbn:de:gbv:3-000008265

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000008265>]

Referat und bibliographische Beschreibung

Die digitale Migrationsmessung ist eine sensitive und spezifische Methode zur Lockerungsdiagnostik nach Hüftendoprothesenimplantation. Um Punkte zu ermitteln, mit denen eine Lockerungsdiagnostik in vielen Fällen unabhängig von der Beckenkipfung möglich ist, wurden von 52 Patienten, die Röntgenbildserien mit minimal fünf Röntgenbildern über mindestens sieben Jahre besaßen, jeweils unterschiedliche Parameter für Pfanne, Schaft und die knöchernen Strukturen von Becken und Femur bestimmt. Diese wurden untereinander anhand der Streubreite und der Kontinuität, der von ihnen vorhergesagten Wanderung, verglichen. Der Pfannenmittelpunkt, die kaudale Begrenzung der Tränenfigur und der mediale Punkt des Trochanter minor ließen die exakteste Lockerungsdiagnostik zu. Das Ergebnis war statistisch signifikant. Parameter, welche die Inklinations- und Anteversionsveränderungen der Pfanne widerspiegeln sollten, und Parameter zur Bestimmung des Polyethylenabriebes wurden bestimmt und deren Fehlerbreite berechnet. Korrekturfaktoren zum Ausgleich von Vergrößerungsunterschieden zwischen den Röntgenbildern flossen in die Berechnung ein. Die für die spätere Migrationsanalyse verwendeten Punkte wiesen Genauigkeitsgrenzen von 1,7mm bis 2,2mm und 3,2° auf. An den ausgewählten Punkten wurden Analysen zur Bestimmung des Inter- und des Intraobserverfehlers durchgeführt. Beide Fehler betrug weniger als einen Millimeter oder ein Grad. Bei dem Vergleich des Programms Wristing gegenüber der manuellen Migrationsanalyse erzielte das Programm eine Zeitersparnis und eine statistisch signifikant bessere Genauigkeit. An der definitiven Wanderungsanalyse nahm ein Kollektiv von 99 Patienten mit 111 ABG Endoprothesen teil. Neben der Wanderungsanalyse dienten die Röntgenbilder zur Beurteilung von Lockerungssäumen und Verknöcherungen. Krankenakten lieferten weitere Daten zur Analyse des Patientenguts. Die Hauptwanderungsrichtung wies an der Pfanne in kranio-mediale Richtung und an der Schaftschulter in medio-kaudale Richtung. Der Polyethylenabrieb des Inlays fand verstärkt im kranio-medialen Teil des Inlays statt. Im Durchschnitt verlief die Wanderung der Prothesen zu Beginn des Beobachtungszeitraumes schneller. Lysesäume waren in der Gruppe der gewechselten Prothesen stärker ausgeprägt. Die durchgeführte Überlebenszeitanalyse des ABG-Prothesensystems ergab eine durchschnittliche Überlebenszeit von 8,33 Jahren in der auf neun Jahren begrenzten Studie. Bei den Untergruppen bezüglich der Überlebenszeit wiesen Prothesen von Patienten, deren Hüfte nicht voroperiert wurde, gegenüber Patienten, deren Hüfte voroperiert war, statistisch signifikant längere Standzeiten auf.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Abkürzungsverzeichnis	IV-V
1. Einleitung	1-8
1.1 Einführung in die Problematik des Implantatversagens	1
1.2 Methoden zur Diagnostik der Implantatlockerung	3
1.3 Manuelle Methoden der röntgenologischen Migrationsmessung	4
1.4 Digitale Methoden der röntgenologischen Migrationsmessung	6
1.5 Allgemeine Radiologische Auswertung	8
1.6 Zielsetzung der Arbeit	8
2. Patienten, Material und Methoden	9-24
2.1 Hard- und Softwarevoraussetzung zur digitalen Bildanalyse	9
2.2 Das neue Programm– Wristing	10
2.3 Parameter zur Bestimmung der Pfannen- und Schaftmigration	12
2.4 Validierung der Programms Wristing	15
2.5 Das Patientenkollektiv	16
2.6 Das zementfreie ABG-Hüftendoprothesensystem	17
2.7 Die Analyse des Patientenkollektives	18
2.7.1 Die Analyse der Krankenakterhebung	18
2.7.2 Die Analyse der Röntgendiagnostik	23
3. Ergebnisse	25-39
3.1 Bestimmung der aussagekräftigsten Referenzpunkte	25
3.1.1 Referenzpunkte der Pfanne und des Beckens	25
3.1.2 Referenzpunkte des Schaftes und des Femurs	27
3.1.3 Referenzpunkte des Prothesenkopfes	28
3.1.4 Genauigkeitsgrenzen der Punkte	29
3.2 Ergebnisse der Programmvalidierung	30
3.3 Allgemeine röntgenologische Auswertung	31
3.3.1 Ektopische Verknöcherungen	31
3.3.2 Lysesäume	31

3.4	Migrationsanalyse des ABG-Prothesensystems	32
3.4.1	Migrationsanalyse der nicht gewechselten Prothesen	32
3.4.2	Migrationsanalyse der gewechselten Prothesen	36
3.5	Überlebenszeitanalyse nach Kaplan-Meier	37
4.	Diskussion	40-52
4.1	Diskussion der Validierungsuntersuchungen	40
4.1.1	Diskussion der untersuchten Punkte	40
4.1.2	Diskussion der Genauigkeitsgrenzen	42
4.2	Diskussion der radiologischen Auswertung	47
4.3	Diskussion der Überlebenszeitanalyse	50
5.	Zusammenfassung	53-55
6.	Literaturverzeichnis	56-62
7.	Anlagen	63-73
7.1	Tabellen zur Inter- und Intraobserveranalyse	63
7.2	Kasuistik der Revisionseingriffe	65
8.	Thesen	74-76
	Curriculum Vitae	VI
	Eidesstattliche Selbstständigkeitserklärung	VII
	Danksagung	VIII
	Hinweise auf frühere Promotionsversuche und Publikationen	IX

Abkürzungsverzeichnis

AAOS	American Academy of Orthopaedic Surgeons
Abb.	Abbildung
Al	Aluminium
a.p.	anterior-posterior
BMI	Body Mass Index
CCD	Charge-Coupled Device,
CD	Compact Disc
Ci	Curie
DEXA	Dual-energy-x-Ray-absorptiometry
DPI	Dots Per Inch
EBRA	Einzel-Bild-Röntgen-Analyse
FCA	Femoral Component Analysis
GB	Gigabyte
HA	Hydroxylapatit
Kopfw., Kopfwand.	Kopfwanderung
lat.	lateral
long.	longitudinal
m	männlich
max.	maximal
MB	Megabyte
N	Anzahl
PE	Polyethylen
Pfannenw., Pfannenwand.	Pfannenwanderung
Pixel	Picture Element
PMMA	Polymethylmethaakrylat
RAM	Random Access Memory
ROC-Kurve	Receiver Operating Characteristic-Kurve
RSA	Röntgenstereophotogrammetrie
Schaftw., Schaftwand.	Schaftwanderung
SD	Standard Deviation
SICOT	La Societe Internationale de Chirurgie Orthopedique et de Traumatologie

Tab.	Tabelle
Te	Technetium
THR	Total Hip Replacement
Ti	Titanium
trans.	transversal
V	Vanadium
w	weiblich

1. Einleitung

1.1 Einführung in die Problematik des Implantatversagens

Die Hüftendoprothetik wird weitläufig als eine der erfolgreichsten Operationen in der Orthopädischen Chirurgie bezeichnet. Deutschlandweit wurden 2001 etwa 150000 Hüfttotalendoprothesen implantiert [4].

Erste Operationen zur Wiederherstellung der Funktion des Hüftgelenkes wurden schon zu Beginn des 19. Jahrhunderts als Resektionsarthroplastiken durchgeführt. Hier bestand die Operation darin, den Hüftkopf und den Schenkelhals zu entfernen [72]. Der letztendliche Durchbruch in der Hüftendoprothetik gelang 1960 Charnley mit seinem Prothesenmodell, wobei die Fixation der Prothese mit Knochenzement, einem PMMA, der eigentliche Durchbruch in der Endoprothetik war [59].

Problematisch gestalteten sich die Revisionseingriffe, bei denen der Knochenzement entfernt werden musste, was Komplikationen nach sich ziehen konnte [31]. So kam es zur Weiterentwicklung des Systems und damit zu einer zementfreien Implantationsmethode für Hüftgelenkendoprothesen, wobei beide Methoden zum Teil auch kombiniert eingesetzt werden (zementierter Schaft und zementfreie Pfanne). Bei der zementfreien Implantation kam es zur Herausbildung von drei möglichen Methoden der Implantatverankerung: Press-Fit, chemische und biologische Verankerung, die meist in Kombination zur Anwendung kommen. Diese Methoden soll eine mechanische Primärfixation gewährleisten und vitale knöcherne Integration soll zur Dauerstabilität führen. Diese Osteointegration kann durch das Verwenden bioaktiver Beschichtungen und vergrößerten Kontaktflächen wie zum Beispiel Schuppen und Kugeln erleichtert werden. Es besteht bei der Pfanne die Möglichkeit selbstschneidende Schraubimplantate einzubringen, die den Nachteil besitzen, dass sie beim Eindrehen zu Verkipfungen neigen [81]. Auch bei den zementfrei implantierten Hüftendoprothesen kann es durch septische und aseptische Lockerung zum Implantatversagen kommen. Diese Spätkomplikationen, die durch die verlängerte Lebenserwartung der Patienten und den Endoprotheseneinsatz auch bei jüngeren Patienten, stetig zunehmen, rücken immer mehr in das Zentrum der Forschung [6]. Als Gründe für die aseptische Lockerung werden neben resorptiven Vorgängen und bindegewebigen Reaktionen, als biologische Antwort auf Abriebpartikel, auch unphysiologische Belastungen und thermische Läsionen sowie Ermüdungsfrakturen angeführt [17].

Ein andere These besagt, dass ein nicht unbeträchtlicher Anteil der Spätlockerungen auf sogenannte Low-Grade Infektionen zurückzuführen ist. Dies kann bei zementierten Prothesen zum Teil durch das Einbringen von Antibiotikumzement beeinflusst werden.

Die bindegewebigen Reaktionen rücken im Zusammenhang mit der stattfindenden Resorption in jüngerer Zeit mehr in den Mittelpunkt. Ihr Entstehen wird auf den Abrieb von Polyethylenpartikeln aus dem Pfanneninlay zurückgeführt [8, 36, 50, 69, 77, 78]. Damit dies möglichst frühzeitig erkannt wird und so eine spätere Zerstörung des Implantatlagers, welche die Chance auf einen erfolgreichen Revisionseingriff verringern würde, verhindert werden kann, wurden Verfahren entwickelt die eine frühzeitige Implantatlockerung detektieren [89] und so auch dazu führen, dass problematische Prothesensysteme keine Verbreitung finden [61].

Neben der Auswertung klinischer Scores, von denen die bekanntesten der Harris-Hip Score, der Merle de Aubigné-Score und der IOWA-Hip-Score sind, stellt die Migrationsmessung in der Hüftendoprothetik einen entscheidenden Baustein zur Diagnosefindung gelockerter Totalendoprothesen dar [44, 51].

Im Anschluss an diesen Abschnitt sollen einige der gängigsten Verfahren genauer erläutert werden.

In der Lockerungsdiagnostik bietet die röntgenologische Auswertung den Vorteil, dass sie neben der Migrationsmessung, die sie mit hoher Sensitivität und Spezifität gewährleisten kann [47], im klinischen Alltag zu den Routineuntersuchungen zählt und ein sehr gutes Kosten-Nutzen-Verhältnis garantiert. Außerdem können an Röntgenbildern neben der eigentlichen Migrationsanalyse auch Lockerungssäume und Knochendefekte beurteilt werden. Die digitale Migrationsmessung rückt in diesem Zusammenhang immer mehr in den Vordergrund, da sie die vorangestellten Punkte durch Ausschnittsvergrößerungen, Kontrastverschärfungen und zum Teil auch durch automatisierte Vermessungen und Berechnungen ergänzt. Dies führt im klinischen Alltag zu einer Erleichterung der Diagnosestellung [84] und zu einer Beschleunigung der Auswertung [11, 30, 44].

1.2 Methoden zur Diagnostik der Implantatlockerung

Einzelbildröntgenanalyse (EBRA)

Bei der Einzelbildröntgenanalyse erfolgt die Auswertung der Migration anhand von Beckenübersichtsaufnahmen in digitalisierter Form. Die Auswertung ist für Pfanne und Schaft (EBRA-FCA) möglich. Man kann bei der EBRA neben Längenmessungen, den Inklinationwinkel und den Anteversionswinkel bestimmen. Die Auswertung erfolgt zweidimensional. Das Verfahren besitzt im Gegensatz zu anderen Verfahren eine Vergleichbarkeitsanalyse, die Röntgenbilder wenn sie in bestimmten Vergleichbarkeitslimits liegen bewertet [44]. Der Zeitaufwand pro Messung beträgt bei der EBRA bis zu 30 Minuten [37]. Eine einheitliche Bemessungsgrenze über die Einschlusskriterien der Vermessung fehlt, sodass die Genauigkeit dieser Methode je nach Autor und den von ihm verwendeten Grenzen bei den Einschlusskriterien zwischen 0,16-1,3mm (95% Konfidenzintervall, doppelte Standardabweichung) schwankt [9, 37, 44, 61, 62, 86].

Röntgenstereophotogrammetrie (RSA)

Die Röntgenstereophotogrammetrie stellt das genaueste Verfahren zur Analyse von Migrationen an Röntgenbildern dar. Die Genauigkeit wird mit einer einfachen Standardabweichung von 0,25-0,35mm angegeben [41]. Sie setzt zusätzlich die Implantation von Tantalmarkern voraus. Bei jeder Untersuchung ist die Aufnahme von zwei Röntgenbildern im definierten Winkel zueinander nötig um die dreidimensionale Migration zu bestimmen. Es können auch Migrationen, auf die Strahlenquelle zu oder weg von ihr, erfasst werden. Dies führt zu einer Verdopplung der Strahlenbelastung bei den Patienten. Die Marker beginnen nach einer bestimmten Zeit selbst zu wandern und limitieren somit die Dauer der Analyse [44].

Dual-energy-x-Ray-absorptiometry (DEXA)

Die DEXA stellt eine densitometrische Analyse dar. Diese Methode wird zur Bestimmung des periprothetischen Knochenmineralisationsgehaltes verwendet. Dazu kann ein lateraler oder anterior-posteriorer Scan verwendet werden. Sie liefert gute Aussagen über die Osteointegration bei zementfreien Hüfttotalendoprothesen. Da diese Methode aufwendig und teuer (200-500\$ pro Messung) ist, ist sie eher für wissenschaftliche Studien und als Ergänzung in der Diagnostik bei Patienten mit schlechter Knochenqualität geeignet. Bei diesen Patienten ist die Gefahr einer durch Osteoporose bedingten Fraktur wesentlich höher. [21]

Szintigraphie und 3-Phasenszintigraphie

Die Analyse erfolgt durch Injektion von ^{99m}Tc Technetium, zur Erhöhung der Spezifität ist bei der 3-Phasenszintigraphie die Injektion von ^{99m}Tc -markierten Polyphosphatverbindungen intravenös möglich. Die Messung wird mittels Gamma-Kamera drei bis vier Stunden nach der Injektion durchgeführt. Dieses Verfahren eignet sich erst nach acht bis zwölf Monaten zur Lockerungsdiagnostik, da vorher, nach Hüfttotalendoprothesenoperationen, Umbauprozesse physiologisch sind. Die Szintigraphie besitzt vor allem bei zementfreien Hüfttotalendoprothesenoperationen eine sehr geringe Spezifität (15%). Darum muss zur Diagnostik zusätzlich eine Röntgenuntersuchung durchgeführt werden, um eine eventuelle Malignität des Geschehens auszuschließen, wodurch das Verfahren eher als Zusatzdiagnostik geeignet ist. Vorteil der Methode ist, dass sie Veränderung im Knochenmineralisationsgehalt wesentlich eher detektiert als das Röntgen. [43, 67]

Andere bildgebende Verfahren

Andere diagnostische Untersuchungsmethoden wie zum Beispiel CT, MRT oder Ultraschall führen wegen zum Teil zu geringer Ortsauflösung und vor allem wegen der Artefaktenbildung bei metallischen Gegenständen im Moment zu keiner Bereicherung des diagnostischen Spektrums bei der Migrationsanalyse nach Totalendoprothesenoperationen am Hüftgelenk. Höhere Strahlenbelastung im CT und die höheren Kosten lassen den Einsatz in der Routinediagnostik zur Zeit unwahrscheinlich erscheinen. [61, 67]

1.3 Manuelle Methoden der röntgenologischen Migrationsmessung

Hier müssen unter anderem die Meßmethoden von Diederichs, Massin, Nunn, Sutherland und Wetherell aufgeführt werden. Eine Analyse aller möglichen Auswertungsmethoden der Migration am künstlichen Hüftgelenk würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen.

Diederichs [17] führte Messungen am Beckenphantom mittels Beckenübersichtsaufnahmen durch, bei denen eine Rotation von $\pm 10^\circ$ dargestellt wurde. Es wurden vier Messpunkte an der Prothese festgelegt und die scheinbare Migration wurde mittels Algorithmen ermittelt. Als Bezugspunkt am Becken diente der kaudale Punkt des Ramus inferior Ossis Pubis. Die Ergebnisse wurden mit einer 3-D Computersimulation validiert. Als günstigster Punkt erscheint die posteriore Gewindeeinkerbung der Pfanne.

Es werden bei diesem Verfahren keine Angaben zur absoluten Genauigkeit der Punkte getroffen. Dieses Verfahren erscheint in seiner ganzen Präsentation und aufgrund seines mathematischen Aufwands sehr zeitaufwendig was vom Autor selbst als Kritikpunkt angebracht wird.

Massin [54] untersuchte zwei Hüften von Verstorbenen, an denen er mittels unterschiedlicher Beckenkipfung, die $\pm 10^\circ$ betrug, Punkte mit höchster Reproduzierbarkeit aufsuchte. Als Referenzpunkte für die Pfanne nannte er die Tränenfigur und wenn diese nicht sichtbar ist den kaudalen Punkt der Foramina obturatoria. An der Pfanne bestimmte er den Pfannenmittelpunkt oder maß vom kaudalen Rand der Pfanne aus. Er nahm für die Messungen eine Standardabweichung von 2mm als akzeptabel an. Oberhalb dieser Standardabweichung lag der vermessene Abstand zwischen kaudaler Ecke der Pfanne und Tränenfigur mit bis zu 3,14mm. All seine Messungen führte er an Beckenübersichtsaufnahmen durch. Er führte keine Vergrößerungskorrektur durch, da bei seiner prospektiven Studie diese Faktoren konstant blieben.

Nunn [58] benutzte an Beckenübersichtsaufnahmen das Schaftkopffzentrum, das durch eine Schablone bestimmt wurde und den inferioren Punkt beider Tränenfiguren als Referenzpunkte. Bei den Messungen kam er auf einen Gesamtmessfehler von 4,6mm für die vertikale Migration und 2,9mm für die horizontale Migration.

Bei der Methode nach **Sutherland** [37, 75] dienen die kaudalen Punkte der Ileosacralgelenke, die Pfanneneckpunkte, deren Mittelpunkt und die Köhlerlinie als Bezugspunkte. Zur Vermessung am Schaft dienten ihm der Trochanter major und minor, der Schaftkopfmittelpunkt und der untere Halsrand der Prothese. Sutherland gab die Messgenauigkeit des Systems mit ± 5 mm an.

Wetherell [85] benutzte eine Tangente, welche den lateralen, knöchernen Rand des kleinen Beckens berührt und durch den Mittelpunkt des Foramen obturatorum und dessen weiteste horizontale Ausdehnung verläuft, sowie den Pfannenmittelpunkt. Den Pfannenmittelpunkt im Vergleich zu einer Linie durch den unteren Rand der Ileosacralgelenke und die Symphysis pubis. Diese Punkte und Linien dienten zur Bestimmung der horizontalen und vertikalen Migration. Die Dauer einer Analyse beträgt zehn Minuten. Die Messgenauigkeit wird mit 5-7mm angegeben [37, 75, 85].

1.4 Digitale Methoden der röntgenologischen Migrationsmessung

Laut Wenz [84] bietet die Digitalisierung von Röntgenbildern vor allem bei Auswertungen am Skelettsystem deutliche Vorteile, da hier durch Kantenbetonung und Kontrastverschärfung eine bessere Darstellung des Knochens erfolgen kann. Dies ist von großem Vorteil für die Diagnosestellung. Zu übereinstimmenden Ergebnissen kommen auch Galanski [24], Murphey [57] und Wegryn [83]. Die digitale Migrationsmessung enthält laut Hendrich [30] auch Vorteile in Ergonomie und Standardisierung. Martell [53] beschreibt den Vorteil der digitalen Migrationsmessung mit einer erhöhten Interobserverstabilität.

Verfahren die Digitalisierung in der Diagnostik der Hüftendoprothesenmigration einsetzen werden anschließend beschrieben.

Oswald [61] wendet in seiner Dissertation ein Programm zur Auswertung von Endoprothesenschäften an. Er machte Messungen am Hüftphantom, an dem er unterschiedliche Fehlstellungen simulierte (10° Extension bis 60° Flexion, 10° Innenrotation bis 90° Außenrotation). Die Messfehler beliefen sich auf bis zu 5,9mm (Standardabweichung). Bei Abweichungen bis 30° ergaben sich Standardabweichungen bis 2,3mm. Als günstigste Referenzpunkte erschienen der Trochanter major und der Prothesenkopfmittelpunkt. Das System wies Schwachstellen bei der Änderung von Werten auf, welche die Informatik nicht akzeptierte und selbständig falsch korrigierte.

Malchau [49] verglich die digitale Auswertung mit der RSA anhand von drei verschiedenen Pfannen und vier verschiedenen Schafttypen. Für den Schaft ermittelte er eine doppelte Standardabweichung von 3,9-12,3mm. Bei den Messungen lies der Trochanter minor und die Prothesenschulter die genaueste Migrationsanalyse zu. An der Pfanne wählte er den Mittelpunkt und den kaudalen Punkt der Tränenfigur als Referenzpunkte. Er ermittelte die zweifache Standardabweichung mit 6,3-6,5mm. Die Berechnungen führte er an Beckenübersichtsaufnahmen durch. Den Intraobserverfehler gibt er mit 1,6-5,6mm und den Interobserverfehler mit 2,6-6,6mm an. In den Ergebnissen stellt sich kein signifikanter Unterschied zwischen digitalisierter und manueller Auswertung heraus.

Hardinge [27] verwendete eine Videokamera deren analoge Bilder er digitalisierte. Danach wurden an den Röntgenbildern bis zu vierzehn Punkte zum Teil automatisch bestimmt.

Diese Punkte beziehen sich auf den Trochanter major, den Schaftkopfmittelpunkt, die Eckpunkte der Pfanne, den Mittelpunkt der Pfanne, die Tränenfigur und die Symphyse. Die Auswertung erfolgte für Pfanne und Schaft. Die Genauigkeit seiner Methode gibt er mit einer Standardabweichung von 0,5mm an.

Bei der **Sulzer-Methode** [37] wird die Position des Beckens durch prominente Knochenpunkte beschrieben. Dazu ist es nötig acht bis zwölf Parameter des Beckens zu bestimmen und weitere drei Punkte am Kopf des Femurs und in dessen Umgebung. Die Auswertung einer eventuellen Migration erfolgt durch den Computer, genauso wie die Korrektur der Beckenkipfung. Diese Methode verwendet wieder ausschließlich Beckenübersichtsaufnahmen zur Migrationsanalyse und wird in der Literatur mit 30-60 Minuten Zeitaufwand pro Bild als sehr zeitintensiv und für die Routinediagnostik wenig geeignet beschrieben. Die Genauigkeit liegt zwischen 0,46 und 0,61mm Standardabweichung.

Eine Pfannen- und Schaftwanderungsanalyse mittels digitalisierter Röntgenbilder führte **Bleher** [11] durch. Das Programm enthielt die Möglichkeit einer Datenarchivierung. Er verwendete Beckenübersichtsaufnahmen zur Migrationsanalyse und führten eine Größen- und Rotationskorrektur durch. Bei der Intra- und Interobserveranalyse kam er auf eine doppelte Standardabweichung von 2mm für die Längenmessungen und 4° für die Winkelmessungen, die bei verschiedenen Beckenrotationen ($\pm 10^\circ$) ermittelt wurden. Bei der Intraobserveranalyse war die digitale Auswertung in zwölf von zwanzig Fällen der manuellen Auswertung überlegen. Der Interobserverfehler betrug maximal 0,37mm und $0,38^\circ$. Zur Vermessung der Pfanne verwendete er die Pfanneneckpunkte, den Pfannenmittelpunkt, den Kopfmittelpunkt und die beiden Tränenfiguren sowie eine Linie durch deren kaudalen Teil zur Korrektur. Der Abstand Pfannenmittelpunkt zu Hüftkopfmittelpunkt diente der Abriebsanalyse, die jedoch wegen zu hoher Schwankungen ohne Aussage blieb. Er vermaß den Winkel des Schaftes im Bezug zum Femur zur Dokumentation einer Kippbewegung des Schaftes. Der Medialwanderung diente der Trochanter minor als Referenzstruktur.

1.5 Allgemeine Radiologische Auswertung

Bei einer fortschreitenden Ausdehnung des periprothetischen Saumes wird allgemein von einer Endoprothesenlockerung gesprochen. Auch können so ein schwerwiegender Knochen- substanzverlust oder eine Protrusion der Pfanne erkannt werden [33].

Andere Phänomene, die im Röntgen erfasst werden können, sind Streß-Shielding oder Streßprotection am Schaft der Prothese. Dies bedeutet, eine Veränderung der periprotheti- schen Knochensubstanz nach der Implantation, da durch die Implantation der Hüften- doprothese die Spannungs- und Kraftverteilung im Femur stark verändert wird. Es werden kortikale Atrophie und Hypertrophie als Zeichen der unphysiologischen Kraftverteilung nach der Implantation beobachtet [13, 21, 33, 73].

Diese Umbauvorgänge sind wesentlich von der Steifigkeit des Implantates abhängig [12].

1.6 Zielstellung der Arbeit

Das Ziel der Arbeit besteht aus zwei Teilen. Es soll ein Informatikprogramm zur Messung von Strecken und Winkeln auf seine Einsetzbarkeit in der Migrationsanalyse am Hüftgelenk überprüft werden. Das Programm soll die zuvor beschriebenen Unzulänglichkeiten nicht mehr besitzen. Untersuchungen zu Objektivierung, Reproduzierbarkeit und Genauigkeits- grenzen der Messpunkte schließen sich Intra- und Interobserveranalyse zur Validierung des Programms an. Korrekturfaktoren tragen projektionsbedingten Unterschieden zwischen ein- zeln Röntgenaufnahmen und einem Knochenverlust am Femur Rechnung. Zusätzlich zu Vermessungen nach Vorgaben der AAOS, Hip Society und SICOT [39] wurden Polyethylen- abriebs-, Inklinations- und Anteversionsmessungen in die Analyse einbezogen. Das Pro- gramm bietet die Möglichkeit alle Patientendaten in einer Datenbank zu speichern und zu vergleichen. Es werden mehrere Röntgenbilder direkt miteinander verglichen, um ein zuver- lässiges Auffinden der gleichen Referenzpunkte an einer Röntgenbildserie zu ermöglichen.

Die gewonnenen Ergebnisse objektiver Beurteilungsparameter werden im zweiten Teil der Arbeit anhand eines zufällig ausgewählten Patientenkollektives in einer Neun-Jahres Migra- tionsanalyse überprüft. Röntgenologische und anamnestiche Patientendaten sowie eine Überlebenszeitanalyse der Prothese tragen zur Komplettierung der statistischen Auswertung bei.

2. Patienten, Material und Methoden

2.1. Hard- und Softwarevoraussetzungen zur digitalen Bildanalyse

Als Hardwarekomponenten standen ein Rodenstock-Röntgenbildscanner mit einer CCD-Kamera zu Verfügung. Über das Programm Diagnostix 2048 Basis der Firma GEMED konnte eine Auflösung von 2048*2048 oder 4096*4096 DPI realisiert werden. Teil der Hardwareeinheit waren ein Computer mit einem Pentium3 Prozessor mit 9 Gigabyte Festplatte, 64 MB RAM, CD-Writer und ein 17-Zoll Monitor.

Nach dem Einscannvorgang konnte der Export der Bilder als Bitmap-Datei zur Migrationsanalyse in das Programm Wristing erfolgen. Dort wurden nach der Auswertung die Daten gespeichert. Außerdem war eine Weiterverarbeitung der Bilder bezüglich des Speicherns von bestimmten Ausschnitten, der Kontrastverschärfung oder der Helligkeitsregulierung möglich. Die eingescannten Röntgenbilder konnten mittels eines CD-Writers auf Speicher-CD's gebrannt und die Auswertung oder die Nachbearbeitung an einem PC durchgeführt werden, der über das Programm Wristing und mindestens über Windows 98 und ein CD-Laufwerk verfügte. Die Speicherkapazität ist dabei nicht von Bedeutung, da die Bilder auch einzeln von CD geladen werden konnten.

In unserem Fall geschah die Auswertung an einem Pentium3 Computer mit einem 600 MHz Prozessor und einer 5 Gigabyte Festplatte und einem 19 Zoll Monitor.

2.2 Das neue Programm- Wristing

Das Programm selbst bietet die Möglichkeit die Patientendaten in einer Datenbank mit zusätzlich erhobenen Befunden zu speichern. In ihr wurden die Patientendaten in alphabetischer Reihenfolge geordnet. Über verschiedene Filter und Suchfunktionen ist die Möglichkeit gegeben, bestimmte Diagnosen oder Patienten schnell zu suchen oder nur bestimmte Diagnosen oder Patienten zur Analyse zuzulassen. Es können drei Röntgenbilder gleichzeitig geladen werden. Diese Röntgenbilder können entweder verschiedene Aufnahmen vom selben Zeitpunkt aus verschiedenen Perspektiven sein oder Röntgenbilder von verschiedenen Zeitpunkten aus der gleichen Perspektive und von einer Person.

Abbildung 2.1 Verwaltungsoberfläche Wristing

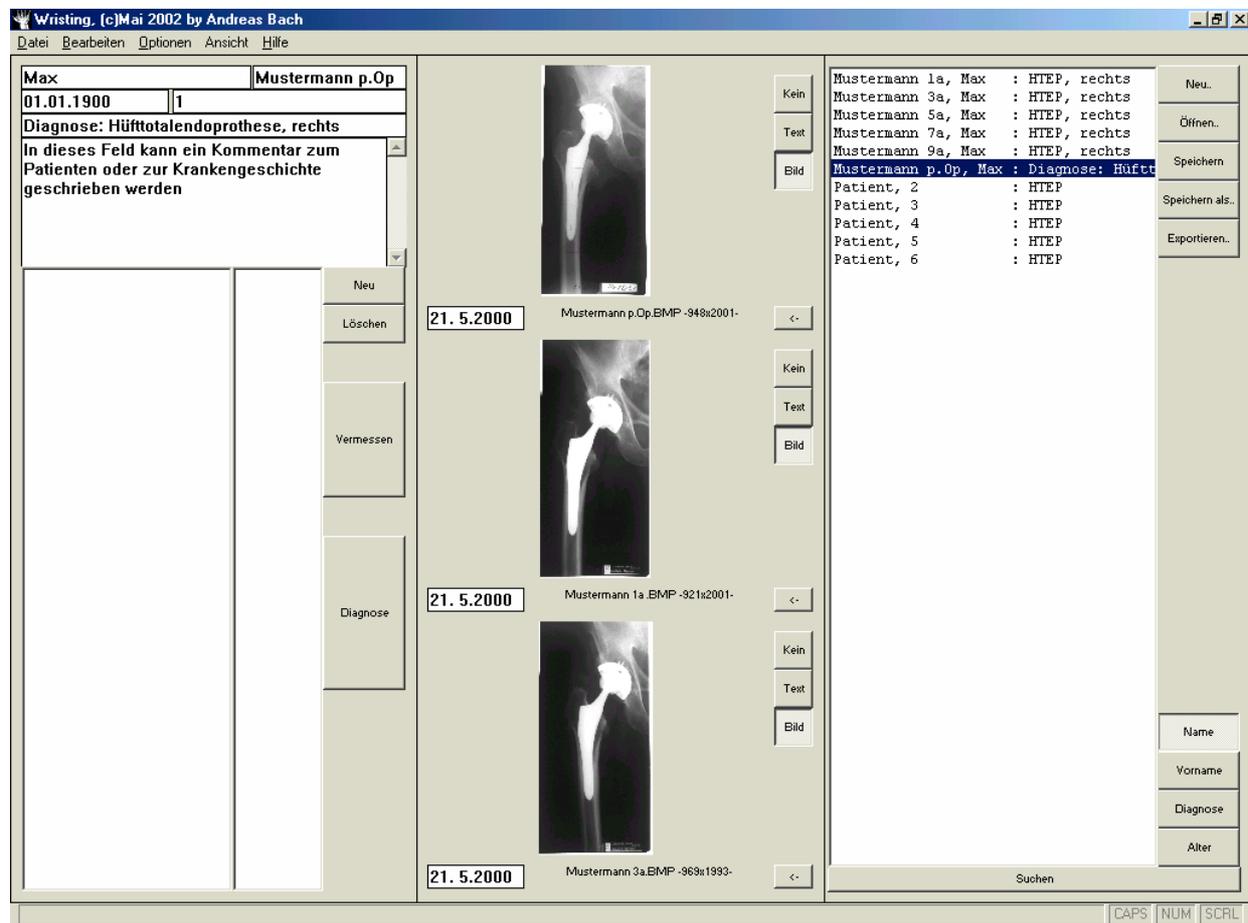


Abb.:2.1

Im Vermessungsmodus des Programms werden Längen und Winkelmessungen durchgeführt. Hierzu bietet eine am Rand installierte Übersichtszeichnung eine Hilfe um die kongruente Auswertung auch zwischen verschiedenen Untersuchern zu gewährleisten.

Bei jeder Vermessung kann eine Vergrößerung des Bildausschnittes bis an die Grenzen des Auflösungsvermögens der durch das Einscannen entstandenen Pixelgrößen getätigt werden.

Abbildung 2.2 Vermessungsoberfläche Wristing

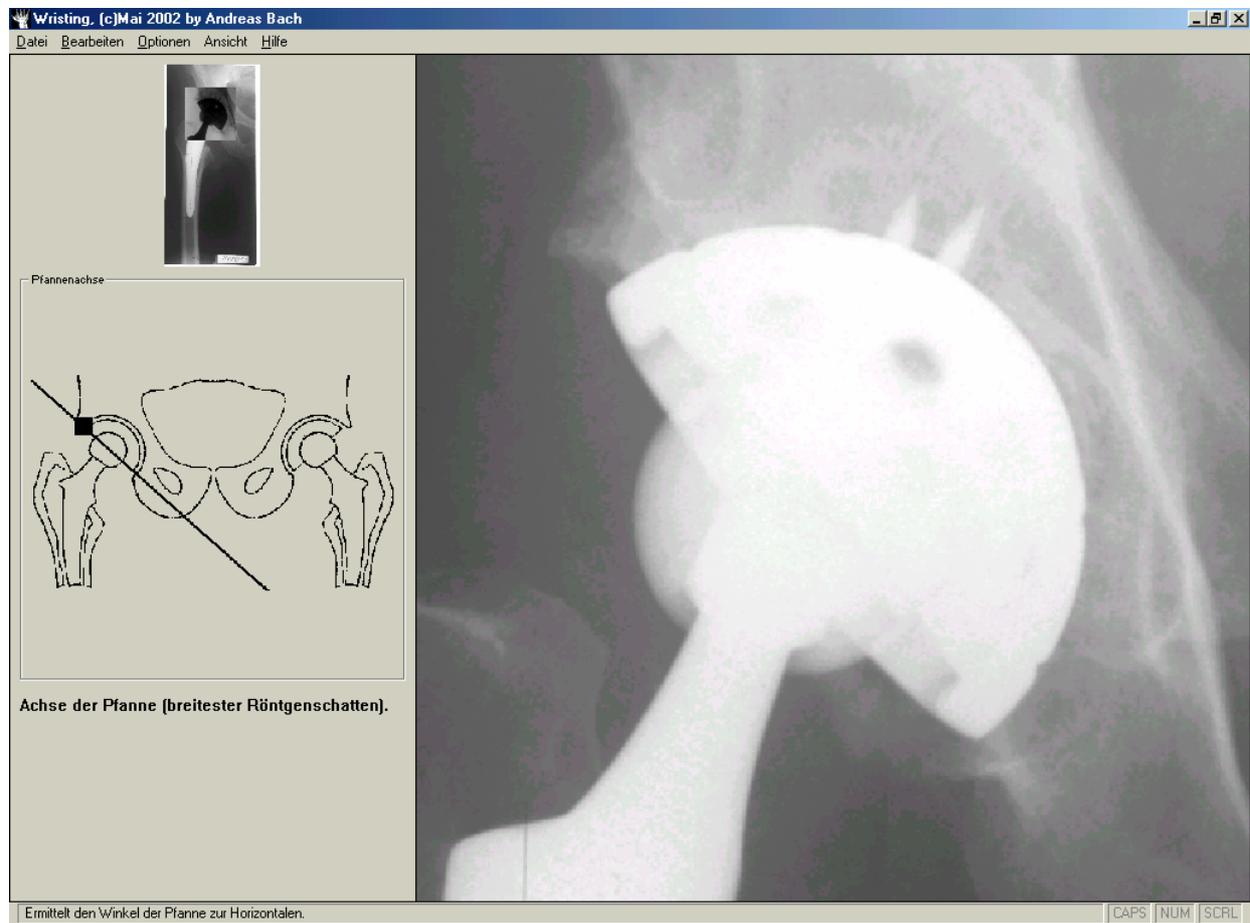


Abb.:2.2

Nach Abschluss der Vermessung können die erhaltenen Messungen im Verwaltungsmodus mit anderen Messungen auf Ähnlichkeit überprüft werden, wobei verschieden starke Abweichungen zu einer unterschiedlichen Rotskalierung führen. Hier kann ein Vergleich mit vorher festgelegten Musterfällen durchgeführt werden.

Zu jedem Zeitpunkt kann eine weitere Bildbearbeitung in einem Bildbearbeitungsprogramm durchgeführt werden (im vorliegenden Fall: Adobe Photoshop Elements) um erst jetzt erkannte Unzulänglichkeiten der digitalisierten Röntgenbilder, wie zum Beispiel verkipptes Einscannen der Röntgenbilder, zu starke oder zu schwache Belichtung, zu beheben.

Die statistische Auswertung der Messergebnisse und der Patientendaten erfolgte im Statistikprogramm MS-SPSS.

2.3 Parameter zur Bestimmung der Pfannen- und Schafthmigration

Da bei der Migrationsanalyse der Pfannen- und Schafthbewegung die Beckenkipfung eine zentrale Rolle auf die Reproduzierbarkeit der einzelnen Punkte und damit auf die Genauigkeit der Wanderungsanalyse ausübt [37, 61, 76], wurden, vor der Migrationsanalyse die für das betrachtete Prothesenmodell günstigsten Punkte bestimmt, da dies für verschiedene Messpunkte in der Literatur sehr different beschrieben wird. Zur Ermittlung der aussagekräftigsten Strukturen an Pfanne und knöcherner Struktur des Beckens, am Schaft sowie an der knöchernen Struktur des Femurs, wurden von 52 Patienten, die jeweils eine Wanderungsanalyse von mindestens sieben Jahren zuließen (Röntgenbilder: direkt nach der Operation, ein Jahr, drei Jahre, fünf Jahre, sieben oder acht Jahre nach der Operation), die zum Vergleich festgelegten Parameter ermittelt und mittels Wilcoxon Test für abhängige nicht normalverteilte Stichproben auf statistische Signifikanz der Unterschiede überprüft. Durch die Migration in Richtungen die nachweislich nicht möglich sind [44], wurden empirisch die aussagekräftigsten, mit der geringsten Standardabweichung belegten, Punkte zur Migrationsanalyse bestimmt. Richtungen, in die eine Wanderung laut [30, 44] nicht möglich ist, sind an der Pfanne eine Kaudalmigration und am Schaft eine Kranialmigration. Diese „paradoxen Migrationen“ kommen vor allem durch Änderung des Projektionsbildes bei Verschiebung des abgebildeten Objektes, insbesondere in sagittaler Ebene, zustande. Es wurde bei den Wanderungsverläufen darauf geachtet, dass sie in einheitliche Richtungen stattfanden. So sind beispielsweise transversale Wanderungen erst nach lateral und dann nach medial unwahrscheinlich und wurden in dieser Arbeit als Messfehler gewertet, da bei der Wanderung von einer Kontinuität auszugehen ist [23, 44, 58]. Es wurde der Hauptrichtungsvektor der Wanderung berechnet und die maximalen Abweichungen von ihm als Fehler gewertet.

Um eine Aussage über die Kontinuität treffen zu können, wurde ein Score nach Kendal für alle Parameter verwendet. Für die Berechnung des Kendalscore wurden die Werte auf einer Zeitachse aufgetragen und dem Wert direkt nach der Operation, eine 1, dem Ein-Jahres Wert eine 2, dem Drei-Jahres-Wert eine 3, dem Fünf-Jahres-Wert eine 4 und dem Sieben- oder Acht-Jahres-Wert eine 5 zugeteilt. Anschließend wurde der Score nach der Berechnungsvorschrift: $(1>2)+(1>3)+(1>4)+(1>5)+(2>3)+(2>4)+(2>5)+(3>4)+(3>5)+(4>5)$ ermittelt. Für jedes Wertepaar bei dem eine Aussage in Klammern zutraf wurde der Wert 1 vergeben ansonsten 0. Diese Werte wurden addiert, sodass der maximale Score 10 Punkte der minimale Score 0 Punkte betragen konnte.

Um aber eine Aussage und eine Wertung darüber treffen zu können ob ein unterschiedlicher Verlauf in der Kontinuität vorliegt, war es notwendig, diese Art von Score auf die Parameter zu beschränken, bei denen eine Wanderung nur in eine Richtung möglich war. Dies war der Fall bei Wanderungen der Pfanne und des Schaftes in longitudinale Richtung. Hierbei ergab sich durch die Berechnungsvorschrift und die Art der Messung, dass bei den Pfannenpositionen longitudinal ein kleiner Kendalscore einen guten Messparameter detektiert, da dieser eine kontinuierliche Wanderung nach kranial anzeigt, bei den Schaftwanderungen longitudinal ein großer Kendalscore, da dieser eine kontinuierliche Richtung der Wanderung nach kaudal anzeigt.

Da die anderen Parameter trotz Kontinuität teils kontinuierlich in die eine Richtung wandern (Kendalscore 0), teils kontinuierlich entgegengesetzt migrieren (Kendalscore 10), weil generell eine Wanderung in beide Richtungen möglich ist, führt dies dazu, dass der Mittelwert 5 beträgt und eine scheinbare Diskontinuität vortäuscht. Deshalb wurde der Kendalscore bis 10 nur bei der Schaftwanderung longitudinal 1 und 2 sowie bei der Pfannenwanderung longitudinal 1, 2 und 3 angewandt. Bei allen anderen Parametern wurde der Kendalscore nach dem selben Vorbild berechnet, danach jedoch auf ein Maximum von 5 beschränkt. Verläufe die einen Score von 10 erhielten, bekamen eine 0, Verläufe mit einem Scoreergebnis von 9 eine 1, 8 eine 2, 7 eine 3 und 6 eine 4. Alle Zahlen bis 5 behielten ihren Wert. Dies war möglich, da die jeweils gleichgesetzten Werte dasselbe verkörperten. 3 bedeutet zum Beispiel das die Migration dreimal in die eine Richtung und siebenmal in die andere Richtung erfolgte. Dasselbe bedeutet ein Scoreergebnis von 7 jedoch in die genau entgegengesetzte Richtung. Da es in diesem Test nicht auf die Richtung der Wanderung, sondern nur auf einen Kontinuitätsnachweis ankam, war die Reduktion möglich.

Bei diesen Parametern sind jene am besten zu bewerten, die Werte nahe Null erreichen. Parameter für die mehrere Optionen zur Vermessung bestanden wurde verglichen und mit dem Wilcoxon-Test für abhängige nicht normalverteilte Stichproben auf statistische Signifikanz überprüft.

Zur Vermessung der Pfanne wurden Referenzpunkte, die einer Migration in longitudinaler und transversaler Richtung Rechnung tragen sollten, bestimmt. Veränderungen des Inklinationswinkels und des Anteversionswinkels wurden durch Winkelmessungen ermittelt. Messpunkte, die einen möglichen Polyethylenabrieb widerspiegeln, wurden untersucht. Korrekturfaktoren für Pfanne und Schaft wurden, um einer möglichen Veränderung des Film-Fokus-Abstandes und einer damit verbundenen Vergrößerung oder Verkleinerung Rechnung zu tragen, vermessen.

Für die Migrationen in longitudinaler und transversaler Direktion repräsentierten der Mittelpunkt (10) und der kaudalen Rand (1) die Pfanne. Als knöchernen Fixpunkte wurden einerseits der kaudale Punkt der Art. Sacroiliaca (7) und andererseits die kaudale Begrenzung der Tränenfigur verwendet (11). Der Winkel, den die Horizontale vom kaudalen Pfanneneckpunkt (1) mit der Verbindungslinie der beiden Pfanneneckpunkte (1 zu 2) einschloss wurde bestimmt um den Inklinationwinkel zu ermitteln. Hier bot sich keine Alternative zur Bestimmung dieses Parameters. Zur Bestimmung der Anteversion der Pfanne wurde der Winkel zwischen der Verbindungslinie der beiden Pfanneneckpunkte (1 zu 2) und der ventralen Torsionskante (12) der Pfanne (unterer Röntgenshatten) gemessen. Auch hier zeigte sich keine Alternativmessung. Die Pfannenpolyethylenabriebsbestimmung fand in zwei Richtungen statt. Es wurde neben der Verbindung zwischen den beiden Pfanneneckpunkten (1 zu 2) auf dieser Strecke der kaudale Rand des Prothesenkopfes (6) markiert und der Abstand zum kranialen Pfanneneckpunkt vermessen. Diese Messung sollte einer Kopftranslokation in lateraler Richtung Rechnung tragen. Eine zweite Messung bestimmte den Abstand zwischen der distalen Grenze des Prothesenkopfes lateral vom Prothesenhals (9) und dem dazu im rechten Winkel liegenden Punkt auf der Verbindungslinie der beiden Pfanneneckpunkte (1 zu 2). Mit dieser Messung wurde die Kopftranslokation in longitudinaler Richtung bestimmt. Die beiden Messungen standen sich ergänzend gegenüber. Diese Methode wurde in ähnlicher Weise schon von Dorr [19] beschrieben und liefert nach Aussagen von Barrack die genaueste und am wenigsten komplizierte Methode zur Bestimmung des Polyethylenabriebs von Pfannen bei Hüftendoprothesen [8]. Als Korrekturfaktor diente für die metrischen Messungen an der Pfanne die Strecke zwischen den beiden Pfanneneckpunkten (1 zu 2).

Der Schaft wurde in longitudinaler und transversaler Richtung vermessen, indem der Abstand vom medialen Punkt des Trochanter minor (5) beziehungsweise dem kranialen Punkt vom Trochanter major (8), zum lateralen Punkt der Prothesenschulter (3) bestimmt wurde. Auch am Schaft wurde eine Vergrößerungskorrektur durchgeführt. Die Korrekturstrecke war der Abstand zwischen dem lateralen Punkt der Prothesenschulter und der Schaftspitze (3 zu 4). Am Schaft wurde die Strecke zwischen dem kranialen Punkt des Trochanter major (8) beziehungsweise dem medialen Punkt des Trochanter minor (5) und der Prothesenschulter (3) bestimmt um eine Korrektur eines Resorptionsvorganges am Femur zu dokumentieren.

Abbildung 2.3 Punkte zur Vermessung der Wanderungsparameter

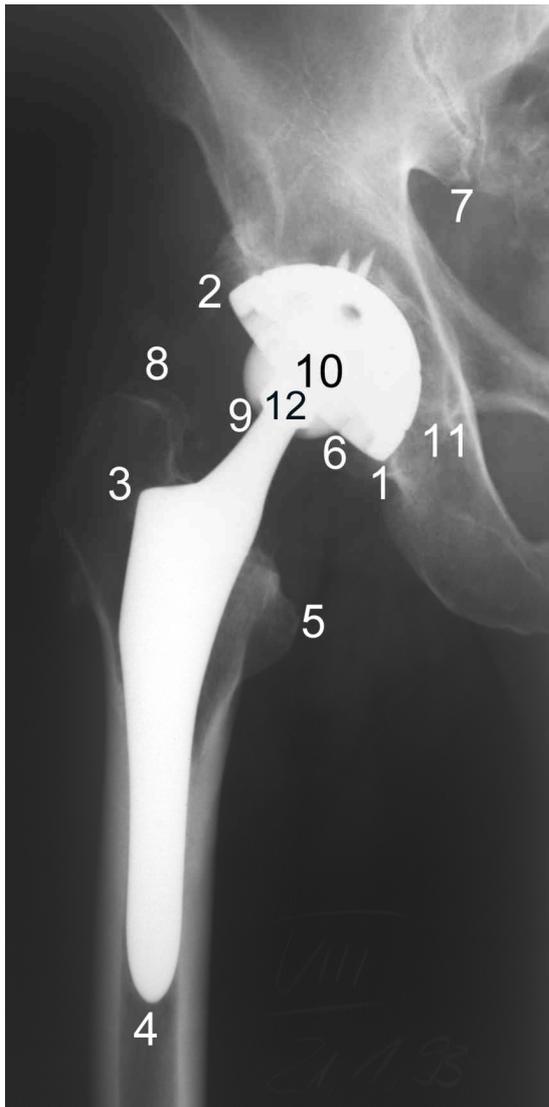


Abb.:2.3

2.4 Validierung des Programms Wristing

Nach Bestimmung der aussagekräftigsten Punkte und des Kendalscore wurden 30 Röntgenbilder von sechs Patienten (Aufnahmen direkt nach der Operation, ein Jahr nach der Operation, drei Jahre nach der Operation, fünf Jahre nach der Operation und sieben Jahre nach der Operation) mit den endgültig bestimmten günstigsten Parametern jeweils viermal manuell mit Lineal, Bleistift und Winkelmesser und viermal computergestützt mit dem neuen Verfahren Wristing, zu verschiedenen Zeitpunkten von einem Untersucher (Autor) ausgewertet. Dies geschah um einerseits einen Vergleich zwischen der manuellen und der computergestützten Methode zu ermöglichen und andererseits den Intraobserverfehler der neuen Methode festzustellen.

Die Differenz zwischen manueller und computergestützter Auswertung wurde mittels Wilcoxon Test für paarweise Stichproben auf statistische Signifikanz überprüft. Die Dauer der Auswertungen wurde gegenübergestellt. Bei der Interobserveranalyse wurden diese 30 Röntgenbilder von zwei Untersuchern, Medizinstudent 1 (Autor) und Medizinstudent 2, je viermal zu verschiedenen Zeitpunkten mit dem Programm Wristing vermessen. Alle neun Punkte, die auch in die spätere Auswertung des ABG-Prothesensystems einbezogen wurden und die beiden Korrekturfaktoren, wurden verglichen.

2.5 Das Patientenkollektiv

Bei der Auswertung über die Migration des ABG-Prothesensystems wurden 115 Patienten mit insgesamt 131 ABG-Endoprothesen von einer Person (Autor) nachuntersucht. Migrationsanalyse, Krankenaktenanalyse, allgemeine Röntgenbildanalyse und Überlebenszeitanalyse nach Kaplan-Meier waren Bestandteil. Das Einschlusskriterium war eine Totalendoprothesenoperation mit einer Prothese des angegebenen Systems im Jahre 1992-1996. Die Auswahl erfolgte nach dem Zufallsprinzip. Bei zwei Patienten war keine Krankenakte auffindbar. Diese beiden Patienten wurden von der Auswertung ausgeschlossen.

Es verstarben während des Erhebungszeitraumes vier Patienten, die in die Überlebenszeitanalyse als zensierte Fälle eingingen. Bei allen vier Patienten stand der Tod nicht im Zusammenhang mit der Endoprothesenimplantation.

Die persönlichen Patientendaten wurden aus den Krankenakten erhoben.

Von den 129 definitiv nachuntersuchten ABG-Endoprothesen mussten 18 Prothesen von 14 Patienten aus der röntgenologischen und statistischen Auswertung ausgeschlossen werden, da ihr Nachuntersuchungszeitraum weniger als fünf Jahre betrug und sie in der beobachteten Zeit keinem Prothesenwechsel unterlagen.

Schaft oder Pfannenrevisionen wurden in 16 Fällen durchgeführt. Davon wurden fünf Fälle kürzer als fünf Jahre betrachtet. Da bei ihnen der Endpunkt der Studie nicht durch Ausstieg, sondern durch Reoperation terminiert war, fanden sie in der statistischen Auswertung der Röntgenbilder und Krankenakten Beachtung.

Letztendlich wurden 111 ABG-Prothesen von 99 Patienten ausgewertet.

2.6 Das zementfreie ABG-Hüftendoprothesensystem

Der Schaft des zementfreien ABG Systems wird als proximal fixierter Schaft charakterisiert. Es handelt sich um eine Titanschmiedelegerung (Ti, Al, V). Im proximalen Anteil ist der Schaft mit Hydroxylapatit beschichtet und besitzt eine Schuppenstruktur. Die HA-Schicht als osteokonduktives Material verbessert die Osteointegration, die Schuppenstruktur vergrößert die Oberfläche und garantiert so eine Besserung der Stabilität. Der proximale Teil des Schaftes ist hartspongiös verankert.

Die Pfanne ist hemisphärisch, sie wird Press-Fit verankert, wobei die Hauptpressung am Pfannenrand stattfindet. Die HA-beschichtung mit einer mikroporösen Struktur und zirkuläre Rillen soll die biologische Sekundärfixation verstärken und das Einwachsen des Knochens erleichtern.

Das HA besitzt mit 98-99% einen hohen Reinheitsgrad, 1-2% bestehen aus Kalziumphosphat. Die Schichtdicke des Hydroxylapatit beträgt 60 Mikron, +/-10 Mikron, und stellt einen Kompromiss dar. Dickere Schichten neigen aufgrund einer erhöhten Spannung in der Schicht zum abplatzen, dünnere Schichten sind schwer homogen aufzubringen.

Zusätzlich kann die Pfanne mit Spikes oder Schraube fixiert werden.[1, 2, 45]

Abbildung 2.4 Die zementfreie ABG-Endoprothese

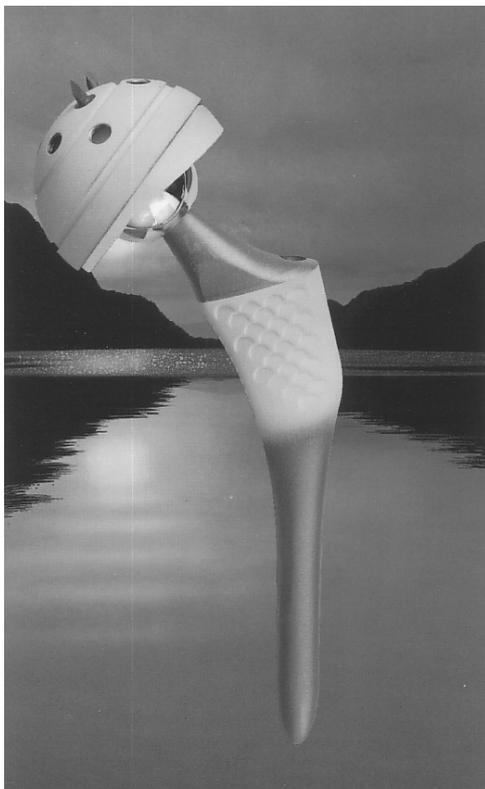


Abb.:2.4 [aus 1]

2.7. Die Analyse des Patientenkollektives

2.7.1 Die Analyse der Krankenakterhebung

Die Stammdaten der Patienten wurden aus den Krankenakten erhoben und werden einzeln aufgeführt.

1. Geschlecht

Insgesamt wurden 99 Patienten in die Auswertung eingeschlossen von Ihnen waren 59,6% männlich und 40,4% weiblich.

Abbildung 2.5 Kreisdiagramm zur Geschlechtsverteilung des Patientenkollektives

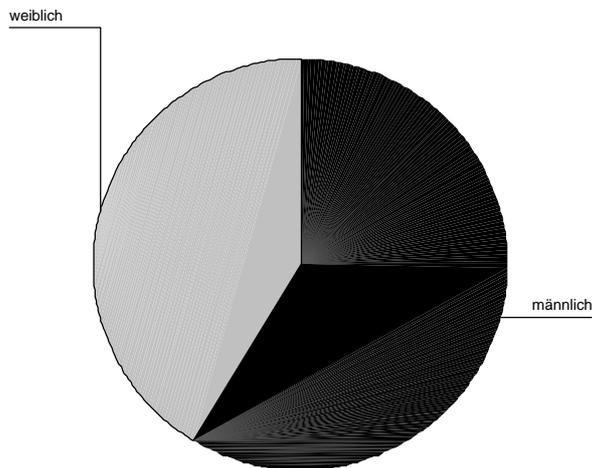


Abb.:2.5

2. Alter bei der Implantation des Hüftgelenkersatzes

Das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Hüfttotalendoprothesenoperation betrug im Durchschnitt 58,6 Jahre mit einer Standardabweichung von ~11 Jahren. Die männlichen Patienten waren, mit 56,2 Jahren, im Gegensatz zu den weiblichen Patienten, mit 62,1 Jahren, im Durchschnitt fast sechs Jahre jünger.

Abbildung 2.6 Alter der Patienten bei der Implantation

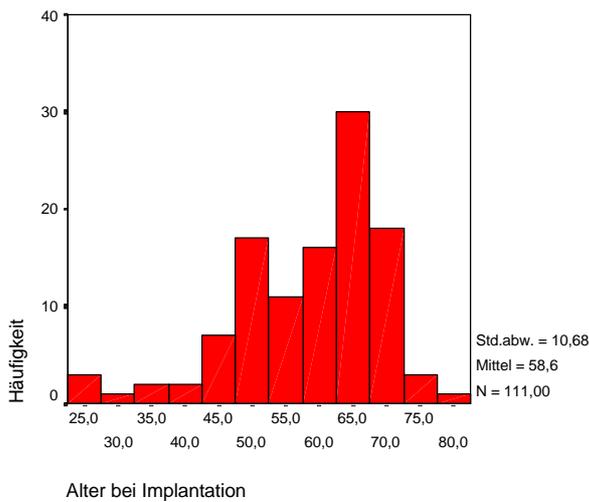


Abb.:2.6

3.Body Mass Index der Patienten

Der Body Mass Index schwankte zwischen 18 und 36.

Der BMI der Männer lag im Durchschnitt um 2,3 höher als bei Frauen.

Abbildung 2.7 und Abbildung 2.8: Body-Mass-Index der männlichen und weiblichen Patienten

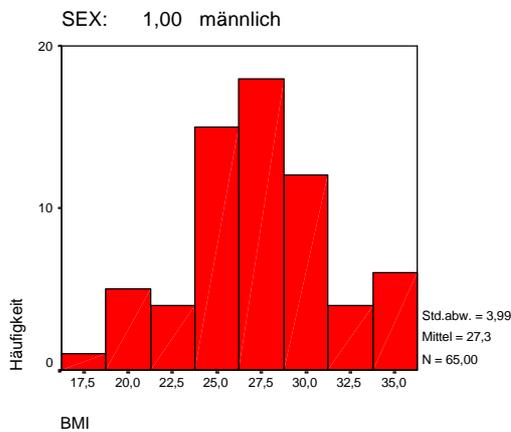


Abb.:2.7

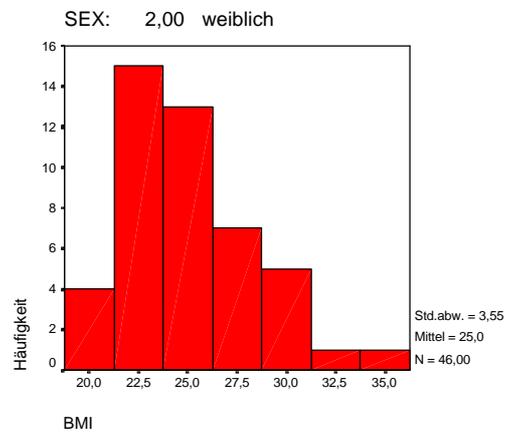


Abb.2.8

4. Seite der Prothese

Bei der Prothesenimplantation wurden 54,1% aller Hüfttotalendoprothesen rechts implantiert, auch hier bestand eine Differenz zwischen männlichen und weiblichen Patienten. Bei den männlichen Patienten wurde die Mehrzahl der Implantate (58,5%) auf der rechten Seite, bei den Frauen hingegen die Mehrzahl der Prothesen (52,2%) auf der linken Seite implantiert.

5. Erstoperation oder Eingriff an voroperierter Hüften

Insgesamt waren 88,3% aller Operationen Erstoperationen der betreffenden Hüfte.

Die zuvor durchgeführten Eingriffe unterteilen sich in: sechs Korrekturosteotomien, zwei Wagner-Cup Implantationen, eine Girdlestone Hüfte und eine Vossche Hängehüfte sowie drei Osteosynthesen nach Fraktur.

6. Größe der Pfanne

Die bei den Patienten implantierten Pfannen hatten eine Größe von 46mm bis 64mm Außendurchmesser. Wobei Pfannen mit der Größe 56mm am häufigsten implantiert wurden.

Abbildung 2.9 Pfannengröße

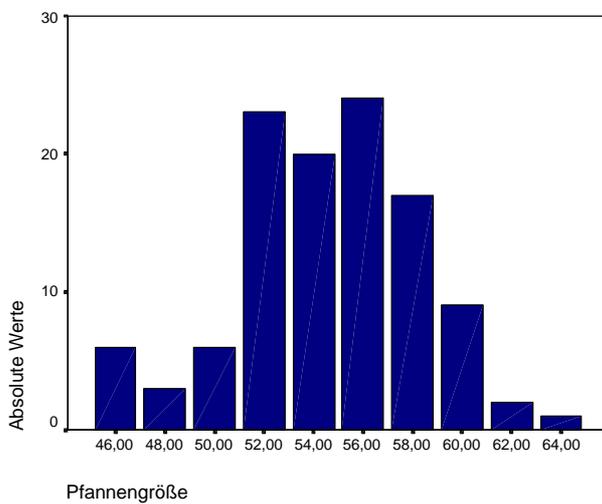


Abb.2.9

7. Größe des Schaftes

Die implantierten Prothesenschaefte wiesen eine Größe zwischen Zwei und Acht auf, wobei Schaefte mit der Größe Sechs am häufigsten implantiert wurden.

Abbildung 2.10 Größe des Schaftes

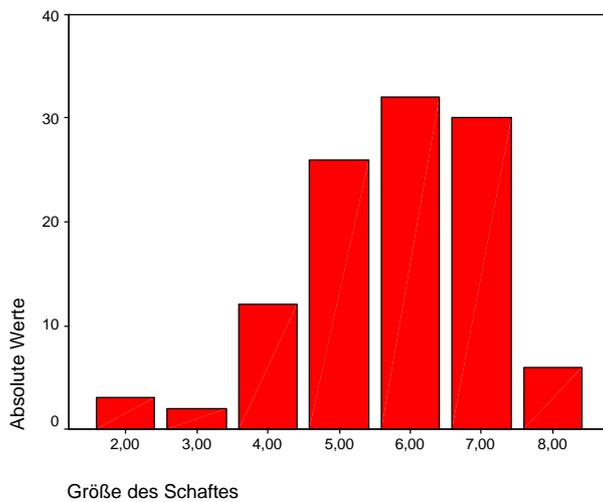


Abb.:2.10

8.Größe des Inlays

Als Inlaygrößen wurden von den möglichen Größen nur Inlays mit der Größe 28mm und 32mm eingesetzt, jedoch die Inlays der Größe 32mm wesentlich häufiger (91,9% der Fälle).

9. Indikation für die Operation

Die häufigste gestellte Op-Indikation bei der Implantation einer Hüfttotalendoprothese war mit ~52% die primäre Coxarthrose.

Tab.:2.1

Diagnose	Häufigkeit	Prozent
primäre Coxarthrose	58	52,3
Dysplasiecoxarthrose	13	11,7
Protrusionscoxarthrose	4	3,6
Hüftkopfnekrose	18	16,2
Polyarthritits	2	1,8
Coxitis	1	0,9
Myositis	2	1,8
Zustand nach Voroperation	7	6,3
Beckenfraktur	3	2,7
Schenkelhalsfraktur	3	2,7
Gesamt	111	100,0

Tabelle 2.1 Indikation für die Operation

10.Liegedauer der Patienten

Im Durchschnitt befanden sich die Patienten 18,5 Tage nach einer Hüfttotalendoprothesenoperation im stationären Aufenthalt. 90% aller Patienten hatten eine stationäre Aufenthaltsdauer zwischen 11 und 28 Tagen.

11.Operationskomplikationen

Komplikationen die nach den Hüftendoprothesenimplantationen auftraten betrafen 11,7% der Operationen.

Ein operationsbedingtes Hämatom wurde punktiert. Zweimal traten Frühinfekt mit Wundrevision auf, eine Prothese musste entfernt werden. In drei Fällen kam es zur Luxation der Prothese. Zwei Fälle konnten ohne, ein Fall musste in Narkose reponiert werden.

In drei Fällen kam es zu einer klinisch relevanten Thrombose. In einem Fall mit nachfolgender Lungenembolie. Alle drei Fälle wurden thrombolytisch behandelt und waren vollständig reversibel. In einem Fall kam es zu einer Fissur im Femur, die mit einer Cerclage operativ versorgt wurde. In zwei Fällen wurde eine Peronäusparese beobachtet, die in beiden Fällen reversibel war.

12.Nachbeobachtungszeitraum

Die 111 nachuntersuchten Hüfttotalendoprothesen hatten im Mittel eine Nachbeobachtungszeit von sechs Jahren und sechs Monaten, wobei der Ausstieg aus der Studie zum einen durch Studienabbrecher, zum anderen durch Wechseloperationen verursacht war.

Tab.:2.2

Jahre	Häufigkeit	Prozent
0	1	,9
1	2	1,8
2	1	,9
3	1	,9
5	34	30,6
6	10	9,0
7	20	18,0
8	29	26,1
9	13	11,7
Gesamt	111	100,0

Tabelle 2.2 Nachbeobachtungszeitraum der Patienten

13. Wechselindikationen

Insgesamt wurden 16 Wechseloperationen durchgeführt.

Den größten Anteil der Ursachen für Wechseloperationen machten die aseptischen Pfannen- und Schaftlockerungen mit insgesamt 68,75% aller Wechseloperationen aus. Die restlichen Wechseleingriffe kamen durch den Bruch des PE, traumatische Acetabulumsfraktur oder septische Lockerungen zustande.

2.7.2 Die Analyse der Röntgendiagnostik

1. Inklinationswinkel

Der Inklinationswinkel schwankt zwischen 32,02° und 59,01°.

Die meisten Prothesen wurden in einem Winkel zwischen 35° und 50° implantiert.

Tab.:2.3

Gruppe	Häufigkeit	Prozent
1	47	42,3
2	0	0
3	64	57,7
4	0	0
Gesamt	111	100,0

Gruppeneinteilung des Inklinationswinkels: 1= 25°-45°; 2= < 25°; 3= 46°-60°; 4= >60°

Tabelle 2.3 Inklinationswinkel in Gruppen

2. Implantation des Schaftes

Die Implantation des Schaftes erfolgte am häufigsten in neutraler Position.

Tab.:2.4

Position	Häufigkeit	Prozent
neutral	78	70,3
varisch	12	10,8
valgisch	21	18,9
Gesamt	111	100,0

Tabelle 2.4 Implantation des Schaftes

3. Verknöcherungen und Lysesäume

Im Ergebnisteil wird auf das Vorhandensein von radiologisch sichtbaren Lysesäumen und Verknöcherungen eingegangen. Hierbei werden die Verknöcherungen nach der Klassifikation von Brooker eingeteilt.

Klasse Eins entspricht kleinen periartikulären Ossifikationsherden zwischen dem Trochantermassiv und dem Becken. Klasse Zwei entspricht mäßigen Ossifikationen, einen Mindestabstand von 1 cm belassend. Klasse Drei entspricht ausgeprägten Ossifikationen, die einen Mindestabstand von weniger als 1 cm belassen. Klasse Vier entspricht Knochenbrücken [14]. Bei der Auswertung von Lysesäumen wird der, in der Literatur weitgehend einheitlich verwendeten, Einteilung in Zonen, nach De Lee [15] für die Pfanne und Gruen [26] für den Schaft, gefolgt.

Abbildung 2.11 Darstellung der Zoneneinteilung für Lysesäume

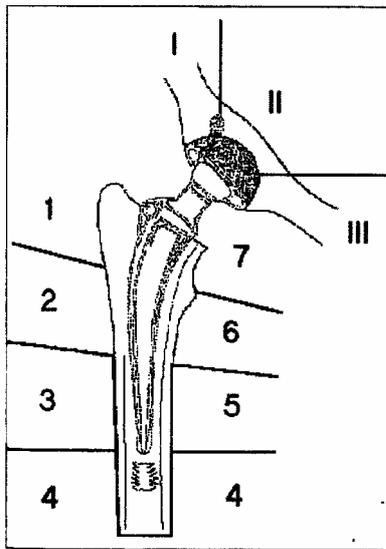


Abb.:2.11 aus [33]

3. Ergebnisse

3.1 Bestimmung der aussagekräftigsten Referenzpunkte

3.1.1 Referenzpunkte der Pfanne und des Beckens

Das Ergebnis (siehe Tabelle 3.1) spricht für die Verwendung des Mittelpunktes als Referenzpunkt an der Pfanne im Gegensatz zum Eckpunkt. Am knöchernen Becken schnitt in beiden Wanderungsrichtungen die Tränenfigur besser ab als das Ileosacralgelenk.

Tab.:3.1

Parameter	Pfannw. long. 1	Pfannenw. long. 2	Pfannenw. long.3	Pfannenw. trans.1	Pfannenw. trans.2	Pfannenw. trans.3	Antever- sion	Inklina- tion
Anzahl N	52	52	52	52	52	52	52	52
95% Perzentil	2,00mm	2,56mm	4,18mm	1,83mm	1,87mm	3,50mm	3,19°	2,74°

Tabelle 3.1 95% Perzentil der Messgenauigkeit der Lageparameter von Pfanne und Becken

Name:	Messung der Strecke
Pfannenwanderung longitudinal 1	vom Pfannenmittelpunkt zum kaudalen Punkt der Tränenfigur.
Pfannenwanderung longitudinal 2	vom Pfannenmittelpunkt zum kaudalen Punkt des Ileosacralgelenkes.
Pfannenwanderung longitudinal 3	vom kaudalen Pfannenrand zum kaudalen Punkt der Tränenfigur.
Pfannenwanderung transversal 1	vom Pfannenmittelpunkt zum kaudalen Punkt der Tränenfigur.
Pfannenwanderung transversal 2	vom Pfannenmittelpunkt zum kaudalen Punkt des Ileosacralgelenkes.
Pfannenwanderung transversal 3	vom kaudalen Pfannenrand zum kaudalen Punkt der Tränenfigur.
Korrekturfaktor Pfanne	vom oberen zum unteren Pfanneneckpunkt.

Name:	Messung des Winkels
Inklinationswinkel	den die Horizontale vom kaudalen Pfanneneckpunkt und die Verbindungslinie der beiden Pfanneneckpunkte im Röntgen einschließen.
Anteversionswinkel	den die Verbindungslinie der beiden Pfanneneckpunkte (breitester Röntgenshatten der Pfanne) und die ventrale Torsionskante der Pfanne einschließen.

Statistische Analyse der Referenzpunkte mit dem Wilcoxon Test

Beim Wilcoxon Test sprachen die Ergebnisse für eine statistische Signifikanz des Unterschiedes bei dem Vergleich der Gruppen Pfannenwanderung longitudinal 1 zu 2, 1 zu 3, 2 zu 3, und Pfannenwanderung transversal 1 und 3, 2 und 3. jeweils mit einem $p < 0,001$. Bei dem Vergleich von Pfannenwanderung transversal 1 und 2 kam es mit einem p-Wert von 0,034 auch zum Nachweis einer statistischen Signifikanz. Bei der weiteren Analyse bildeten die Pfannenwanderung 1 longitudinal und transversal die Grundlage.

Auswertung des Kendalscore für die Pfanne

Bei der Bestimmung des Kendalscore konnte bei der longitudinalen Wanderung ein Maximalwert von 10 erreicht werden. Bei allen anderen Parametern war der Maximalwert 5.

Tab.:3.2

Parameter	Pfannenw. long. 1	Pfannenw. long. 2	Pfannenw. long.3	Pfannenw. trans.1	Pfannenw. trans.2	Pfannenw. trans.3	Ante-version	Inkli-nation
Anzahl N	52	52	52	52	52	52	52	52
Kendalscore Mittelwert	3,9 (max.10)	4,25 (max.10)	4,96 (max. 10)	2,23 (max. 5)	2,52 (max. 5)	2,65 (max. 5)	2,96 (max.5)	2,46 (max.5)
Kendalscore Standard-abweichung	2,13	2,09	2,35	1,57	1,32	1,51	1,39	1,59

Tabelle 3.2 Kendalscore für die Pfanne

Statistische Analyse des Kendalscore mit dem Wilcoxon Test

Der Wilcoxon-Test zeigte einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem Kendalscore der Pfannenposition longitudinal 1 und 3 mit einem p-Wert $< 0,001$ und zwischen der Pfannenposition longitudinal 2 und 3 mit $p=0,045$

Nicht statistisch signifikant war der Unterschied dagegen zwischen der Pfannenposition longitudinal 1 und 2 mit $p=0,207$ und bei den verschiedenen transversalen Messungen, also zwischen der Pfannenposition transversal 1 und 2 mit einem p-Wert von 0,288, Pfannenposition transversal 1 und 3 mit einem p-Wert von 0,135 sowie der Pfannenposition transversal 2 und 3 mit $p\text{-Wert}= 0,448$.

3.1.2 Referenzpunkte des Schaftes und des Femurs

Im Ergebnis erzielte der Trochanter minor statistisch signifikant bessere Ergebnisse. Zusätzlich wird eine Genauigkeit zur Bestimmung der Kortikalisdicke angegeben.

Tab.:3.3

Parameter	Schaftwanderung long.1	Schaftwand. long.2	Schaftwand. trans.1	Schaftwand. trans.2	Kortikalisdicke
Anzahl N	52	52	52	52	52
95% Perzentil	4,11mm	2,1mm	3,83mm	2,13mm	1,58mm

Tabelle 3.3 95% Perzentil der Messgenauigkeit der Lageparameter des Prothesenschaftes

Name:	Messung der Strecke
Schaftwanderung longitudinal 1	vom lateralen Punkt der Schaftschulter zum kranialen Punkt des Trochanter major.
Schaftwanderung longitudinal 2	vom lateralen Punkt der Schaftschulter zum medialen Punkt des Trochanter minor.
Schaftwanderung transversal 1	vom lateralen Punkt der Schaftschulter zum kranialen Punkt des Trochanter major.
Schaftwanderung transversal 2	vom lateralen Punkt der Schaftschulter zum medialen Punkt des Trochanter minor
Kortikalisdicke	kranialer Punkt des Trochanter major beziehungsweise medialer Punkt des Trochanter minor zur Prothesenschulter.

Statistische Analyse der Referenzpunkte mit dem Wilcoxon Test

Es bestand ein signifikanter Unterschied zwischen der Schaftposition longitudinal 1 und 2 sowie der Schaftposition transversal 1 und 2 mit einem p-Wert von jeweils $< 0,001$.

Auswertung des Kendalscore für den Prothesenschaft

Bei der Bestimmung des Kendalscore der longitudinalen Schaftwanderung konnte der Kendalscore Werte bis 10 erreichen.

Bei den Messungen zur transversalen Schaftwanderung war das Maximum des Scores 5.

Tab.:3.4

Parameter	Schaftw. long. 1	Schaftw. long. 2	Schaftw. trans.1	Schaftw. trans.2
Anzahl N	52	52	52	52
Kendalscore Mittelwert	5,58 (max.10)	6,37 (max.10)	3,04 (max.5)	2,54 (max.5)
Kendalscore Standardabweichung	2,78	2,51	1,39	1,55

Tabelle 3.4 Kendalscore für den Prothesenschaft

Statistische Analyse des Kendalscore mit dem Wilcoxon Test

Der Unterschied der Gruppen zwischen longitudinaler Schaftwanderung 1 und 2 war mit einem p-Wert= 0,009 signifikant.

Die Aussage des Wilcoxon-Test beim Vergleich zwischen transversaler Schaftwanderung 1 und 2 war mit 0,072 nicht statistisch signifikant.

3.1.3 Referenzpunkte des Prothesenkopfes

Am Kopf der Prothese wurden Messungen durchgeführt, die den Polyethylenabrieb bestimmen sollten.

Tab.:3.5

Parameter	Kopftranslokation longitudinal	Kopftranslokation lateral
Anzahl N	52	52
95% Perzentil	1,65mm	1,48mm

Tabelle 3.5 95% Perzentil der Messgenauigkeit der Lageparameter des Prothesenkopfes

Name:

Messung der Strecke

Kopftranslokation longitudinal

von der distalen Grenze des Prothesenkopfes lateral vom Prothesenhals zu dem dazu im rechten Winkel liegenden Punkt auf der Verbindungslinie der beiden Pfanneneckpunkte.

Kopftranslokation lateral vom kaudalen Rand des Prothesenkopfes auf der Verbindungsstrecke zwischen den beiden Pfanneneckpunkten zum kranialen Pfanneneckpunkt.

Bestimmung des Kendalscore für die Kopftranslokation

Der maximale Score betrug in beiden Messungen 5.

Tab.:3.6

Parameter	Kopftranslokation longitudinal	Kopftranslokation lateral
Anzahl N	52	52
Kendalscore Mittelwert	2,71 (max.5)	2,27 (max.5)
Kendalscore Standardabweichung	1,39	1,67

Tabelle 3.6 Kendalscore für den Prothesenkopf

3.1.4 Genauigkeitsgrenzen der Punkte

Mit den, in den vorangegangenen Versuchen bestimmten, exaktesten Punkten zur transversalen und longitudinalen Pfannen- und Schaftwanderung, sowie Punkten zur Bestimmung der Inklination, Anteversion und des Polyethylenabriebes der Pfanne, Korrekturfaktoren und Kortikalisverlustparametern, bei denen sich keine alternativen Punkte zu den Gewählten boten, wurde eine Analyse zur Bestimmung der Genauigkeitsgrenzen durchgeführt. Bei der ersten Analyse der Daten wurde festgestellt, dass diese nicht normalverteilt waren, sodass sich eine Analyse mit Standardabweichungen als Angabe für die Genauigkeit ausschloss. Aus diesem Grund wurde für jeden Wanderungsparameter bei jedem Patienten im Jahresverlauf (ein Jahr, drei Jahre, fünf Jahre und sieben oder acht Jahre) die maximale Abweichung von Hauptwanderungsvektor ermittelt. Die so erhaltenen maximalen Abweichungen der 52 Patienten wurden tabelliert und das 95% Perzentil berechnet. Dieses Perzentil und der damit gefundene Wert dienten als Grenzwert, bis zu dem durch Vermessungsfehler oder durch Beckenrotation eine Wanderung vorgetäuscht werden konnte. Dieser Wert entspricht bei Normalverteilung etwa der doppelten Standardabweichung. Werte die über Diesem lagen sollen in der späteren Berechnung als Wanderung gewertet werden. Werte die darunter lagen sind mögliche Fehler und damit von der Wanderungsanalyse ausgeschlossen.

Diese Ergebnisse, die schon aus den vorangegangenen Ergebnistabellen (Tab.:3.1; 3.3; 3.5) abzulesen sind, führten dazu, die Genauigkeitsgrenzen für die Pfannenvermessung mit 2mm und 3,2°, und für die Schaftposition mit 2,2mm festzulegen. Die Kopftranslokation über 1,7mm wurde als gewandert betrachtet.

Punkte für die Migrationsanalyse des ABG-Prothesensystems

Punkte der Pfanne: Pfannenposition longitudinal 1, Pfannenposition transversal 1, Inklinationwinkel, Anteversionswinkel, Korrekturfaktor

Punkte des Kopfes: Kopftranslokation longitudinal, Kopftranslokation lateral

Punkte des Schaftes: Schaftwanderung longitudinal 2, Schaftwanderung transversal 2, Kortikalisdicke, Korrekturfaktor des Schaftes

Die ausführliche Beschreibung der einzelnen Punkte finden sich unter den Punkten 3.1.1 bis 3.1.3

3.2 Ergebnisse der Programmvalidierung

Interobserveranalyse

Bei der Analyse ergaben sich Standardabweichungen zwischen den Untersuchern, die je nach Messungen 0,15mm bis 0,45mm betragen. Bei den Messungen zu Winkelbestimmungen lagen die Standardabweichungen zwischen 0,42° und 0,53°. Dieser Fehler musste in die spätere Auswertung nicht mit einbezogen werden, da die Auswertung von einer Person (Medizinstudent 1) durchgeführt wurde (Siehe Tabelle 7.1 und 7.2-Anlagen).

Intraobserveranalyse

Bei der Intraobserveranalyse wurden alle neun für unsere spätere Auswertung relevanten Punkte und die Korrekturfaktoren betrachtet. Bei der computergestützten Auswertung waren die Abweichungen in der Intraobserveranalyse statistisch signifikant geringer.

Die Standardabweichungen in der Intraobserveranalyse lagen bei der Auswertung des computergestützten Verfahrens zwischen 0,12 und 0,28mm. Beide Winkelmessungen wiesen eine Standardabweichung von 0,28° auf. Bei der Auswertung der manuellen Methode lagen sie zwischen 0,24 und 0,67mm.

Bei den Winkelmessungen lagen die Standardabweichungen zwischen $0,57^\circ$ und $0,74^\circ$ (Siehe Tabelle 7.3 und 7.4-Anlagen).

Der Zeitaufwand pro Messung betrug für die manuelle Vermessung durchschnittlich fünf Minuten (312 Sekunden) und für die digitalisierte Messung zwei Minuten und 30 Sekunden (154 Sekunden). Bei der digitalisierten Messung kommen eine Minute und 30 Sekunden für den Digitalisierungsvorgang hinzu.

3.3 Allgemeine röntgenologische Auswertung

Die endgültige Anzahl der radiologisch nachuntersuchten Prothesen beträgt 111.

3.3.1 Ektopische Verknöcherungen

Periartikuläre Verknöcherungen traten in 18% der Prothesen auf, wobei fast die Hälfte der Verknöcherungen Schweregrad Eins nach Brooker aufwies.

Abbildung 3.1 Verknöcherungsgrade nach Brooker

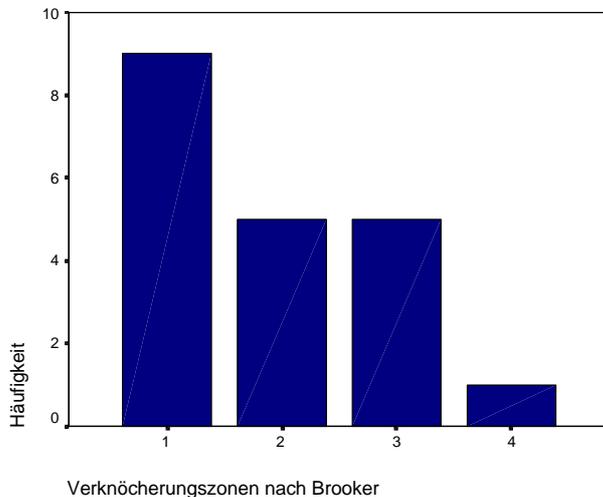


Abb.:3.1

3.3.2 Lysesäume

Lysesäume der Pfanne

In 5,4% befanden sich im Pfannenbereich Lysesäume zwischen 1mm und 5mm. Häufigste Prädilektionsstelle für einen Lysesaum war die Zone 2. Im Durchschnitt lag das Ausmaß des Saumes bei 2,75mm. Insgesamt traten an sechs Pfannen Lysesäume auf.

Lysesäume des Schaftes

Am Schaft kam es in der Zone 4 am häufigsten zum Auftreten von Lysesäumen. Das durchschnittliche Ausmaß der Lysesäume am Schaft betrug 1,8mm.

Insgesamt traten an 26 Schäften Lysesäume auf.

Die Lysesäume kamen an der Pfanne nur in ungefähr einem Prozent aller Fälle von nicht gelockerten Prothesen vor. Hingegen wiesen ~36 % aller nach aseptischer Lockerung gewechselten Prothesen Lysesäume im Bereich der Pfanne auf. Das Ausmaß der Säume war, mit ~2,4mm bei den gewechselten Prothesen, im Durchschnitt fast einen halben Millimeter größer als bei nicht gewechselten Prothesen (2mm).

Ähnlich verhielt es sich bei den Prothesenschäften. Hier erschienen 19% aller nicht gewechselten Prothesen mit Lockerungssäumen, hingegen wiesen 54,5% aller nach aseptischer Lockerung gewechselten Prothesen Lysesäume im Bereich des Schaftes auf. Die Dicke des Lysesäumens der nicht gewechselten Prothesen betrug durchschnittlich 1,65mm, die der gewechselten Prothesen 2,1mm.

3.4. Migrationsanalyse des ABG-Prothesensystems

3.4.1 Migrationsanalyse der nicht gewechselten Prothesen

Zunächst werden die Ergebnisse der 95 Prothesen dargestellt, die bis zu ihrem Ausscheiden aus der Studie nicht gewechselt wurden. Die Ergebnisse der Migrationsanalyse der gewechselten Prothesen werden unter 3.4.2 und 7.2 zusammengefasst.

Bei der Analyse der Wanderung wurde jede Wanderungsrichtung einzeln betrachtet. Bei vielen Prothesen kamen nicht nur Wanderungen in eine Richtung, sondern in verschiedenen Ebenen gleichzeitig vor, da sich die Wanderungen teilweise gegenseitig bedingen. Die folgende Tabelle bezieht sich auf die Parameter und nicht auf die einzelnen Prothesen. Die am Ende der Tabelle getroffene Gesamtzahl für die einzelnen Parameter ist virtuell und soll zur Veranschaulichung einer Progression dienen. Die Angaben in der Tabelle beziehen sich immer auf den Anteil der gewanderten Prothesen pro Zeitabschnitt zum Gesamtkollektiv der Prothesen pro Zeitabschnitt (erste fettgedruckte Zeile der Tabellen 3.7, 3.8, und 3.9). Zusätzlich ist die durchschnittliche Wanderungsstrecke (fettgedruckt) und die Wanderungsrichtung der Prothesen angegeben.

Tab.:3.7

Migrationsparameter	Wanderung der einzelnen Parameter in Jahren	
	1 Jahr	3 Jahre
Wanderung der Pfanne: longitudinal 1 (Wanderung immer nach kranial)	3/95=3,16%	20/95=21,05%
	6,53mm/3=2,18mm	42,2mm/20=2,11mm
Wanderung der Pfanne: transversal 1	4/95=4,21% alle Wanderungen nach medial	24/95=25,26% 17/24 Wanderung nach medial 7/24 Wanderung nach lateral
	9,24/4=2,31mm	51,84/24=2,16mm
Änderung des Anteversionswinkels	3/95=3,16% 2/3 Abschwächung der Anteversion 1/3 Verstärkung der Anteversion	14/95=14,74% 5/14 Abschwächung der Anteversion 9/14 Verstärkung der Anteversion
	10,47°/3=3,49°	47,88°/14=3,42°
Änderung des Inklinationswinkels	4/95=4,21% 4/4 Abflachung des Inklinationswinkels	12/95=12,63% 10/12 Abflachung des Inklinationswinkels 2/12 Zunahme des Inklinationswinkels
	14,52°/4=3,63°	42,21°/12=3,52°
Translokation des Kopfes in lateraler Richtung	1/95=1,05% Translokation des Kopfes nach medial	4/95=4,21% 4/4 Translokation des Kopfes nach medial
	1,8mm	7,36mm/4=1,84mm
Translokation des Kopfes in longitudinaler Richtung	0/95	2/95=2,11% Translokation des Kopfes nach kranial
		3,52mm/2=1,76mm
Wanderung des Schaftes: transversal 2	2/95=2,11% 2/2 Wanderung nach medial	6/95=6,32% 5/6 Wanderung nach medial 1/6 Wanderung nach lateral
	4,6/2=2,3mm	13,62mm/6=2,27mm
Wanderung des Schaftes: longitudinal 2 (Wanderung immer nach kaudal)	2/95=2,11%	9/95=9,47%
	4,68/2=2,34mm	20,97mm/9=2,33mm
Gesamtwanderung in Prozent aller Parameter in diesem Zeitraum	19/760=2,5%	91/760=11,97%

Tabelle 3.7 Wanderung der nicht gewechselten Prothesen nach einem Jahr und drei Jahren

Tab.:3.8

Migrationsparameter	Wanderung der einzelnen Parameter in Jahren				
	5 Jahre	6 Jahre	7 Jahre	8 Jahre	9 Jahre
Wanderung der Pfanne:	29/83=34,94%	6/20=30%	14/34=41,18%	13/32=40,63%	5/13=38,46%
longitudinal 1 (Wanderung immer nach kranial)	74,53mm/29=2,57mm	18,12mm/6=3,02mm	39,62mm/14=2,83mm	42,9mm/13=3,3mm	17,25/5=3,45mm
Wanderung der Pfanne:	36/83=43,37%	7/20=35%	18/34=52,94%	18/32=56,25%	6/13=46,15%
transversal 1	12/36-Wanderung nach lateral 24/36-Wanderung nach medial	2/7-Wanderung nach lateral 5/7-Wanderung nach medial	7/18-Wanderung nach lateral 11/18-Wanderung nach medial	6/18-Wanderung nach lateral 12/18-Wanderung nach medial	2/6-Wanderung nach lateral 4/6 Wanderung nach medial
	118,8mm/36=3,3mm	26,11mm/7=3,73mm	71,82mm/18=3,99mm	69,66mm/18=3,87mm	24,6mm/6=4,1mm
Änderung des Anteversionswinkels	30/83=36,14%	8/20=40%	12/34=35,29%	16/32=50%	6/13=46,15%
	3/30-Abschwächung der Anteversion 27/30-Verstärkung der Anteversion	2/8-Abschwächung der Anteversion 6/8-Verstärkung der Anteversion	2/12-Abschwächung der Anteversion 10/12-Verstärkung der Anteversion	3/16-Abschwächung der Anteversion 13/16-Verstärkung der Anteversion	1/6-Abschwächung der Anteversion 5/6-Verstärkung der Anteversion
	118,8°/30=3,96°	29,6°/8=3,7°	55,92°/12=4,66°	78,72°/16=4,92°	30,9°/6=5,15°
Änderung des Inklinationswinkels	29/83=34,94%	8/20=40%	15/34=44,12%	17/32=53,13%	7/13=53,85%
	21/29- Abflachung des Inklinationswinkels 8/29- Zunahme des Inklinationswinkels	6/8- Abflachung des Inklinationswinkels 2/8- Zunahme des Inklinationswinkels	13/15- Abflachung des Inklinationswinkels 2/15- Zunahme des Inklinationswinkels	14/17- Abflachung des Inklinationswinkels 3/17- Zunahme des Inklinationswinkels	6/7- Abflachung des Inklinationswinkels 1/7- Zunahme des Inklinationswinkels
	109,04°/29=3,76°	28,64°/8=3,58°	57°/15=3,8°	65,79°/17=3,87°	28,98/7=4,14°

Tabelle 3.8 Wanderung der nicht gewechselten Prothesenpfannen nach fünf, sechs, sieben, acht und neun Jahren

Tab.:3.09

Migrationsparameter	Wanderung der einzelnen Parameter in Jahren				
	5 Jahre	6 Jahre	7 Jahre	8 Jahre	9 Jahre
Translokation des Kopfes in laterale Richtung	12/83=14,46%	3/20=15%	11/34=32,35%	8/32=25%	5/13=38,46%
	10/12-Translokation des Kopfes nach medial 2/12- Translokation des Kopfes nach lateral	2/3- Translokation des Kopfes nach medial 1/3- Translokation des Kopfes nach lateral	9/11- Translokation des Kopfes nach medial 2/11- Translokation des Kopfes nach lateral	7/8- Translokation des Kopfes nach medial 1/8- Translokation des Kopfes nach lateral	5/5- Translokation des Kopfes nach medial
	21,6mm/12= 1,8mm	6,09mm/3= 2,03mm	21,13mm/11= 1,92mm	15,84mm/8= 1,98mm	11,15mm/5= 2,23mm
Translokation des Kopfes in longitudinale Richtung	11/83=13,25%	5/20=25%	8/34=23,53%	7/32=21,88%	4/13=30,77%
	9/11- Translokation des Kopfes nach kranial 2/11- Translokation des Kopfes nach kaudal	5/5- Translokation des Kopfes nach kranial	7/8- Translokation des Kopfes nach kranial 1/8- Translokation des Kopfes nach kaudal	6/7- Translokation des Kopfes nach kranial 1/7- Translokation des Kopfes nach kaudal	3/4- Translokation des Kopfes nach kranial 1/4- Translokation des Kopfes nach kaudal
	20,13mm/11= 1,83mm	9,2mm/5= 1,84mm	15,92mm/8= 1,99mm	13,37mm/7= 1,91mm	8,72mm/4= 2,18mm
Wanderung des Schaftes: transversal 2	11/83=13,25%	2/20=10%	9/34=26,47%	9/32=28,13%	3/13=23%
	8/11-Wanderung nach medial 3/11-Wanderung nach lateral	2/2-Wanderung nach medial	6/9-Wanderung nach medial 3/9-Wanderung nach lateral	5/9-Wanderung nach medial 4/9-Wanderung nach lateral	3/3-Wanderung nach medial
	27,83mm/11 =2,53mm	4,8mm/2 =2,4mm	28,8mm/9= 3,2mm	34,2/9= 3,8mm	11,4/3= 3,8mm
Wanderung des Schaftes: longitudinal 2 (Wanderung immer nach kaudal)	10/83=12%	3/20=30%	8/34=23,53%	9/32=28,13%	5/13=38,46%
	27mm/10= 2,7mm	7,53mm/3= 2,51mm	21,04mm/8= 2,63mm	26,37mm/9= 2,93mm	16,1mm/5= 3,22mm
Gesamtwanderung in Prozent aller Parameter in diesem Zeitraum	168/664=25,3%	42/160=26,25%	95/272=34,93%	97/256=37,89%	41/104=39,42%

Tabelle 3.9 Wanderung der nicht gewechselten Prothesen nach fünf, sechs, sieben, acht und neun Jahren

3.4.2 Migrationsanalyse der gewechselten Prothesen

Unter diesem Punkt werden die allgemeinen, durchschnittlichen Wanderungen der gewechselten Endoprothesen besprochen. Eine Einzelfallanalyse der Migration erfolgt unter 7.2 in der Kasuistik.

Der Untersuchungszeitraum der gewechselten Prothesen betrug zwischen 20 Tagen und 114 Monaten und lag im Durchschnitt bei 68,25 Monaten (~5,69 Jahre).

Da die Fallzahlen zu gering sind um einzelne Paare für bestimmte Zeiträume zu bilden, wurden trotz der Inhomogenität Durchschnittsmigrationsstrecken errechnet.

Bei der Änderung der Pfannenposition waren in longitudinale Richtung 15 der 16 Prothesen mit durchschnittlich 5,2 mm gewandert.

In transversaler Direktion waren 13 der 16 Prothesen mit durchschnittlich 6mm migriert, wovon zwölf Prothesen nach medial und wanderten eine Prothese nach lateral wanderte.

Der Anteversionswinkel änderte sich in sechs Fällen um durchschnittlich $4,7^\circ$. In der Mehrzahl der Fälle kam es zur Zunahme des Anteversionswinkels.

Eine Änderung des Inklinationswinkel fand in acht Fällen statt und betrug im Durchschnitt $8,6^\circ$. In sieben von acht Fällen kam es zu einer Abnahme des Inklinationswinkels.

Eine verstärkte Kopftranslokation trat meist bei später gewechselten Prothesen auf und betraf zwei Prothesen in longitudinaler sowie fünf bei der lateralen Messung mit durchschnittlich jeweils 2,6mm. In fünf von fünf Werten kam es bei der lateralen Kopftranslokationsmessung zu einer Wanderung nach medial. In zwei von zwei Fällen der longitudinalen Kopftranslokation kam es zu einer Kopfwanderung nach kranial.

Am Schaft migrierten sechs der gewechselten Prothesen in longitudinaler und drei der Prothesen in transversaler Direktion mit durchschnittlich 4,36 beziehungsweise 4,55mm. Die transversale Migration fand in zwei Drittel der Fälle nach medial statt, die longitudinale Migration fand ausschließlich nach kaudal statt. Die Diagnosen der Wechseloperationen waren in 68,75% der Fälle (elf Fälle) aseptische Lockerungen, die zu 18% (zwei Fälle) den Schaft und zu 82% (neun Fälle) die Pfanne betrafen.

Ursachen der verbleibenden Wechseloperationen waren Bruch des Polyethylens, traumatische Acetabulumfraktur und septische Lockerung der Prothese.

3.5 Überlebenszeitanalyse nach Kaplan-Meier

Die Analyse zeigt, dass bei der auf neun Jahre begrenzten vorliegenden Studie die durchschnittliche Überlebenszeit der Prothesen 8,33 Jahre (95% Konfidenzintervall: 7,99 bis 8,67 Jahre) betrug. Patienten, die aus der Studie ausschieden oder verstarben, wurden als zensierte Daten behandelt. Die Fünf-Jahres Überlebensrate betrug 90,1%, die 9-Jahres Überlebensrate 80,2%.

Abbildung 3.2 Allgemeine Überlebenskurve der Prothese

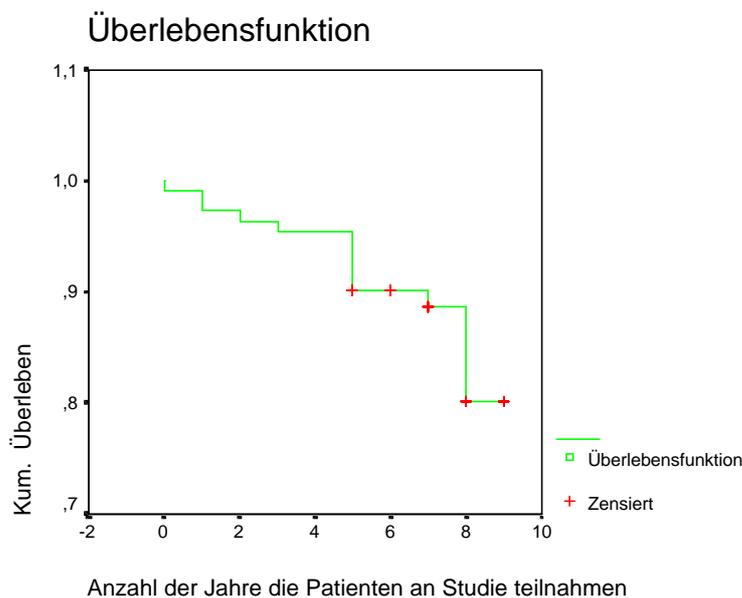


Abb.:3.2

Vergleich Erstoperation versus Reoperation

Verglichen wurden die Daten der Patienten, bei denen die Prothese auf der betrachteten Seite die erste Operation dieser Hüfte darstellte, mit den Patienten bei denen der Hüftoperation auf dieser Seite schon andere Operationen vorausgingen. Gründe für diese Operationen und deren Häufigkeit finden sich im Abschnitt 2.7.1 Punkt 5.

Die Gruppe der Erstoperationen hatte eine durchschnittliche Überlebenszeit der Prothese von 8,48 Jahren (95% Konfidenzintervall: 8,16 bis 8,79 Jahre) bei der auf neun Jahre begrenzten Studie. Patienten, bei denen der Hüftoperation ein anderer gelenknaher Eingriff vorausging, hatten eine durchschnittliche Überlebenszeit von 6,54 Jahren (95% Konfidenzintervall: 5,23 bis 7,85 Jahre). Einen Vergleich dieser beiden Gruppen mittels Log-Rank-Test ergab einen signifikanten Unterschied mit einem p-Wert von 0,0335.

Abbildung 3.3 Unterschiede der Überlebensfunktion zwischen Erstoperation und Reoperation

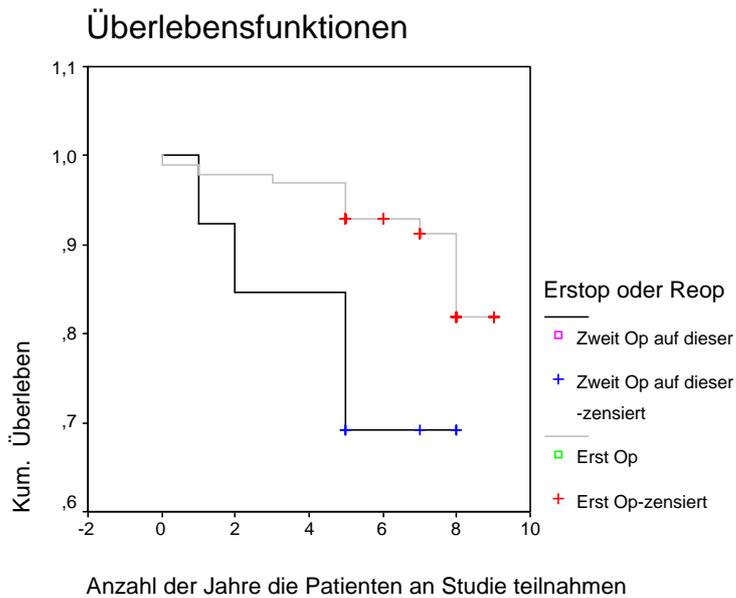


Abb.:3.3

Vergleich des Inklinationswinkels bei Implantation

Inklinationswinkel	durchschnittliche Überlebenszeit der Prothese
bis 25°-45° (Gruppe 1)	8,56 Jahre (95% Konfidenzintervall: 8,11 bis 9 Jahre)
46°-60° (Gruppe 3)	8,17 Jahre (95% Konfidenzintervall: 7,68 bis 8,65 Jahre)

Die durchschnittlich längere Überlebenszeit der Prothesen in Gruppe 1 ließ sich mit dem Log- Rank Test nicht statistisch signifikant belegen (p-Wert = 0,1744)

Abbildung 3.4 Vergleich der Überlebensfunktion der verschiedenen Inklinationswinkel

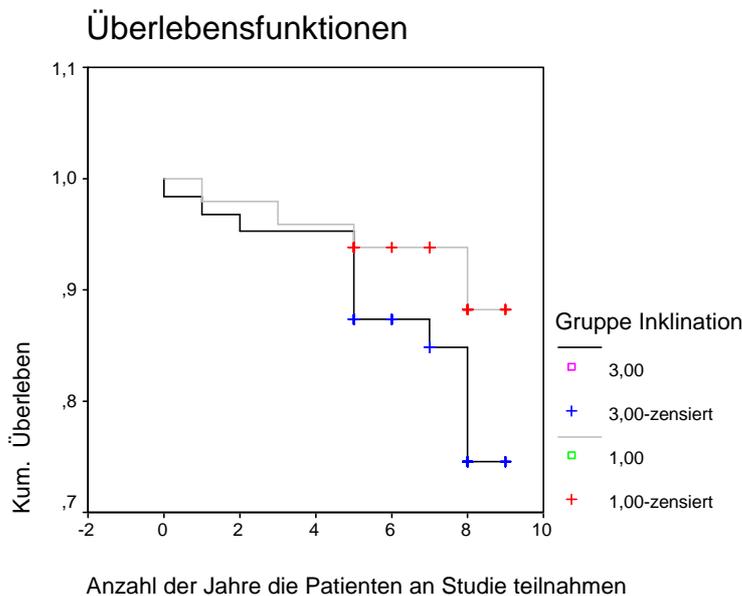


Abb.:3.4

Vergleich der Schaftimplantationsposition

Implantationsposition	durchschnittliche Überlebenszeit der Prothese
neutral	8,31 Jahre (95% Konfidenzintervall: 7,93 bis 8,69 Jahre)
varisch	8,0 Jahre (95% Konfidenzintervall: 6,65 bis 9,35 Jahre)
valgisch	8,81 Jahre (95% Konfidenzintervall: 8,45 bis 9,17 Jahre)

Im Log-Rank-Test ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen (neutral zu varisch, p-Wert = 0,7816; neutral zu valgisch p-Wert = 0,1945; varisch zu valgisch p-Wert = 0,2393).

Weitere Überlebenszeitanalysen wurden zu möglichen Unterschieden in der Haltbarkeit der Prothesen im Bezug auf die Geschlechtsspezifität, die Seitenabhängigkeit, die Pfannengröße, die Operationsindikation, sowie das Alter der Patienten bei der Operation und den BMI der Patienten durchgeführt. Es zeigte sich bei den Gruppen kein statistisch signifikanter Unterschied.

4.Diskussion

4.1 Diskussion der Validierungsuntersuchungen

4.1.1 Diskussion der untersuchten Punkte

Die Tränenfigur ist der unempfindlichste Punkt der knöchernen Beckenstruktur in der Versuchsreihe. Die Ergebnisse entsprachen denen von [16, 39, 49, 54]. Dies steht im Gegensatz zu den Messungen von Sutherland [75] und Wetherell [85], die bei ihren Messungen die Ileosacralgelenke als Struktur favorisieren. All diese Messungen beziehen sich auf Beckenübersichtsaufnahmen. Ein Vergleich der Methoden ist trotz der unterschiedlichen Fokussierung des Zentralstrahles möglich, da laut Diederichs [17] der Messfehler nicht von der Fokussierung des Zentralstrahles, sondern von der Messpunktauswahl abhängt. Ein Grund für den Vorzug der Tränenfigur vor dem Ileosacralgelenk wird nicht angegeben. Ein Argument ist, dass die Tränenfigur im Röntgenbild in einer Ebene mit der Pfanne liegt. Sie reagiert im Gegensatz zum Ileosacralgelenk auf Verzerrungen ähnlich wie die Pfanne. Zusätzlich ist sie, wenn die Fokussierung auf die Pfanne gerichtet ist, wie bei a.p.-Aufnahmen der Hüfte, weniger von Verzerrungen betroffen als die Ileosacralgelenke, die eher in der Peripherie der Röntgenbilder liegen. Ein praktischer Grund ist, dass die Tränenfigur und die Pfanne durch ihre Nähe im Röntgenbild zueinander immer zu sehen sind, während das Ileosacralgelenk hiervon abweicht. Dies scheint gerade bei retrospektiven Studien entscheidend, da der Ausschnitt im nachhinein nicht mehr vergrößert werden kann. Es fiel auf, dass die Tränenfigur und ihr kaudaler Punkt häufig eindeutiger zu identifizieren waren als das Ileosacralgelenk. Diese bessere Erkennbarkeit führt zu einer exakteren Vermessung und damit zu einer geringeren Streuung. Der Pfannenmittelpunkt als Parameter zur Vermessung der Pfanne wird von [16, 37, 49, 75] als Punkt der Wahl angegeben und durch die Versuche bestätigt. Verworfen wurde die Idee, den Rand der Pfanne als ausreichend genauen Parameter für die Pfannenvermessung zu bestimmen. Massin [54] weist darauf hin, dass es für den anatomisch kaudalen Punkt der Pfanne viele Entsprechungen gebe, je nachdem wie das Becken gekippt sei. Es kommt bei einer Streckung des Beckens durch Fehllagerung röntgenologisch zum Absinken des kaudalen Punktes der Pfanne, während der Referenzpunkt am Becken (die Tränenfigur) aszendiert, sodass bei dieser Vermessung durch Veränderung der Beckenkipfung zwei Parameter gegensätzlich beeinflusst werden, was eine höhere Streuung zur Folge hat.

Bei der Vermessung mit dem Pfannenmittelpunkt ist die Veränderung gleichsinnig, sodass kleinere Schwankungen resultieren. Dass der Pfannenrand von Diederichs [17] verwendet wird, ist darauf zurückzuführen, dass er Untersuchungen an Schraubpfannen durchführte und durch die Gewindezacken eine gute Widererkennbarkeit der Strukturen zur Verfügung hatte. Der Einsatz des Kopfzentrums, wie es von [27, 41, 58] vollzogen wurde, erschien obsolet, da bei einer Gleichsetzung des Kopfmittelpunktes mit der Pfanne der Abrieb des Polyethylens unberücksichtigt bleibt. Da die Bestimmung des Polyethylenabriebes Gegenstand der Untersuchungen ist, scheidet dieser Parameter aus.

Die Bestimmung von Inklinations- und Anteversionswinkel ist in der Literatur weniger häufig im Gegensatz zur Bestimmung transversaler und longitudinaler Wanderungen, was daran liegen dürfte, dass ein Konsensuspapier von AAOS, Hip Society und SICOT [39] sie nicht explizit zur Lockerungsdiagnostik vorschreibt. Dass es sinnvoll ist diese Punkte zu bestimmen, belegen [11, 23, 75], die dem Inklinationswinkel einen besonders hohen Vorhersagewert für eine eventuelle Lockerung einräumen. Krismer [44] misst mit der Aussage, dass eine lockere Pfanne nicht wandern muss, sondern in einem bindegewebigen Bett rotieren kann, dem Inklinations- und Anteversionswinkel große Bedeutung bei.

Die zur Bestimmung des Polyethylenabriebes untersuchten Methoden konnten aufgrund des Vermessungsaufwandes sondiert werden. Methoden, die für die Bestimmung des Polyethylenabriebes einen höheren Zeitaufwand benötigten als die gesamten anderen Vermessungen zusammen, erschienen aufgrund der Unwahrscheinlichkeit ihrer Umsetzung in den klinischen Alltag nicht praktikabel. In der Literatur werden zu diesen Methoden keine Zeitangaben gemacht [8, 50, 53, 69], jedoch erscheint aufgrund der zur Berechnung nötigen Parameter und Vektoren eine Bestimmung des Polyethylenabriebes hier zum wissenschaftlichen Gebrauch und nicht zur Routinediagnostik eingesetzt zu werden. Die in der vorliegenden Arbeit gewählte Methode lehnt sich an Dorr [19] an. Sie wurde in Untersuchungen von Barrack [8], der sieben verschiedenen Methoden, zwei computergestützte und fünf manuelle Methoden, zur Bestimmung des Polyethylenabriebes verglich, als die Genaueste gewertet.

Bei den Vermessungen am Schaft wurde sondiert, ob neben dem Prothesenhals als Referenzstruktur der Trochanter major oder minor zu bevorzugen ist. Im Konsensuspapier der AAOS, Hip Society und der SICOT [39] wird keiner der beiden Trochanteren favorisiert. Dasselbe gilt für die Aussage von Sutherland [37, 75]. Dagegen ziehen Oswald [61] und Hardinge [27] den Trochanter major vor. Oswald begründet dies damit, dass der Trochanter major im Vergleich zum Trochanter minor gegenüber rotationsbedingten Bewegungen unempfindlicher ist.

Andere Autoren führten Wanderungsanalysen anhand des Trochanter minor durch [9, 11, 49], der auch in der vorliegenden Arbeit die Vermessungsgrundlage bildet. Malchau [49] rechtfertigt dies damit, dass der große Trochanter häufig von ektopischen Verknöcherungen betroffen ist, die eine Definition von Referenzpunkten nahezu unmöglich machen. Bei der Analyse des Krankengutes traten in 18% der Fälle ektopische Verknöcherungen auf, sodass in diesen Fällen nur eine eingeschränkte Auswertung möglich gewesen wäre. Nicht selten wurden im Bereich des Trochanter major Osteolysen gesehen, welche die Analyse zusätzlich erschwerten. Das der Trochanter minor seltener von Osteolysen betroffen ist, kann bei der ABG-Prothese zum Teil auf die Spezifität der Mechanik zurückgeführt werden, zum Teil aber auch auf die anatomische Lage. Durch die vorwiegend proximale Fixation kommt es hier nicht so ausgeprägt zu Resorptionsvorgängen.

4.1.2 Diskussion der Genauigkeitsgrenzen

Bei der Bestimmung der Genauigkeitsgrenzen müssen diese immer im Verhältnis zu den Ergebnissen der RSA gesehen werden, da dieses Verfahren mit seiner hohen Genauigkeit als Goldstandard gilt. Berücksichtigt man, dass die Genauigkeitsgrenzen auch hier je nach Anzahl der Marker von 0,25mm-0,35mm Standardabweichung [41] schwanken, erscheinen die in der vorliegenden Studie erzielten Grenzen für den klinischen Alltag ausreichend.

Der Nachteil der RSA ist die Implantation der Tantalmarker. Dadurch ist die RSA nur in prospektiven klinischen Studien verwendbar. Ein limitierender Faktor dieser Methode ist, dass die Tantalmarker selbst wandern und so die Analyse mittels RSA beschränken [44]. Die Marker bergen alle Formen der Nebenwirkungen von Fremdkörpern in sich, zum Beispiel auch die Infektion, sodass hier ein zusätzliches Risiko eingegangen wird. Der hohe Kosten- und Zeitaufwand dieser Methode steht einem routinemäßigen Einsatz entgegen. Auch sollte bei häufigen Untersuchungen wie der Röntgendiagnostik eine doppelte Strahlenbelastung, wie sie zur RSA nötig ist, vermieden werden.

Eine andere Methode, bei der auch eine sehr hohe Genauigkeit beschrieben wird, ist die EBRA. Hier schwanken die Grenzen der Lockerungsdiagnostik je nach Autor und den von ihm verwendeten Grenzen bei den Einschlusskriterien zwischen 0,16 und 1,3 mm (95% Konfidenzintervall, doppelte Standardabweichung), [9, 37, 41, 57, 58, 81]. Die Einschränkung dieser Methode liegt im benötigten Zeitaufwand (bis zu 30 Minuten pro Messung [37]), die einen Einsatz in der Routinediagnostik zumindest beschränkt.

Gegenüber den manuellen Verfahren mit Lineal und Bleistift und Messgenauigkeiten von 3-10mm doppelter Standardabweichung [17, 49, 54, 58, 75, 85] , erscheint das vorgestellte Verfahren, mit einer Genauigkeit von 1,7-2,2mm, im 95 % Perzentil, für die Längenmessungen und $3-3,2^\circ$ für die Winkelmessungen, den anderen Verfahren überlegen.

Die Unterschiede in den Bestimmungsgrenzen der Lockerung sind einerseits auf die generellen Vorteile der Computervermessung zurückzuführen, wobei als Vorteile die hohe Auflösung, Vergrößerungsmöglichkeiten und die Möglichkeit der digitalen Nachbearbeitung in Helligkeit, die wegen schlechter Belichtung erforderlich sein kann [49], zu nennen sind, wie sie auch von [24, 57, 83, 84] beschrieben werden. Ein weiterer Ungenauigkeitsfaktor ist die von [29] beschriebene Punktgröße, die durch Markierung der Referenzstruktur mittels Bleistift entsteht und von Hellinger [29] mit bis zu einem Quadratmillimeter angegeben wird. Hier bietet die digitale Migrationsmessung mit der Möglichkeit der pixelgenauen Punktsetzung Vorteile.

Bei Vergleichsversuchen zwischen der manuellen und der digitalisierten Auswertung zeigte sich, dass sich bei komplexeren Messungen die Fehlerquellen der manuellen Auswertung addieren. Dies führte dazu, dass im Gegensatz zur Vermessung der Inklination, die Vermessung der Anteversion bei der manuellen Auswertung mit einem größeren Fehler behaftet ist. Dieser Unterschied trat bei der digitalen Auswertung nicht auf. Die Auswertdauer der digitalisierten Bilder erwies sich, auch wenn man eine Digitalisierungszeit von einer Minute und dreißig Sekunden pro Bild zu der eigentlichen Auswertdauer von zwei Minuten dreißig Sekunden addiert, schneller als die manuelle Auswertung mit fünf Minuten pro Röntgenbild. Malchau [49] beschreibt den Zeitgewinn, der durch die digitale Auswertung entsteht, mit einer fünf- bis zehnfachen Zeitersparnis im Gegensatz zu konventionellen Auswertungsmodellen.

Der Vergleich zu anderen digitalen Verfahren soll mit der Sulzermethode begonnen werden. Dieses Verfahren ähnelt von seiner Genauigkeit (Standardabweichung bis zu 0,61 mm [37]) und von den benutzten Algorithmen stark der Einzelbildröntgenanalyse. Sie ähnelt auch im Zeitaufwand, der mit 30-60 Minuten pro Bild angegeben wird [37], der EBRA. Dieser Zeitaufwand ist im Klinikalltag mit einer Routinediagnostik nur eingeschränkt vereinbar.

Nicht näher eingegangen werden soll auf das Verfahren von Hardinge [27], der für sein Verfahren eine doppelte Standardabweichung von 1mm angibt. Diese auf den ersten Blick äußerst genaue Analyse ließ sich bei der Betrachtung der Veröffentlichung durch keinerlei statistische Auswertung untermauern. Es fehlen Aussagen zu Prothesenart, Anzahl der untersuchten Patienten und zur Vorgehensweise, sodass diese Aussage kritisch zu betrachten ist.

Oswald [61], der ein System zur Bestimmung der Wanderung von Schaftkomponenten untersuchte, erreicht mit seinem Verfahren einen Messfehler von 1,7mm Standardabweichung für die genauesten Punkte am Schaft. Problematisch erscheint, dass seine Ergebnisse nicht im gewünschten Maße mit denen von ihm als Goldstandard angesehenen Ultraschalluntersuchungen korrelierten. Dadurch musste eine Korrektur der Werte mittels multipler Regression erfolgen, um eine angemessene Korrelation zwischen Ultraschall und röntgenologisch bestimmten Messungen zu erhalten. Da diese Korrektur im nachhinein erfolgte, ist die Übertragung seiner Meßmethode auf Untersuchungen ohne Ultraschallvergleich nicht möglich. Ein weiterer limitierender Faktor ist, dass er sich auf die Auswertung des Prothesenschaftes beschränkt. Bei der vorliegenden Analyse wird eine Aussage über das gesamte Prothesensystem ABG getroffen, was vor dem Hintergrund, dass oftmals eine Migration des Schaftes durch Veränderung der Prothesengeometrie Migrationsprozesse an der Pfanne bewirkt und umgekehrt [38, 55], wichtig erscheint.

Bleher [11] geht von einer Genauigkeitsgrenze von maximal 2mm und 4° aus. Damit ist er bei der Bestimmung der Längenmessung etwas genauer, die vorliegende Methode hingegen bei der Winkelmessung. Diese Unterschiede erscheinen marginal, auch vor dem Hintergrund, dass eine sinnvolle Lockerungsdiagnostik erst ab 2mm von Bedeutung ist, da Migrationsbewegungen, die unter dieser Schwelle liegen häufiger vorkommen und somit geringen diagnostischen Wert besitzen [18, 58]. Ein anderer Punkt, in dem das vorgestellte Verfahren Vorteile offenbart, ist der Zeitfaktor. Dauerte die Auswertung inklusive Digitalisierung bei Bleher [11] bis zu zehn Minuten für Pfanne und Schaft, so ist dies innerhalb von vier Minuten mit dem Programm Wristing möglich. Das Verfahren von Bleher [11] erreicht, aufgrund der ihm durch die Beckenübersichtsaufnahme gegebenen Möglichkeit der Korrektur der Beckenkipfung primär eine höhere Genauigkeit. Diese kann jedoch durch die Möglichkeit des zeitnahen Vergleiches der aktuellen Bilder mit Voraufnahmen, was nach [16, 17] eine wesentliche Verbesserung der Genauigkeit zur Folge hat, mit dem vorliegenden Verfahren fast wettgemacht werden. In der Winkelmessung schneidet Wristing sogar besser ab. Der entscheidende Vorteil des Programms Wristing ist, dass eine Auswertung von a.p.- Hüftaufnahmen möglich ist. Bei dem untersuchten Patientengut waren lediglich 20% aller Aufnahmen Beckenübersichtsaufnahmen. Anhand dieser Röntgenbilder hätte keine suffiziente Analyse der Lockerung erfolgen können. Die Beckenübersichten waren zeitlich so verteilt, dass von einer großen Anzahl Patienten Beckenübersichten vom Zeitpunkt nach der Operation und von einem Jahr danach verfügbar waren. In den seltensten Fällen waren weiter reichende Beckenübersichtsaufnahmen vorhanden, sodass eine Auswertung nicht möglich gewesen wäre.

Ergänzend zur Bestimmung der Genauigkeitsgrenzen, bei der die gewonnenen Unterschiede mit einer statistischen Signifikanz unterlegt werden konnten, wurde eine Analyse der Kontinuität der Wanderung mittels Kendalscore durchgeführt. Wie die Tabelle 3.2 zeigt besitzt die Pfannenposition longitudinal 1 den kleinsten Kendalscore der verglichenen Pfannenwanderungen longitudinal. Dies bedeutet, dass die Wanderung am kontinuierlichsten in eine Richtung, in diesem Falle nach kranial, erfolgte. Die anderen Werte folgen mit Abstand, sodass sich herauskristallisiert, dass die Pfannenwanderung longitudinal 1 der beste Parameter ist, auch wenn diese Aussage nur zum Teil statistisch signifikant ist. Ähnlich verhält es sich bei den Pfannenwanderungen nach transversal, bei der die Wanderung transversal 1 am besten abschneidet, jedoch keine statistische Signifikanz vorliegt. Bei der Auswertung des Kendalscores für den Schaft zeigt sich in Tabelle 3.4, dass die Schaftwanderung longitudinal 2 eine statistisch signifikant bessere Kontinuität aufweist als die Schaftwanderung longitudinal 1. Bei der Schaftwanderung nach transversal ist bei den verglichenen Patienten auch die Schaftwanderung transversal 2 die Wanderung mit der höheren Kontinuität. Dies lässt sich anhand der Daten zu diesem Zeitpunkt nicht statistisch signifikant belegen. Es ließen sich Trends erahnen, welche die statistisch signifikant gefundenen Resultate der Referenzpunktbestimmung unterstreichen. Da sich beide Ergebnisse von der Tendenz her unterstützen, scheint der zu geringe Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen dafür verantwortlich, dass hier keine Aussage mit statistischer Signifikanz für alle Kendalscores gegeben werden kann. Die berechneten Kendalscores für die einzelnen Parameter, bei denen kein Vergleich mit anderen Parametern durchgeführt wurde, sind nicht mit Werten aus der Literatur zu vergleichen, da bisher keine Veröffentlichungen in der Migrationsanalyse existieren, die den Score verwenden. Wenn man die Daten betrachtet, hätte theoretisch eine höhere Kontinuität erscheinen müssen. Das dies nicht so ist, liegt daran, dass bei dieser Art von Messung auch kleine Abweichungen in die andere Richtung als in die des Hauptvektors zu gleichen Ergebnissen führen wie große Abweichungen. Da die Messmethode selbst mit einem Fehler im Millimeterbereich behaftet ist und einzelne Wanderungen zum Teil im Submillimeterbereich liegen oder es zu gar keiner Wanderung kommt, sind hier auch Messungenauigkeiten für die Schwankung der Werte mitverantwortlich. Ein anderer Ansatzpunkt ist der, dass auch in der Literatur beschriebene Wackelbewegungen im Submillimeterbereich in andere Richtungen als in die des Hauptwanderungsvektors vorkommen können [41].

Die bei der Interobserveranalyse erhaltenen Fehler fanden bei der späteren Berechnung der Genauigkeitsgrenzen keine Berücksichtigung, da die Auswertung nur von einer Person durchgeführt wurde.

Bei der Routinediagnostik muss allerdings, wenn die Untersuchung nicht von einer Person gewährleistet werden kann, dieser Fehler von 0,15mm bis zu 0,45mm und bis zu 0,53° Standardabweichung als Fehlerquelle addiert werden. Bleher [11] fand bei seiner Studie einen Interobserverfehler für die digitale Vermessung von bis zu 0,37mm und 0,38°, wählte jedoch vom Studiendesign einen anderen Aufbau, sodass bei diesen geringen Unterschieden kein weiterer Vergleich möglich ist. Anhand der Daten kann die Aussage von Martell [53] belegt werden, nach der die digitale Auswertung zu einer höheren Interobserverstabilität führt als die manuelle Auswertung. Im Vergleich zu den Ergebnissen von Bleher [11] und der vorliegenden Studie, erscheinen die Ergebnisse die Nunn [58], der bei seiner manuellen Auswertung der Röntgenbilder den Interobserverfehler mit 2,63mm angibt, schlechter. Auch die zusätzliche Unterstützung mit schematischen Zeichnungen, die im Programm Wristing die zu vermessenden Punkte Schritt für Schritt angeben, führt dazu, dass bei der Auswertung durch unterschiedliche Personen eine größere Stabilität der Ergebnisse erreicht wird.

Bei der Intraobserveranalyse wurden für die digitale Auswertung Fehler im Bereich von 0,12mm bis 0,28mm und 0,28° gefunden. Dieser Fehler wurde nicht zum später ermittelten Fehler der Migrationsanalyse addiert, da er in diesem Fehler enthalten ist. Für die manuelle Auswertung wurden Fehler von 0,24-0,67mm und 0,57°-0,74° gefunden. Bleher [11] fand Werte für die digitale Messung zwischen 0,2 und 0,8mm Abweichung und für die manuelle Auswertung Abweichungen von 0,4-0,8mm. Nunn [58] kam für die manuelle Migrationsdiagnostik zu Intraobserverfehlern bis 1,1 mm. Dieser Wert liegt etwas höher im Vergleich zu Bleher [11] und zur vorliegenden Studie, was damit begründbar ist, dass die Studie von Nunn [58] 1989 angefertigt wurde und sich die Röntgenbildqualität und damit auch die Wiederholbarkeit der Messungen seitdem verbessert hat. Auch bei diesen Werten ist der Unterschied zwischen der vorliegenden digitalen Messung und der manuellen Messung aller drei Untersucher [11, 58, vorliegende Studie] erkennbar, was Vorteile der digitalisierten Migrationsmessung erkennen lässt. Bleher [11], bei dem der Unterschied zwischen digitaler und manueller Auswertung nicht signifikant ist, führt dies darauf zurück, dass die Vorteile der digitalen Messung durch den Nachteil, dass kein zeitnahe Röntgenbildvergleich möglich ist, aufgebraucht werden. Dank des Programms Wristing ist dieser Nachteil nicht mehr vorhanden, da die Zeitdauer für das gleichzeitige Laden von bis zu drei Röntgenbildern im Millisekundenbereich liegt.

Anhand des Intraobserverfehlers lässt sich schlussfolgern, dass der Gesamtfehler weniger als einen Millimeter betragen würde, wenn es bei den Röntgenaufnahmen keine Lageveränderungen der Messparameter durch Beckenkipfung gäbe.

Dies unterstreicht die Ergebnisse von [17, 30, 37, 68, 76], die unterschiedliche Lagerung der Patienten während der Röntgenaufnahme für einen Großteil des Gesamtmessfehlers verantwortlich machen und hier eine stärkere Standardisierung der Röntgenaufnahmen fordern.

4.2 Diskussion der radiologischen Auswertung

Die durchgeführte Migrationsanalyse zeigt, dass im Verlauf der Untersuchungszeit mehr Prothesen einer Wanderung unterliegen und die Wanderungstrecke zunimmt.

Uhlenbruck [81] kommt zu dem Ergebnis, dass nach durchschnittlich 4,3 Jahren bei 38,5% der betrachteten Prothesen (MECRING) eine Wanderung vorliegt. Uhlenbruck [81] sowie auch Bleher [11] und Oswald [61] führen bei ihren Analysen eine Regression der Ergebnisse mittels Hüllkurve beziehungsweise ROC-Kurve durch. Diese Mittelung der Wanderung auf einen jährlichen Durchschnitt und die daraus erfolgende Berechnung von Sensitivität und Spezifität einzelner Grenzwerte für die Lockerung wird nicht unterstützt. Man erkennt anhand der Daten in den Tabellen 3.7 bis 3.9, dass die Wanderung in Millimetern nach einem bis drei Jahren zuerst stark beginnt und auch nach fünf Jahren im Durchschnitt weiter voran schreitet, jedoch mit verminderter Geschwindigkeit. Bei einer nicht unwesentlichen Anzahl der primär gewanderten Prothesen kommt es zu einer sekundären Fixation. Würde man solchen Wandervorgängen aufgrund der Wanderungen in den ersten Jahren, die unter Umständen den Migrationen später gewechselter Prothesen gleich sind, Rechnung tragen, bekäme man in der Auswertung falsch positive (gelockerte) Ergebnisse. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch [23, 41, 44, 60, 63], die davon ausgehen, dass bei der Wanderung eine sekundäre Stabilisierung vorkommen kann. Allerdings liegt bei ihren Ergebnissen der Zeitpunkt etwas früher. Ein anderer Punkt der gegen die Festlegung auf eine Grenzwanderung spricht, ist die Inhomogenität des betrachteten Patientengutes bei den Prothesenwechseln. Selbst wenn nur die aseptisch gelockerten Prothesen betrachtet werden, waren zum Teil sehr rasche Prozesse mit Lockerungstendenzen über wenige Jahre vorhanden, andererseits waren kontinuierliche Lockerungen zu betrachten die nach einer längeren Zeitperiode zum Prothesenwechsel führten.

Die Daten zeigen, dass ein deutlicher Unterschied zwischen gewechselten und noch intakten Prothesen im Migrationsverhalten besteht. Dieser Punkt soll nicht allein zur Lockerungsdiagnose dienen, sondern eine Entscheidungshilfe zusammen mit anderen klinisch und radiologisch erhobenen Befunden darstellen.

Eines dieser anderen radiologischen Kriterien sind Lysesäume. Sie erscheinen, allein betrachtet, von der Sensitivität und Spezifität her anfällig für Fehlinterpretationen [48, 88], jedoch zeigt sich auch in der vorliegenden Arbeit, dass sie zusammen mit der Wanderungsanalyse ihre Berechtigung in der Lockerungsdiagnostik besitzen. Udomkiat [80] hält die Progredienz dieser Lysesäume sogar für die aussagekräftigste Veränderung in der Lockerungsdiagnostik. In der vorliegenden Arbeit waren nur 1% aller nicht gewechselten Pfannen und 19% der nicht gewechselten Schäfte mit Lysesäumen belegt. Bei den aseptisch gelockerten Prothesen waren es 36% der Pfannen beziehungsweise 54,5 % der Schäfte. Die Hauptprädiaktionsstelle dieser Lyseäume war an der Pfanne die Zone 2 nach de Lee und Charnley. Dies unterstreicht die Aussage, dass die Hauptwanderungsrichtung an der Pfanne in kranio-mediale Richtung geht, wie dies auch die Migrationsanalyse bestätigt. Am Schaft war die Zone 4 die Hauptprädiaktionsstelle. Es zeigte sich weder bei der Auswertung des Schaftes noch bei der Pfannenauswertung ein Zusammenhang zwischen der Größe des Lysesaaumes und der Lokalisation, wie es bei Karches [40] und Hinrichs [33] beschrieben wird.

Baldurson [7] gibt die Wanderung von nicht gelockerten Endoprothesen, die er mittels RSA vermisst, mit 0,9mm pro Jahr an. Oswald [61] gibt die Schwelle zur Bestimmung einer Lockerung mit 3,75mm Gesamtwanderung (beziehungsweise 0,47mm jährlicher Wanderung) an. Diese Schwelle besitzt eine Spezifität von 81,1% (75,68%) und eine Sensitivität von 87,5% (87,5%). Nimmt man an, dass bei den Routineuntersuchungen nach fünf Jahren 5% aller Endoprothesen tatsächlich gelockert sind, so erhält man im günstigsten Fall ein Ergebnis von 0,196 für den positiv prädiktiven Wert, der eine Aussage über die wirklich gelockerten Prothesen unter den durch diese Grenze als gelockert geltenden Prothesen trifft. Dies bedeutet, dass bei dieser Methode 80,4 % aller Personen deren Prothese durch diesen Test als gelockert und somit wechselbedürftig gelten, die Operation gar nicht benötigen. Die Rechnung verdeutlicht, dass die Analyse solcher Faktoren nicht allein gesehen werden darf.

Ein anderer Punkt, der durch die Migrationsanalyse erkannt wurde, ist die Hauptwanderungsrichtung der Prothese. So erwies sich an der Pfanne die kranio-mediale Wanderungsrichtung, wie auch bei [17, 30], als die dominante. Dies wurde dadurch unterstrichen, dass neben der vorwiegend transversalen Wanderung in die mediale Richtung (die longitudinale Wanderung erfolgte per definitionem ausschließlich nach kranial), auch der Inklinationswinkel häufiger ab- als zunahm, was für eine Kranialwanderung spricht. Auch Kärrholm [41] kam zu ähnlichen Ergebnissen. Der Mittelwert in dem die Pfannen implantiert wurden lag bei $\sim 46^\circ$. Keine Prothese wurde in einem Winkel $> 60^\circ$ implantiert.

Dieser Winkel ist laut [77] unbedingt zu vermeiden, da diese Prothesen zur Luxation neigen und die Patienten muskelinstabil erscheinen. Die Anzahl der Prothesen die in einem Winkel zwischen 46° und 60° implantiert wurden, übersteigt die der Prothesen mit einem Inklinationwinkel von 25° bis 45° . Aus biomechanischer Sicht ist aufgrund einer gleichmäßigeren Flächenpressung und dem damit verbundenen geringeren Polyethylenabrieb einem Winkel zwischen 25° und 45° der Vorzug zu geben, jedoch lässt sich ein Inklinationwinkel von 46° bis 60° vor allem bei schwierigen Operationsverhältnissen (Dysplasie, Knochendefekte) einfacher herstellen. Bei der Änderung der Anteversion überwog die Zunahme. Der durchschnittliche Winkel betrug 11° und besaß eine Standardabweichung von 6° .

Das neben diesen Hauptwanderungsrichtungen auch Migrationen in entgegengesetzte Richtungen vorkamen hat verschiedene Ursachen. Eine Steilstellung der Pfanne bedingt laut Thomas [77] eine stärkere laterale Flächenpressung, die zu einer Drehung der Pfanne und damit zur Zunahme der Inklination und Abnahme der Anteversion führt. Die entstehende Rotationsbewegung kann zu einer Lateralisierung des Pfannenmittelpunktes führen. Die Stellung in longitudinaler Achse ändert sich nicht. Ein anderer Faktor, der eine Lateralmigration der Pfanne bedingt, liegt in der zusätzlichen Implantation von Schrauben. Diese wurden, wegen schlechter Knochenqualität und des Risikos der Verletzung intrapelviner Strukturen, meist im oberen hinteren Quadranten befestigt, der die beste Knochenstruktur bietet. Diese Befestigung und das Fehlen der medialen Fixation führen zur lateralen Migration und zu einer Zunahme des Inklinationswinkels.

Bei der Vermessung der Kopftranslokation, der Bestimmung des Polyethylenabriebs, konnten keine frühzeitigen Abriebsbestimmungen erfolgen und auch kein reliabler Parameter zur Bestimmung der Pfannenlockerung, welche laut [8, 36, 50, 69, 77] zum großen Teil durch den Polyethylenabrieb bedingt ist, gefunden werden. Grund hierfür ist die verhältnismäßig große Ungenauigkeit mit 1,7mm, mit der dieser Parameter belegt ist. Sie sind die Parameter mit der geringsten Schwankungsbreite in der vorliegenden Studie, geht man jedoch davon aus, dass sich der jährliche Polyethylenabrieb der Pfannen zwischen 0,08-0,5mm bewegt [6, 36, 65, 70] erkennt man, dass mit diesen Genauigkeitsgrenzen eine quantitative Polyethylenabriebsdiagnostik frühestens nach vier Jahren möglich ist. Die gewonnenen qualitativen Ergebnisse zeigen, dass der Polyethylenabrieb, gemäß der Krafteinwirkung, auch vor allem in kranio-mediale Richtung erfolgt [87] und damit die überwiegend kranio-mediale Wanderung der Pfanne plausibel erscheinen lässt.

An der Schaftschulter deutet der Hauptwanderungsvektor durch die biomechanischen Gegebenheiten der Kraftübertragung am Hüftgelenk in medio-kaudale Richtung.

Während die longitudinale Wanderung per definitionem ausschließlich in kaudale Richtung erfolgte, wiesen auch ~75% der Wanderung in transversaler Richtung nach medial. Auch bei anderen Autoren wird die Hauptmigrationsrichtung der Schaftschulter nach medial [3, 30] und kaudal [30] bestätigt.

Wanderungen nach lateral kommen in geringer Anzahl bedingt durch eine Lateralmigration der Prothesenpfanne und eine varische Schaftimplantation vor.

Bei dem Patientengut wurden in 18% (20 Fälle) ektopische Verknöcherungen gesehen. Diese Verknöcherungen, die periprothetisch auftreten und oft auch die Struktur des Trochanter major stark verändern, trugen dazu bei, dass der Trochanter minor, der wesentlich seltener als der Trochanter major von solchen Veränderungen betroffen war, als Referenzpunkt zur Bestimmung der Schaftmigration eingesetzt wurde. Bei den Verknöcherungen fanden sich Stadien unterschiedlichen Ausmaßes (neun Fälle Brooker 1; fünfmal Brooker 2; fünfmal Brooker 3; einmal Brooker 4). Müller [56] vergleicht die Angaben über periartikuläre Verknöcherungen verschiedener Studien. Die Prozentzahlen der Verknöcherungen reichen bei ihm von 5% bei Charnley über 14,5% bei De Lee, 21% bei Brooker, 52,5% bei Nollen, 61% bei Kromann-Andersen bis zu 73% bei Pedersen. Die periartikulären Verknöcherungen bilden sich ab der vierten Woche nach der Operation und erreichen 24 Wochen nach der Operation einen steady state. Da man nicht alle Ursachen (Operationstechnik, Operationszugang, Traumatisierungen, Blutverluste, Hämatome [56]) der Verknöcherung ausschließen kann, erfolgt eine Prophylaxe. Sie besteht an der Universitätsklinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin Halle-Wittenberg in der Gabe nichtsteroidaler Antiphlogistika.

4.3 Diskussion der Überlebenszeitanalyse

In der Studie konnten Röntgenbilder zur Auswertung gebracht werden, die einen postoperativen Verlauf von bis zu neun Jahren dokumentieren, insofern ist die Überlebenszeitanalyse auf neun Jahre beschränkt.

Die durchschnittliche Überlebenszeit der Prothese lag bei 8,33 Jahren. Die Fünf-Jahres-Überlebensrate betrug 90,1% und die Neun-Jahres-Überlebensrate betrug 80,2%. Die Patienten die vorher aus der Studie ausschieden, deren Ausscheiden jedoch nicht durch die Prothese bedingt war, wurden als zensierte Daten behandelt. Im Vergleich zu anderen Studien mit zementfreien Hüftendoprothesen erscheinen die Ergebnisse im Mittelfeld.

Karches [40] erhielt bei den Untersuchungen der Überlebenszeitanalyse von zementfrei implantierten Pfannen Ergebnisse, die von einer 81,8% Fünf-Jahresüberlebensrate für die Lindenhof-Keramikpfanne über 87,3% für die PM-Pfanne bis zu einer Fünf-Jahres-Überlebensrate von 93,1% für die Judet-Pfanne reichten. Höhere Überlebensraten fand er für Hemiendoprothesen [40]. Nach zehn Jahren gibt Karches die Haltbarkeit der Pfannen mit 85,1%, 75,3% und 69,7% für die PM-, Judet-, Lindenhofendoprothese an. Hilgenpahl [31] kam zu einer Wechselrate von 11,4% bei der zementfreien Autophorendoprothese nach sieben Jahren. Die Streubreite, der von Uhlenbruck [81] untersuchten Studien über Lockerungsraten bei zementfrei implantierten Endoprothesen, reicht von 35% eindeutig gelockerter Prothesen nach sechs Jahren bis zu einem aseptischen Verlust der Pfanne von 0,8% nach sieben Jahren. Hinrichs [32] kam in der Studie über die zementfrei implantierte Monobloc-Hüfte zu Revisionsraten von 5,7% nach zehn Jahren. Die Studie von Bizot [10] kommt auf eine Neun-Jahres Überlebenszeit für die Ceraver-Osteal Hybridpfanne (Roissy) von 93,7%, jedoch schloss er Personen, die vorher eine Infektion oder ein Prothesenversagen aufwiesen, aus. Auch Udomikat [79] schließt Risikogruppen aus. So betrachtet er nur Patienten ohne Voroperationen der Hüfte und nur die Subgruppe der Prothesen, die ohne Schrauben implantiert wurden. Dieser Fakt lässt laut seiner eigenen Diskussion darauf schließen, dass die Patienten eine bessere Knochenqualität und dadurch eine längere Prothesenstandzeit aufweisen. Trotz dieser Ausschlüsse kommt er für die betrachteten zementlosen APR-Prothesen (Sulzer) nur auf ein Überleben von 68,2% nach zehn Jahren. Grübl [25] kommt bei der Zehn-Jahres Analyse der zementfreien CSF- Prothese (Sulzer) auf ein 93%-iges Überleben der Pfanne. Jedoch schließt er septische Wechsel und Revisionen am Hüftgelenk aus seiner Betrachtung aus. Manley [52] wies nach durchschnittlich 7,9 Jahren 41 Wechsel von 188 implantierten Dual-Geometry und Dual-Radius Pfannen auf. Die Schäfte waren jeweils HA beschichtet. Die Lockerung der Prothese begründet er mit hoher Aktivität der Patienten, die zur mangelnden Fixation zwischen Knochen und Implantat führt. Anhand dieser Daten ist ersichtlich, dass der Vergleich mit anderen Studien nur begrenzt durchführbar ist, da Einschlusskriterien differieren und häufig auch nur Subgruppen, Prothesenteile oder bestimmte Lockerungsarten betrachtet werden, wie bei Epinette [22], der in die Überlebenszeitanalyse nur die Pfanne bei aseptischer Lockerung einschließt. Einige Autoren verwenden Lockerung und Wechsel synonym. In der vorliegenden Studie wurde die gesamte Prothese, sowie jede Form des Prothesenwechsels betrachtet und auch bei der Patientenauswahl keine Einschränkung getroffen. Würde man zum Beispiel den Faktor der Voroperationen als Ausschlusskriterium hinzufügen, käme man auf eine Überlebenszeit der erstoperierten Patienten von 91,26% nach sieben Jahren.

Beim Ausschluss weiterer Risikogruppen würde die Überlebenszeit der Prothese weiter ansteigen.

Es wurde untersucht, ob es Unterschiede in der Überlebenszeit zwischen einzelnen Gruppen gibt. Hier konnten bei den Gruppen im Bezug auf Implantationsposition des Schaftes und der Pfannen sowie des Alters der Patienten bei der Operation und den BMI der Patienten, die Seite auf der die Prothese implantiert wurde und im Bezug auf eine Geschlechtsabhängigkeit und die Größe der Pfanne keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Gehen Forschungen zur besten Implantationsposition für zementierte Schäfte davon aus, dass eine valgische oder neutrale Position anzustreben ist [46], ist dies bei zementfrei implantierten Schäften nicht der Fall [68]. Das Geschlecht hatte keinen Einfluss auf die Haltbarkeit der Prothese. Dies steht im Gegensatz zu Studien bei denen Männer höhere Revisionsraten aufweisen [71] und zu Arbeiten bei denen Frauen höhere Revisionsraten aufweisen [74]. Andere Studien fanden heraus, dass nicht das Geschlecht, sondern der BMI das entscheidende Kriterium sei. Da Männer einen höheren BMI als Frauen haben, käme es bei ihnen zu höheren Revisionsraten [28]. Diese These konnte nicht bestätigt werden. Belegt werden die Ergebnisse von Gröbl [25] und Oswald [61] in diesem Punkt. Durch die vorliegende Arbeit konnten Resultate nicht bewiesen werden, wonach laut Hinrichs [32] und Bader [5], die Pfannenposition (auch [18, 34, 42, 77]) und die Pfannengröße Einfluss auf das Lockerungsverhalten haben. Zu den selben Ergebnissen kommt auch Oswald [61]. Die Überlebenszeit der Pfannen mit einem Implantationswinkel von 25° bis 45° liegt mit 8,56 Jahren im Durchschnitt fast ein halbes Jahr höher als von Pfannen, die in einem Winkel zwischen 46° und 60° implantiert wurden. Dieser Unterschied ist jedoch statistisch nicht signifikant.

Patienten die sich vor dem Einsatz der Hüfttotalendoprothese schon anderen Protheseneingriffen an der zu operierenden Hüfte unterziehen mussten, wiesen eine statistisch signifikant geringere Haltbarkeit der Prothese im Gegensatz zu erstoperierten Patienten auf. Als einer der entscheidenden Gründe wird hier der Knochensubstanzverlust genannt, mit dem jede Operation einhergeht und der bei einer Reoperation des Hüftgelenkes zu einer schnelleren Migration führt [20].

5. Zusammenfassung

Der Erfolg der Hüftendoprothetik in der Orthopädie ist unbestritten. Auch für jüngere Patienten gibt es kaum Alternativen. Da auf der anderen Seite die Lebenserwartung weiter steigt, treten Spätkomplikationen, wie die aseptische Lockerung der Endoprothese, die zum Implantatversagen führen, vermehrt auf. Um solche Komplikationen frühzeitig zu erkennen und somit einer Destruktion des Pfannenbettes vorzubeugen, ist es notwendig sensitive und spezifische Parameter für die Lockerungsdiagnostik einzusetzen.

Eine dieser Methoden ist die digitale Migrationsmessung. Diese Methode hat die Vorteile, dass sie eine hohe Sensitivität und Spezifität besitzt. Ferner sind durch die Digitalisierung alle Möglichkeiten der Bildnachbearbeitung am PC in punkto Helligkeit, Kontrast, Bildausschnitt und Vergrößerung gegeben. Des Weiteren können durch automatisierte Prozesse Auswertungszeiten drastisch gesenkt werden. Die Standardisierung ermöglicht eine hohe Interobserverstabilität.

Da die betrachteten digitalisierten Verfahren diese vorgestellten Eigenschaften nur zum Teil beinhalteten und andere Faktoren, wie die Auswertung von a-p-Hüftaufnahmen, den Aufbau einer intelligenten Datenbank, den zeitnahen Röntgenbildvergleich und die Auswertung des Polyethylenabriebs nicht beinhalteten, wurde ein Programm entwickelt, das diesen Ansprüchen genügt. Das Programm Wristing besitzt neben einer Oberfläche zur Speicherung der Daten einen Vermessungsmodus, in dem die benötigten Winkel- und Längenmessungen zur Lockerungsdiagnostik durchgeführt werden können. Diese Messungen werden alle von schematischen Zeichnungen unterstützt, die den Messvorgang auch für ungeübte Personen stark vereinfachen. Dies führt zu einer hohen Interobserverstabilität bei der Bestimmung der einzelnen Parameter. Es können mehrere Bilder gleichzeitig geladen werden, wodurch eine sehr gute Wiedererkennung einzelner Punkte gewährleistet wird. Durch Zooming wird die benötigte Ausschnittsvergrößerung erreicht.

Um die Punkte zu bestimmen mit denen eine Lockerungsdiagnostik in vielen Fällen möglichst unabhängig von der Beckenkipfung durchzuführen ist, wurden von 52 Patienten, die Röntgenbildserien mit fünf Röntgenbildern über mindestens sieben Jahre besaßen, Parameter für Pfanne, Schaft und die knöchernen Strukturen von Becken und Femur bestimmt. Diese Parameter wurden untereinander anhand der Abweichungen vom Hauptwanderungsvektor, Migrationen in Richtungen die erwiesenermaßen nicht möglich sind und der Kontinuität, der von ihnen angezeigten Wanderung, verglichen.

Die Kontinuität wurde mit Hilfe des Kendalscore ermittelt. Durch den Wilcoxon Test wurde mit statistisch signifikantem Ergebnis festgestellt, dass unter den untersuchten Parametern, der Pfannenmittelpunkt, die kaudale Begrenzung der Tränenfigur und der mediale Punkt des Trochanter minor die genaueste Lockerungsdiagnostik zuließen. Dies lag daran, dass die Parameter weniger von knöchernen Umbauprozessen betroffen waren, zum Teil nicht so stark durch Projektionsveränderungen bei der Röntgenaufnahme verzerrt wurden und auf allen Röntgenbildern eindeutig und genau erkennbar waren. Zu diesen Punkten wurden noch Parameter, welche die Inklinations- und Anteversionsveränderungen der Pfanne widerspiegeln sollten und Parameter zur Bestimmung des Polyethylenabriebes bestimmt und deren Fehlerbreite berechnet. Ferner wurden Korrekturfaktoren ermittelt um möglichen Veränderungen in den Aufnahmebedingungen und Knochensubstanzveränderungen gerecht zu werden. Die verwendeten Punkte für die Migrationsanalyse des ABG-Prothesensystems wiesen Genauigkeitsgrenzen von bis zu 2mm und bis zu 3,2° für die Pfannenparameter auf. Die Parameter zur Bestimmung des Polyethylenabriebes waren mit einer Genauigkeit von bis zu 1,7mm belegt und die Schaftparameter besaßen eine Exaktheit von bis zu 2,2mm.

An diesen Punkten wurden Analysen zur Bestimmung des Interobserverfehlers und des Intraobserverfehlers durchgeführt. Es wurden 30 Röntgenbilder jeweils viermal zu vier verschiedenen Zeitpunkten durch zwei Untersucher vermessen. Beide Fehler betragen weniger als einen Millimeter oder ein Grad, wobei der Intraobserverfehler (0,12-0,28mm; 0,28°) geringer war als der Interobserverfehler (0,15-0,45mm; 0,42°-0,53°). Bei dem Vergleich des Programms mit der manuellen Auswertung der Punkte, wurde durch das Programm Wristing eine Zeitersparnis und eine statistisch signifikante Verbesserung der Genauigkeit im Wilcoxon Test erreicht. Um diesen Vergleich durchzuführen vermaß ein Untersucher 30 verschiedene Röntgenaufnahmen zu vier verschiedenen Zeitpunkten jeweils viermal manuell (Genauigkeit: 0,24-0,67mm; 0,57-74°) und viermal mit dem Programm Wristing (Genauigkeit: 0,12-0,28mm; 0,28°). Da dieser Fehler den Fehler anzeigt, der bei einer optimalen Röntgenaufnahme standardisierung bliebe, er aber im Moment bei ~ 10% des Gesamtfehlers (Fehler durch Beckenkipfung bei der Röntgenaufnahme plus Intraobserverfehler) liegt, bleibt eine weitere Standardisierung der Röntgenaufnahmen zu fordern.

Die definitive Wanderungsanalyse wurde an einem Kollektiv von 99 Patienten mit 111 Endoprothesen durchgeführt. Neben der Wanderungsanalyse dienten die Röntgenbilder zur Beurteilung von Lockerungssäumen und Verknöcherungen. Aus den Krankenakten der Patienten wurden Daten zu Alter, Geschlecht, Body Mass Index, Voroperationen, Risikofaktoren, Seite der Implantation, Größe der Prothese, Indikation, Liegedauer und Komplikationen erhoben.

Die Prothesen wurden in zwei Gruppen unterteilt. Eine Gruppe, die bis zum Ende der Studie oder bis zu ihrem Ausstieg keine Wechseloperation benötigte (95 Prothesen) und eine andere Gruppe, die innerhalb des Untersuchungszeitraumes eine Wechseloperation erforderte (16 Prothesen). Die Hauptwanderungsrichtung wies an der Pfanne in kranio-mediale Richtung und an der Schaftschulter in medio-kaudale Richtung. Der Polyethylenabrieb des Inlays fand verstärkt im kranio-medialen Teil des Inlays statt, sodass auch dieser Parameter dafür spricht, dass es in diesem Bereich zu den größten Kräfteinwirkungen an der Pfanne kommt. Die einzelnen Wanderungsverläufe unter den gewechselten Prothesen waren sehr inhomogen. Durchschnittlich waren sie stärker als die Wanderungen der nicht gewechselten Prothesen. Im Durchschnitt verlief die Wanderung der Prothesen zu Beginn des Beobachtungszeitraumes schneller. Gegen Ende der Beobachtungszeit (nach fünf bis neun Jahren) verlangsamte sich die Wanderungsgeschwindigkeit. Dieser Umstand führte dazu, keine Normwanderungsdiagramme zu erstellen, nach denen jährliche Wanderungen, Aussagen über die Lockerung der Prothesen möglich machen. Vielmehr soll die Wanderungsanalyse im Zusammenhang mit radiologischen und klinischen Kriterien gesehen werden. Zusätzlich wurden Lockerungssäume und Verknöcherungen bestimmt. Die Anzahl der Lysesäume war in der Gruppe der nach aseptischer Lockerung gewechselten Prothesen (36% der Pfannen und 54,5% der Schäfte) wesentlich stärker ausgeprägt als in der Gruppe der nicht gewechselten Prothesen (1% der Pfannen und 19% der Schäfte), was die Aussagekraft dieses Faktors unterstreicht.

Es wurde am ABG-Prothesensystem eine Überlebenszeitanalyse durchgeführt, wobei die durchschnittliche Überlebenszeit der Prothese mittels Kaplan-Meier Schätzer bei 8,33 Jahren in der auf neun Jahren begrenzten Studie lag. Die Fünf- und die Neun-Jahres-Überlebensraten betragen 90,1% beziehungsweise 80,2 % und reihten sich ins Mittelfeld der betrachteten Studien ein. Es muss bemerkt werden, dass ein Vergleich aufgrund des zum Teil äußerst heterogenen Studiendesigns schwer fällt. Zusätzlich wurden Vergleiche zwischen einzelnen Untergruppen durchgeführt (aufgeteilt nach: Geschlecht, Alter, Body Mass Index, Implantationsposition, Seite der Prothese, Indikation, Pfannengröße, Erstoperation versus Reoperation der Hüfte). Bei diesen Untersuchungen wies nur der Unterschied zwischen Patienten, deren Hüfte nicht voroperiert war (8,48 Jahre Überlebenszeit der Prothese) gegenüber Patienten deren Hüfte voroperiert war (6,54 Jahre Überlebenszeit) statistische Signifikanz im Log-Rank Test auf.

6.Literaturverzeichnis

1. ABG Cement Free Hip System-From Natural Principles Informationsbroschüre der Firma Stryker Howmedica Osteonics , Rutherford, Kennnr.: AH04.1/1197/3E (1997)
2. ABG-Hüftsysteem Hydroxylapatit Informationsbroschüre der Firma Stryker Howmedica Osteonics , Rutherford, Kennnr.: AAB/03/0192/3G (1992)
3. Ali MS, Kumar A: isoelastic femoral component in primary cementless total hip arthroplasty. *Int Orthop* 26 (2002) 243-246
4. Bader R , Scholz R, Willmann G, Steinhauser E: Kriterien für die Implantatwahl beim Hüftendoprothesenwechsel. In: Perka C, Zippel H (Hrsg): Revisionsendoprothetik des Hüftgelenks: Schaftrekonstruktion und perioperatives Management Einhorn Presse Verlag, Reinbek, 2001, S. 19-25
5. Bader R, Willmann G: ceramic acetabular cups for hip endoprotheses. How do position of the center of rotation and the CCD angle of the shaft modify range of motion and impingement? *Biomed Tech* 44 (1999) 345-351
6. Bädorf D. Willmann G: Polyethylen in der Totalendoprothetik- Eine Sackgasse für Dauerimplantate? *Biomed Tech* 43 (1998) 151-154
7. Baldursson H, Hansson LI, Olsson TH, Selvik G: migration of the acetabular socket after total hip replacement determined by roentgen stereophotogrammetry. *Acta Orthop Scand* 51 (1980) 535-540
8. Barrack RL, Lavernia C, Szuszczewicz ES, Shawney J: radiographic wear measurement in a Cementless Metal-Backed Modular Cobalt-Chromium Acetabular Component. *J Arthroplasty* 16 No.7 (2001) 820-828
9. Biedermann R, Krismer M, Stockl B, Mayrhofer P, Ornstein E, Franzen H: accuracy of EBRA-FCA in the measurement of migration of femoral components of total hip replacement. Einzel-Bild-Röntgen-Analyse-femoral component analysis. *J Bone Joint Surg Br* 81 (1999) 266-272
10. Bizot P, Hannouche D, Nizard R, Witvoet J, Sedel L: hybrid alumina total hip arthroplasty using a press-fit metal backed socket in patients younger than 55 years. *J Bone Joint Surg Br* 86 (2004) 190-194
11. Bleher JA: Digitale Darstellung und Vermessung konventioneller Röntgenbilder in a.p. Technik am Beispiel von PM Pfannen und Schäften. Medizinische Dissertation, Universität Ulm, (1996)

12. Bobynd JD, Glassman AH, Goto H, Krygier JJ, Miller JE, Brooks CE: the effect of stem stiffness on femoral bone resorption after canine porous coated total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 261 (1990) 196-213
13. Bobynd JD, Moortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE: producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observation of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 274 (1992) 79-96
14. Brooker AF, Bowermann JW, Robinson RH, Riley LH Jr.: ectopic ossification following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 55 (1973) 1629-1633
15. DeLee JG, Charnley J: radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop* 121 (1976) 20-32
16. Dickob M, Bleher J, Puhl W: Standardisierte Pfannenwanderungsanalyse in der Hüftendoprothetik mittels digitaler Bildverarbeitung. *Unfallchirurg* 97 (1994) 92-97
17. Diederichs CG, Fischer U, Vosschenrich R: Hüftpfannenprothese: Nachweis einer Migration mit Lineal und Bleistift? *Z Fortschr Röntgenstr* 159 (1993) 132-137
18. Dominkus M, Funkovics P, Schwameis E: Frühzeitige Belastung nach zementfreien Hüfttotalendoprothesen- Eine Pfannenmigrationsanalyse. *Z Orthop* 137 (1999) 442-446
19. Dorr LD, Wan Z: comparative results of a distal modular sleeve, circumferential coating, and stiffness relief using the Anatomic Porous Replacement 2. *J Arthroplasty* 11 (1996) 419-428
20. Eckardt A, Heine J, Karbowski A: Zementfreier Hüftpfannenwechsel mit der sphärischen ABG- Press- fit Pfanne-erste Erfahrungen. *Orthopädische Praxis* 5 (1995) 326-330
21. Engh CA, McGovern TF, Bobynd JD, Harris WH: a Quantitative Evaluation of Periprosthetic Bone Remodelling After Cementless Total Hip Arthroplasty *J Bone Joint Surg Am* 74 (1992) 1009-1020
22. Epinette JA, Manley MT, DAntonio JA, Edidin AA, Capello WN: a 10-Year Minimum Follow-Up of Hydroxyapatite-Coated Threaded Cups. *J Arthroplasty* 18-2 (2003) 140-148
23. Franzen H, Mjöberg B, Önerfalt R: early Migration of Acetabular Components revised with cement: A Roentgen Stereo Analysis Study. *Clin Orthop* 287 (1993) 131-134

24. Galanski M , Prokop M, Oestmann JW, Reichelt S , Falkenhausen U: Anwendung der digitalen Lumineszenzradiographie in der Skelettdiagnostik: ROC-Studie zur Erkennbarkeit kortikaler Läsionen. In: Schneider GH, Vogler E, Kocever K(Hrsg): Digitale Bildgebung- Interventionelle Radiologie-Integrierte digitale Radiologie. Blackwell & Ueberreuther, Berlin, 1990 S.234-242
25. Gröbl A, Chiari C, Gruber M, Kaider A, Gottsauner-Wolf F: cementless Total Hip Arthroplasty with a Tapered Rectangular Titanium Stem and a Threaded Cup. J Bone Joint Surg Am 84 (2002) 425-431
26. Gruen T, McNeice GM, Amstutz HC: „modes of failure“ of cemented stem-type femoral components: radiographic analysis of loosening. Clin Orthop 141 (1979) 17-27
27. Hardinge K, Porter LM, Jones PR, Hukins DWL, Taylor CJ: measurement of Hip prostheses using image analysis. J Bone Joint Surg Br 73 (5) (1991) 724-728
28. Havelin LI, Vollset SE, Engeseater LB: revision for aseptic loosening of uncemented cups in 4352 primary total hip prostheses. Acta Orthop Scand 66-6 (1995) 494-500
29. Hellinger J: Messmethoden in der Skelettradiologie- Linien, Distanzen Winkel und ihre klinische Bedeutung. Thieme, Stuttgart, New York, 1995, S. 4
30. Hendrich C, Rader CP, Klein G, Oswald B, Kramer C: Interpretationsmöglichkeiten der digitalen Wanderungsanalyse zementfreier PM- Hüfttotalendoprothesen. Z Orthop 135 (1997) 285-291
31. Hilgenpahl R: Zur Hüftendoprothetik. Medizinische Dissertation, Universität Kiel, (1989)
32. Hinrichs F, Boudriot U, Held T, Griss P: 10-Jahres Ergebnisse einer Monobloc-Hüftendoprothesenpfanne. Z Orthop 139 (2001) 212-216
33. Hinrichs F: 10-Jahres-Ergebnisse mit einem zementierte Titan- Aluminium- Vanadium Hüftendoprothesenschaft. Medizinische Dissertation, Universität Marburg, (1998)
34. Hirakawa K, Mitsugi N, Koshino T, Saito T, Hirasawa Y, Kubo T: effect of acetabular cup position and orientation in cemented total hip arthroplasty. Clin Orthop 388 (2001) 135-142
35. Hörmann G: Erfahrung mit der Hüftendoprothese Modell Profile. Medizinische Dissertation Universität Ulm, (1995)
36. Ilchmann T, Markovic L, Joshi A, Hardinge K, Murphy J, Wingstrand H: migration and wear of long-term successful Charnley total hip replacements. J Bone Joint Surg Br 80-3 (1998) 377-381

37. Ilchmann T, Franzen H, Mjöberg B, Wingstrand H: measurement Accuracy in Acetabular Cup Migration. *J Arthroplasty* 7-2 (1992) 121-127
38. Johnston C, Brand R, Crowninshield R: reconstruction of the Hip. *J Bone Joint Surg Am* 61 (1979) 639-652
39. Johnston CR, des Moines MD, Fitzgerald RH, Harris WH, Poss R, Müller ME, Sledge CB: clinical and radiographic Evaluation of Total Hip Replacement. *J Bone Joint Surg Am* 72 (1992) 161-168
40. Karches C: Langzeitergebnisse zementfreier Hüftendoprothesen. Medizinische Dissertation, Universität Würzburg, (1997)
41. Kärrholm J, Snorrason F: migration of Porous Coated Acetabular Protheses Fixed with Screws: Roentgen Stereophotogrammetric Analysis. *J Orthop* 10 (1992) 826-835
42. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ: effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty* 13-5 (1998) 530- 534
43. Knahr K: Aussagekraft der Szintigraphie zur aseptischen Lockerung bei zementierten und zementfreien Hüftendoprothesen. *Z Orthop* 125 (1987) 413-416
44. Krismer M, Tschupik JP, Bauer R, Mayrhofer P, Stöckl B, Fischer M, Biedermann R: Einzelbildröntgenanalyse zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen. *Orthopäde* 26 (1997) 229-236
45. Krüger T, Reichel H, Hein W: Radiologische Phänomene nach Implantation der zementfreien ABG- Hüftendoprothese. *Orthopädische Praxis* 10 (1994) 624-632
46. Krüger T: Röntgenologische und klinische Risikofaktoren nach Implantation der Totalendoprothese der Hüfte- Entwicklung einer Überwachungsstrategie anhand des Patientengutes der Klinik für Orthopädie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. Medizinische Dissertation Universität Halle-Wittenberg, (1990)
47. Liebermann J, Huo M, Schneider M, Salvati E: evaluation of Painful Hip. *Arthroplasties J Bone Joint Surg Br* 75 (1991) 902-907
48. Loehr JF, Munzinger U, Tibesku U: uncemented Total Hip Arthroplasty in patients with Rheumatoid Arthritis. *Clin Orthop* 366 (1999) 31-37
49. Malchau H, Kärrholm J, Wang Yu Xing, Herberts P: accuracy of migration analysis in hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 66-5 (1995) 418-424
50. Maloney WJ, Galante JO, Anderson M, Goldberg V, Harris WH, Jacobs J, Kraay M, Lachiewicz P, Rubash HE, Schutzer S, Woolson ST: fixation, polyethylene wear, and pelvic osteolysis in primary total hip replacement. *Clin Orthop* 369 (1999) 157-164

51. Manaster BJ: from the RSNA refresher courses. total hip arthroplasty: radiographic evaluation. *Radiographics* 16-3 (1996) 645-660
52. Manley MT, Capello WN, DAntonio JA, Edidin AA, Geesink RGT: fixation of Acetabular Cups without Cement in Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 80 (1998) 1175-1185
53. Martell J, Berdia S: determination of Polyethylene Wear in Total Hip Replacements with Use of Digital Radiographs. *J Bone Joint Surg Am* 79 (1997) 1635-1641
54. Massin P, Schmidt L, Engh CA: evaluation of Cementless Acetabular Component Migration. *J Arthroplasty* 4-3 (1989) 245-251
55. Morscher E: Zukunft der Hüftendoprothetik mit oder ohne Knochenzement? *Swiss Med* 9 (1987) 27-44
56. Müller JP, Koch P: Die periartikuläre Ossifikation bei Hüfttotalprothesen. *Orthopäde* 18 (1989) 511-516
57. Murphey MD, Bramble MD, Cook LT, Martin NL, Dwyer SJ: nondisplaced fractures: spatial resolution requirements for detection with digital skeletal imaging. *Radiology* 174 (1990) 865-870
58. Nunn D ,Freeman MAR, Hill PF, Evans SJW: the Measurement of Migration of the Acetabular Component of Hip Prothesis. *J Bone Joint Surg. Br* 71-4 (1989) 629-631
59. Older J: the charnley L.F.A. at 25 years with a world wide review. In: Caton J, Michel F, Picault C.(Hrsg): *Charnley Total Hip Arthroplasty 33 years of world wide experience*. Groupe A.C.O.R.A., Lyon, 1995 S.25-29
60. Önsten I, Carlsson AS, Ohlin A, Nilson JA : migration of acetabular components, inserted with or without cement, in one stage bilateral hip arthroplasty. A controlled, randomised study using Roentgenstereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg Am* 76 (1994) 185-194
61. Oswald B: Optimierung eines computergestützten Messverfahrens für die Schaftwanderung zementfreier Endoprothesen. *Medizinische Dissertation, Universität Würzburg*, (1999)
62. Phillips NJ, Stockley I, Wilkinson JM: direct plain radiographic methods versus EBRA-Digital for measuring implant migration after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 17-7 (2002) 917-925
63. Pollock FH, Whiteside LA: the fate of massive allografts in total hip acetabular revision surgery. *J Arthroplasty* 7-3 (1992) 271-276

64. Rohr A: Langzeitergebnisse der Geradschaftprothese nach M.E. Müller. Medizinische Dissertation, Universität Ulm, (1994)
65. Russe W: Roentgenphotogrammetrie der künstlichen Hüftgelenkspfanne. Verlag Hans Huber, Bern, 1988, S. 17-27
66. Ryd L: roentgen Stereophotogrammetric Analysis of Prosthetic Fixation in the Hip and Knee Joint. Clin Orthop 276 (1992) 56-65
67. Schmidt Ch: Das Verhalten der 3-Phasenzintigraphie bei Hüftgelenksprothesen Z Orthop 128 (1990) 149-153
68. Schneider U, Breusch SJ, Thomsen M, Wirtz DC, Lukoschek M: Einfluss der Implantatposition einer Hüftendoprothese auf die Standzeit am Beispiel des CLS-Schaft. Unfallchirurg 105 (2002) 31-35
69. Shaver SM, Brown TD, Hillis SL, Callaghan JJ: digital edge-detection measurement of polyethylene wear after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 79-5 (1997) 690-700
70. Shih CH, Lee PC, Chen JH, Tai CL, Chen LF, Wu JS, Chang WH: measurement of polyethylene wear in cementless total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 79-3 (1997) 361-365
71. Skeie S, Lende S, Sjoberg E-J, Vollset SE: survival of the Charnley hip in coxarthrosis. Acta Orthop Scand 62-2 (1991) 98-101
72. Sonnenschein, A: Resektion des proximalen Femurendes zur Wiederbeweglichmachung des Hüftgelenkes. Arch Orthop Unfallchirurg 47, (1955) 1-44
73. Sumner DR, Galante JO: advances in osteointegration of cementless total hip replacements. Curr Opin Orthop 3 (1992) 427-435
74. Surin VV, Sundholm K: survival of Patients and Prostheses after Total Hip Arthroplasty. Clin Orthop 177 (1983) 148-153
75. Sutherland ChJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE: a Ten Year Follow-Up of One Hundred Consecutive Müller Curved-Stem Total Hip-Replacement Arthroplasties. J Bone Joint Surg Am 64-7 (1982) 970-982
76. Sychterz CJ, Young AM, Engh CA: effect of radiographic quality on computer-assisted head penetration measurements. Clin Orthop 386 (2001) 150-158
77. Thomas W, Schug M: Über die Bedeutung der Endoprothesenpfanne aus biomechanischer und klinischer Sicht-Vorschlag einer Klassifizierung. Biomed Tech 39 (1994) 222-226

78. Thomson M, v. Strachwitz R, Mau H, Cotta H: Werkstoffübersicht in der Hüftendoprothetik Z Orthop 133 (1995) 1-6
79. Udomikat P, Dorr LD, Wan Z: cementless Hemispheric Porous-Coated Sockets Implanted with Press-Fit Technique without Screws: Average Ten-Year Follow-up. J Bone Joint Surg Am 84 (2002) 1195-2000
80. Udomkiat P, Wan Z, Dorr LD: comparison of preoperative radiographs and intraoperative findings of fixation of hemispheric porous-coated sockets. J Bone Joint Surg Am 83-12 (2001) 1865-1870
81. Uhlenbruck P: Pfannenwanderung bei zementfrei implantiertem Mecring am Hüftgelenk. Medizinische Dissertation, Universität Köln, (1997)
82. Walker PS, Mai SF, Cobb AG, Bentley G, Hua J: prediction of clinical outcome of THR from migration measurements on standard radiographs: a study of cemented Charnley and Stanmore femoral stems. J Bone Joint Surg Br 77, (1995) 705-714
83. Wegryn SA, Piraino DW, Richmond BJ, Schluchter MD, Uetani M, Freed H, Meziane MA, Belhobek GA: comparison of digital and conventionell musculoskeletal radiography: an observer performance study. Radiology 175 (1990) 225-228
84. Wenz W, Buitrago-Tellez C, Blum U, Hauenstein K-H, Gufler H, Meyer E, Rüdiger K: Digitalisierung konventioneller Röntgenaufnahmen. Radiologe 32 (1992) 409-415
85. Wetherell R, Amis A, Heatley F: measurement of Acetabular Erosion. J Bone Joint Surg Br 71 (1989) 447-451
86. Wilkinson JM, Hamer AJ, Elson RA, Stockley I, Eastell R: precision of EBRA-Digital software for monitoring implant migration after total hip arthroplasty. J Arthroplasty 17-7 (2002) 910-916
87. Witzel U: Die knöcherne Integration von Schraubpfannen. In: Perka C, Zippel H (Hrsg): Pfannenrevisionseingriffe nach Hüft-TEP: Standards und Alternativen Einhorn Presse Verlag, Reinbek, 2000, S. 11-16
88. Wroblewski BM, Siney PD: charnley Low-Friction-Arthroplasty of the Hip. Clin Orthop 292 (1993) 191-201
89. Zilkens KW Diagnostik der aseptischen Lockerung von Hüftendoprothesen, Enke, Stuttgart, 1990, S. 20-24

7. Anlagen

7.1 Tabellen zur Inter- und Intraobserveranalyse

Tab.:7.1

Parameter	Korrekturfaktor Pfanne	Pfannenwand. long.1	Pfannenwand. trans.1	Anteversionswinkel	Inklinationswinkel	Kopf- wand. lat.	Kopf- wand. long.
Standardabweichung	0,15mm	0,43mm	0,27mm	0,42°	0,53°	0,24mm	0,32mm
Anzahl N	30	30	30	30	30	30	30

Tabelle 7.1 Interobserveranalyse der Pfanne

Tab.:7.2

Parameter	Korrekturfaktor Schaft	Schaftw. long.2	Schaftw. trans.2	Kortikalisdicke
Standardabweichung	0,16mm	0,43mm	0,45mm	0,27mm
Anzahl N	30	30	30	30

Tabelle 7.2 Interobserveranalyse des Schaftes

Tab.:7.3

Parameter	Korrektur- faktor Pfanne	Pfannen- wanderung long.1	Pfannen- wanderung trans.1	Antevers- ionswinkel	Inklinat- ionswinkel	Kopf- wanderung lat.	Kopf- wanderung long.
Auswertung Manuell SD	0,24mm	0,6mm	0,54mm	0,74°	0,57°	0,46mm	0,44mm
Auswertung mit Wristing SD	0,12mm	0,28mm	0,16mm	0,28°	0,28°	0,17mm	0,21mm
Signifikanz 2-Seitig Wilcoxon- test	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	<0,001
Anzahl N	30	30	30	30	30	30	30

Tabelle 7.3 Intraobserveranalyse der Pfanne

Tab.:7.4

Parameter	Korrektur- faktor Schaft	Schaft- wanderung long.2	Schaft- wanderung trans2	Kortikalis- dicke
Auswertung Manuell SD	0,47mm	0,67mm	0,61mm	0,51mm
Auswertung mit Wristing SD	0,13mm	0,27mm	0,25mm	0,18mm
Signifikanz 2-Seitig Wilcoxon- test	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Anzahl N	30	30	30	30

Tabelle 7.4 Intraobserveranalyse des Schaftes

7.2 Kasuistik der Revisionseingriffe

Im folgenden Abschnitt sind die Revisionseingriffe noch einmal einzeln und ausführlich aufgelistet. Dies erschien aufgrund der geringen Anzahl und der Differenziertheit der einzelnen Verläufe die beste Art, die erhobenen Daten suffizient in die Ergebnisse einzubauen.

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>J,M; 47J; w</u>
<u>Indikation</u>	Dysplasiecoxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	Keine
Voroperationen	Varisierende Korrekturostomie
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	47,53°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 4mm nach kranial Pfanne: 5,1mm nach medial Anteversionswinkel: -3,7° Inklinationswinkel: -8° Kopftranslokation: 2,4mm nach medial Schaftsinterung: 2,1mm Schaft: 3,2mm nach lateral
Überlebenszeit der Prothese	Sechs Jahre und zehn Monate
Besonderheiten	Lockerungssaum am Schaft: Zone 4: 2mm

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>M,D; 59J; m</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Schaftlockerung
Risikofaktoren	BMI: 34, Diabetes mellitus
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Rechts

Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	38,18°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 4mm nach kranial Kopftranslokation: 2,74mm nach medial Schaftsinterung: 5,2mm
Überlebenszeit der Prothese	Neun Jahre und sechs Monate
Besonderheiten	Operation der kontralateralen Hüfte auch mit Hüfttotalendoprothese

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>R,T; 61J; w</u>
<u>Indikation</u>	Revisionseingriff
<u>Indikation für Reoperation</u>	Septische Prothesenlockerung
Risikofaktoren	Keine
Voroperationen	Wagner Cup
Seite der Operation	Links
Komplikationen	Infektion des Hüftgelenkes
Inklinationswinkel bei Implantation	39,74°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 7,2mm nach kranial Pfanne: 14mm nach lateral Anteversionswinkel: +4,8° Inklinationswinkel: +18,6°
Überlebenszeit der Prothese	Ein Jahr und vier Monate
Besonderheiten	Operation der kontralateralen Hüfte auch mit Hüfttotalendoprothese Lockerungssaum Pfanne: Zone 1,2,3: 5mm

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>W,M; 65J; w</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Bruch des Pfannenpolyethylen
Risikofaktoren	Rheumatoide Arthritis

Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	54,0°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 2,9mm nach kranial Pfanne: 2,1mm nach medial
Überlebenszeit der Prothese	Sechs Jahre und einen Monat
Besonderheiten	Operation wegen Pfannenbruch nicht wegen Lockerung Operation der kontralateralen Hüfte auch mit Hüfttotalendoprothese Lockerungssaum am Schaft: Zone 4: 1mm Knochenzysten um die Pfanne

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>B.E; 65J; m</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Septische Prothesenlockerung
Risikofaktoren	Lungenemphysem
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Infektion des Hüftgelenkes
Inklinationswinkel bei Implantation	55,54°
Schaftposition bei Implantation	Varisch
Wanderung	Pfanne: 3,1mm nach kranial Pfanne: 4,1mm nach medial Inklinationswinkel: -4,4°
Überlebenszeit der Prothese	Zwölf Monate
Besonderheiten	Keine

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>L,G; 60J; m</u>
<u>Indikation</u>	Revisionseingriff
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	BMI: 30
Voroperationen	Wagner-Cup
Seite der Operation	Links
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	55,99°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 3,8mm nach kranial Pfanne: 4,5mm medial Anteversionswinkel: +8,2° Schaftsinterung: 2,8mm
Überlebenszeit der Prothese	Zwei Jahre und einen Monat
Besonderheiten	Operation der kontralateralen Hüfte auch mit Hüfttotalendoprothese

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>L,D; 52J; m</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Septische Prothesenlockerung
Risikofaktoren	BMI: 35, Diabetes mellitus
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Frühinfekt noch während des stationären Aufenthaltes.
Überlebenszeit der Prothese	20 Tage
Besonderheiten	keine

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>R,H; 70J; m</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	BMI: 27
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Links
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	47,61°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 5mm nach kranial Pfanne: 9,2mm nach medial
Überlebenszeit der Prothese	Neun Jahre und drei Monate
Besonderheiten	Lockerungssaum am Schaft: Zone 2,3: 2,5mm Periartikuläre Verknöcherungen: Stadium 3

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>S,W; 60J; m</u>
<u>Indikation</u>	Hüftkopfnekrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	Keine
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	50,71°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 5,6mm nach kranial Pfanne: 4,7mm nach medial Inklinationswinkel: -5,75°
Überlebenszeit der Prothese	Sieben Jahre und sechs Monate
Besonderheiten	Hüftankylose seit Kindertagen Operation der kontralateralen Hüfte auch mit Hüfttotalendoprothese

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>W,E; 73J; w</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	Koronare Herzkrankheit, Diabetes mellitus
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Links
Komplikationen	Beckenbodenplastik wegen Pfannenprotrusion
Inklinationswinkel bei Implantation	45,73°
Schaftposition bei Implantation	Valgisch
Wanderung	Pfanne: 5,5mm nach kranial Pfanne: 5,6mm nach medial Anteversionswinkel: +3,2° Inklinationswinkel: -8,2° Kopftranslokation: 3,1mm nach kranial
Überlebenszeit der Prothese	Fünf Jahre und drei Monate
Besonderheiten	Operation der kontralateralen Hüfte auch mit Hüfttotalendoprothese Lockerungssäume Pfanne: Zone 2,3: 4,5mm Schaft: Zone 5,6: 2mm

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>W,L; 71J; w</u>
<u>Indikation</u>	Dysplasiacoxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	Keine
Voroperationen	Osteosynthese nach Sturz
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	53,26°
Schaftposition bei Implantation	Varisch
Wanderung	Pfanne: 4,8mm nach kranial

	Pfanne: 7,2mm nach medial Inklinationswinkel: -6,5°
Überlebenszeit der Prothese	Fünf Jahre acht Monate
Besonderheiten	Lysessäume der Pfanne: Zone 2: 1mm Periartikuläre Verknöcherungen: Stadium 2

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>K,M; 71J; w</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	BMI: 35
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	49,93°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 9,4mm nach kranial Pfanne: 6,2mm nach medial Inklinationswinkel:-6,3° Kopftranslokation: 3,5mm nach medial
Überlebenszeit der Prothese	Sieben Jahre sechs Monate
Besonderheiten	Lysessäume der Pfanne: Zone 1,2,3: 2mm Schaft: Zone 2,6: 2mm

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>L,R; 40J; m</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Traumatische Acetabulumfraktur
Risikofaktoren	BMI: 29
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Links
Komplikationen	Luxation des Hüftgelenkes mit operativer Reposition
Inklinationswinkel bei Implantation	44,2°

Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 4,7mm nach kranial Pfanne: 5,8mm nach medial Anteversionswinkel: +4,9° Schaftsinterung: 2,3mm
Überlebenszeit der Prothese	Drei Jahre fünf Monate
Besonderheiten	Periartikuläre Verknöcherungen: Stadium 3

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>P,H; 66J; w</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	Keine
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Links
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	53,17°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 7,7mm nach kranial Pfanne: 4,9mm nach medial Inklinationswinkel: -11,03° Schaftwanderung: 2,7mm nach medial
Überlebenszeit der Prothese	Acht Jahre einen Monat
Besonderheiten	Lysesaum der Pfanne: Zone3: 2mm

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>N,E; 49J; w</u>
<u>Indikation</u>	Polyarthritische Coxarthrose
<u>Indikation für Reoperation</u>	Aseptische Pfannenlockerung
Risikofaktoren	Rheumatoide Arthritis
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Keine
Inklinationswinkel bei Implantation	43,04°

Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 7mm nach kranial Pfanne: 4,8mm nach medial Kopftranslokation: 1,9mm nach medial Kopftranslokation: 2,1mm nach kranial Schaftsinterung: 4,42 mm
Überlebenszeit der Prothese	Acht Jahre zwei Monate
Besonderheiten	Lysesaum Schaft: Zone 4: 2mm

<u>Patient; Alter bei Op; Geschlecht</u>	<u>L,T; 69J; m</u>
<u>Indikation</u>	Primäre Coxarthrose
<u>Indikation zur Reoperation</u>	Aseptische Schaftlockerung
Risikofaktoren	BMI: 31
Voroperationen	Keine
Seite der Operation	Rechts
Komplikationen	Unterschenkelvenenthrombose und Peroneusparese
Inklinationswinkel bei Implantation	52,87°
Schaftposition bei Implantation	Neutral
Wanderung	Pfanne: 2,5mm nach kranial Anteversion der Pfanne: -3,1° Kopftranslokation: 2,2mm nach medial Schaftsinterung: 9,34mm Schaft: 7,75mm nach medial
Überlebenszeit der Prothese	Neun Jahre vier Monate
Besonderheiten	Lysesäume Schaft: Zone: 2,7,6: 2mm

8. Thesen

1. Die Hüftendoprothetik gehört zu den häufigsten Eingriffen in der Orthopädie. Die Anzahl der implantierten Totalendoprothesen steigt und somit auch die Anzahl der Revisionseingriffe. Um eine suffiziente Lockerungsdiagnostik betreiben zu können, ist es notwendig, die Lockerung frühzeitig zu erkennen, um so eine Zerstörung des Implantatlagers zu verhindern.
2. Die Migrationsmessung ist ein entscheidender Baustein in der Lockerungsdiagnostik und in Punkto Spezifität und Sensitivität anderen Verfahren überlegen.
3. In der Arbeit wird die digitale Migrationsmessung vorgestellt. Sie wird durch das Einscannen der Röntgenbilder und anschließende Auswertung ermöglicht.
4. 52 Prothesen mit Röntgenbildserien von fünf Röntgenbildern über mindestens sieben Jahre wurden auf Wanderungen in Richtungen, die erwiesenermaßen nicht möglich sind, und Abweichungen vom Hauptwanderungsvektor untersucht. Die Unterschiede zwischen den verschiedenen zur Auswahl stehenden Parametern waren statistisch signifikant. Die aussagekräftigsten Referenzpunkte zur Wanderungsanalyse für die Pfanne waren der Pfannenmittelpunkt und die kaudale Begrenzung der Tränenfigur. Die aussagekräftigsten Punkte zur Wanderungsanalyse für den Prothesenschaft waren der laterale Punkt der Prothesenschulter und der mediale Punkt des Trochanter minor.
5. Anhand dieser Punkte und Veränderungen des Inklinationswinkels, Anteversionswinkels und der Größe des Polyethylenabriebs wurde die Migrationsanalyse für das ABG-Prothesenmodell durchgeführt. Insgesamt umfasste die Wanderungsanalyse neun Parameter. Durch Vermessung von konstanten Strukturen wurde an der Pfanne und am Schaft eine Größenkorrektur zur Sicherung der Vergleichbarkeit durchgeführt. Ein möglicher Kortikalisverlust wurde berücksichtigt.
6. Alle Punkte wurden einer Genauigkeitsanalyse unterworfen. Die Grenze lag bei den Winkelmessungen bei 3.2° , bei den Längenmessungen an der Pfanne bei 2mm. Zur Bestimmung des Polyethylenabriebs wurden die Grenzen mit 1,7mm festgelegt. Am Schaft wurden Prothesen mit Lageveränderungen über 2,2mm als gewandert betrachtet.
7. Mit dem Kendalscore sind Aussagen zur Kontinuität der Wanderungsverläufe möglich. Er stellt eine Entscheidungshilfe bei der Auswahl der besten Bezugspunkte dar. Die durch den Kendalscore erhaltenen Ergebnisse wiesen in die gleiche Richtung wie die der Genauigkeitsanalyse.

8. Der dem Programm emanente Interobserverfehler wurde durch das jeweils viermalige Vermessen von 30 Röntgenbilder durch zwei Untersucher ermittelt. Er lag je nach betrachteter Messung zwischen 0,15mm und 0,45mm Standardabweichung für die Längenmessungen und zwischen 0,42° und 0,53° für die Winkelmessungen.
9. Der Intraobserverfehler wurde in vergleichbarer Weise definiert. Er lag je nach betrachteter Messung zwischen 0,12 und 0,28 mm Standardabweichung für die Längenmessungen und bei 0,28° für die Winkelmessungen.
10. Die so ermittelten Ergebnisse bestätigen die Vermutung, dass der Hauptmessfehler in der unterschiedlichen Lagerung der Patienten bei der Röntgenaufnahme zu suchen ist, sodass hier eine Standardisierung der Röntgenuntersuchung zu fordern bleibt.
11. Die Überlegenheit der digitalen Messung in Punkto Genauigkeit und Reproduzierbarkeit wurde durch die Untersuchungen statistisch signifikant belegt.
12. Die ermittelten Parameter zu Messfehler und Intra- und Interobserverfehler des Programms Wristing bestätigen die Vorteile gegenüber anderen in der Literatur verwendeten Migrationsanalysen. Sie bestehen in der Möglichkeit der Auswertung von a.p.-Hüftaufnahmen, kurzen Auswertzeiten sowie einem zeitnahen Röntgenbildvergleich. Außerdem besteht die Möglichkeit der Datenarchivierung, des Vergleiches mit Voruntersuchungen oder Musterfällen. Ausschnittsvergrößerungen durch Zooming sind möglich.
13. In Zukunft sollte die digitale Migrationsmessung aufgrund ihrer höheren Genauigkeit und Zeitersparnis verstärkt im Klinikalltag berücksichtigt werden.
14. Lysesäume in normalen Röntgenbildern bestätigen die Aussage der Migrationsanalyse.
15. Das Auftreten von periartikulären Verknöcherungen wurde dokumentiert. Dies trug zur Bestätigung der Verwendung des Trochanter minor in der Migrationsanalyse bei.
16. Es wurde mit den definitiv bestimmten Punkten eine retrospektive Neun-Jahres-Wanderungsanalyse an einer Auswahl des mit ABG Totalendoprothesen versorgten Patientenkollektives durchgeführt. Die Studierhebung umfasste die Jahre von 1992-2001. Insgesamt wurden 111 Endoprothesen in die Studie eingeschlossen.
17. Die Hauptwanderungsrichtung der ABG-Prothese war an der Pfanne die kranio-mediale und am Schaft die kaudo-mediale Richtung. Der stärkste Polyethylenabrieb kam im kranio-medialen Teil des Inlays vor.

18. Die Wanderung der Prothese erfolgte kontinuierlich, jedoch mit unterschiedlicher Geschwindigkeit. So wanderten die Prothesen in den ersten Jahren stärker als am Ende der Studie. Vorhersagen jährlicher Durchschnittswanderungen sind aufgrund dieser Erhebungen unzulässig.
19. Die jährliche Wanderungsgeschwindigkeit der gelockerten und reoperierten Prothesen war durchschnittlich höher als die der klinisch unauffälligen Prothesen.
20. Die Überlebenszeit aller ABG-Totalendoprothesen, in der auf neun Jahre beschränkten Studie, betrug im Durchschnitt 8,3 Jahre. In Untergruppen schwankte die Überlebenszeit. So betrug die durchschnittliche Überlebenszeit der Prothesen bei Patienten mit Voroperation der Hüfte 6,54 Jahre, bei Patienten ohne vorherige Eingriffe betrug sie 8,48 Jahre. Dieser Unterschied ist statistisch signifikant.

Curriculum Vitae

Felix Schönraht

Geburtsdatum: 25.02.1980

Nationalität: deutsch

Schulbildung

September 1986- Juli 1992
Besuch der Grundschule

Herderschule Leipzig

September 1992- Juli 1998
Besuch des Gymnasiums
Abitur (1998)

**Rudolf-Hildebrand-
Gymnasium Markkleeberg**

Studium

Oktober 1998 – Heute
Studium der Humanmedizin
September 2000 erfolgreiches Bestehen der
Ärztlichen Vorprüfung
September 2001 erfolgreiches Bestehen des
1. Staatsexamens
September 2003 erfolgreiches Bestehen des
2. Staatsexamens

Universität Leipzig

20.10.2003-08.02.2003 1. Terial des
Praktischen Jahres

**Universität Bern
Schweiz**

09.02.2004-30.05.2004 2. Terial des
Praktischen Jahres

Universität Leipzig

Voraussichtlich

31.05.2004-19.09.2004 3. Terial des
Praktischen Jahres

**University of Galway
Irland**

Eidesstattliche Selbstständigkeitserklärung

Ich versichere, das ich für die inhaltliche Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- und Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Es ist mir bekannt, dass ich den Dokortitel nicht führen kann, bevor mir die Promotionsurkunde beziehungsweise eine vorläufige Bescheinigung gemäß §16 der Promotionsordnung ausgehändigt wurde.

Leipzig, 15.05.2004

Felix Schönrrath

Danksagung

Die Anregung zu dieser Arbeit geht auf Herrn Professor Werner Hein zurück, dem mein herzlicher Dank dafür gilt. Bei Herrn Professor Hein bedanke ich mich ausdrücklich für die fachlich wertvollen Hinweise bei der Erstellung der Dissertationsschrift. Zudem ermutigte er mich, Teile dieser Arbeit als wissenschaftliche Publikation und auf einem Kongress zu veröffentlichen.

Herrn Andreas Bach, der das Programm Wristing verfasste und der bei der Weiterentwicklung des Programms zur Vermessung von Hüftendoprothesen sowie der informatischen Umsetzung der einzelnen Messparameter ein für mich entscheidender, jederzeit erreichbarer, und sehr wichtiger Ansprechpartner war, möchte ich danken.

Für die kompetente Unterstützung bei Problemen und Fragen mit der Hardware und Software möchte ich insbesondere Herrn Doktor Klima danken.

Hinweis auf frühere Promotionsversuche und Publikation

Frühere Promotionsversuche

keine

Publikationen, Veröffentlichungen

Vortrag auf dem Deutschen Orthopädenkongress September 2002 zum Thema: Digitale Migrationsmessung in der Hüftendoprothetik

Eingereicht der Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete Mai 2004 Titel: Digitale Migrationsmessung in der Hüftendoprothetik

Leipzig, 15.05.2004

Felix Schönrrath