

**Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik  
der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. Maximilian Rudert**

**Einfluß der Patientenaktivität auf das Abriebverhalten von  
konventionellem Polyethylen mit 28 mm  
Aluminiumoxidkeramikköpfen bei Harris-Galante-Pfannen  
über 12 Jahre**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät der  
Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

**vorgelegt von**

**Alexandra Finn  
aus Schmalkalden**

**Würzburg, Januar 2013**



Referent: Prof. Dr. Christian Hendrich  
Korreferent: Prof. Dr. Maximilian Rudert  
Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 04.09.2013

Die Promovendin ist Ärztin.

Wenn es einen Glauben gibt, der Berge versetzen kann, so ist es der  
Glaube an die eigene Kraft.

[Marie von Ebner-Eschenbach]

<b><u>I. Einleitung</u></b>	<b><u>01</u></b>
<b>I.1. Historische Entwicklung der Hüftgelenk- endoprothetik</b>	<b>01</b>
<b>I.2. Problematik des Polyethylenabrieb in der Endo- prothetik</b>	<b>02</b>
<b>I.3. Ziel der Studie</b>	<b>12</b>
<b><u>II. Material und Methoden</u></b>	<b><u>13</u></b>
<b>II.1. Material</b>	<b>13</b>
<u>II.1.a. Patienten</u>	<u>13</u>
<u>II.1.b. Harris-Galante-Pfanne, Polyethyleninlay, Keramikkopf, Titanschaft</u>	<u>14</u>
<u>II.1.c. Operationsverfahren</u>	<u>16</u>
<u>II.1.d. Nachbehandlung</u>	<u>17</u>
<b>II.2. Methoden</b>	<b>17</b>
<u>II.2.a. Untersuchungen</u>	<u>17</u>
II.2.a.1. Klinische Untersuchungen	17
II.2.a.2. Radiologische Untersuchungen	18
II.2.a.3. Hip Analysis Suite®Version 8.0.4.3	19
<u>II.2.b. Fragebögen</u>	<u>22</u>
II.2.b.1. Soziodemographischer Fragebogen	22
II.2.b.2. Short-Form-36 Health Survey [SF-36]	22
II.2.b.3. Harris-Hip-Score [HHS]	23
II.2.b.4. University of California at Los Angeles-Score [UCLA]	24
II.2.b.5. Extra Short Musculoskeletal Function Assessment Questionnaire-Deutsch [XSMFA-D]	25
<u>II.2.c. Bestimmung der Aktivität</u>	<u>25</u>
II.2.c.1. Accelerometer	25

II.2.c.2. Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen [TWB]	27
II.2.c.3. Freiburger Fragebogen zur körperlichen Aktivität [FFKA]	29
<u>II.2.d. Statistik</u>	<u>29</u>
<b><u>III. Ergebnisse</u></b>	<b><u>30</u></b>
<b>III.1. Patientenkollektiv</b>	<b>30</b>
<b>III.2. Klinische und radiologische Untersuchungen</b>	<b>31</b>
<b>III.3. Abriebverhalten</b>	<b>33</b>
<u>III.3.a. Bedding-in</u>	<u>33</u>
<u>III.3.b. Abriebverhalten mit Bedding-in</u>	<u>35</u>
<u>III.3.c. Abriebverhalten ohne Bedding-in</u>	<u>36</u>
<b>III.4. Fragebögen zu Gesundheit und Beweglichkeit</b>	<b>38</b>
<u>III.4.a. Soziodemographischer Fragebogen</u>	<u>38</u>
<u>III.4.b. Short-Form-36 Health Survey [SF-36]</u>	<u>39</u>
<u>III.4.c. Harris-Hip-Score [HHS]</u>	<u>40</u>
<u>III.4.d. University of California at Los Angeles-Score [UCLA]</u>	<u>40</u>
<u>III.4.e. Extra Short Musculoskeletal Function Assessment Questionnaire-Deutsch [XSMFA-D]</u>	<u>41</u>
<b>III.5. Messinstrumente der Aktivität</b>	<b>42</b>
<u>III.5.a. Accelerometer</u>	<u>42</u>
<u>III.5.b. Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen [TWB]</u>	<u>43</u>
<u>III.5.c. Freiburger Fragebogen zur körperlichen Aktivität [FFKA]</u>	<u>44</u>
<b>III.6. Aktivität</b>	<b>44</b>
<u>III.6.a. Aktivitätsverteilung pro Tag</u>	<u>44</u>

<u>III.6.b. Aktivitätsverteilung pro Jahr</u>	<u>45</u>
<u>III.6.c. Aktive versus inaktive Endoprothesenträger</u>	<u>46</u>
<u>III.6.d. Einfluss der Aktivität auf die Abriebrate</u>	<u>48</u>
III.6.d.1. Korrelationsanalyse der linearen Abriebrate	48
III.6.d.2. Regressionsanalyse der linearen Abriebrate	48
III.6.d.3. Korrelationsanalyse der volumetrischen Abriebrate	49
III.6.d.4. Regressionsanalyse der volumetrischen Abriebrate	49
<u>III.6.e. Klinische Faktoren versus der Aktivität in Bezug auf das Abriebverhalten</u>	<u>50</u>
III.6.e.1. Korrelations- und Regressionsanalyse	50
III.6.e.2. Varianzanalyse	51
III.6.e.3. Testauswertung	52
<b>III.7. Korrelationen der Messinstrumente</b>	<b>53</b>
<b><u>IV. Diskussion</u></b>	<b><u>56</u></b>
<b><u>V. Zusammenfassung</u></b>	<b><u>66</u></b>
<b><u>VI. Literatur- und Abbildungsverzeichnis</u></b>	<b><u>68</u></b>

## **Abkürzungen**

BMI	Body-Mass-Index
b/b*	Koeffizient
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
cm <sup>2</sup>	Quadratzenimeter
cm <sup>3</sup>	Kubikzenimeter
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DPI	Dots Per Inch
et al.	und andere
FFKA	Freiburger Fragebogen zur körperlichen Aktivität
g	Gramm
HHS	Harris-Hip-Score
HG	Harris-Galante
HGP-I/II	Harris-Galante-Pfanne-Typ I/Typ II
kg	Kilogramm
m	männlich
MAX	Maximum
MIN	Minimum
µmm	Mikromillimeter
mm	Millimeter
mm <sup>3</sup>	Kubikmillimeter
Mrad	Milliradian
n	Fallzahl
OP	Operation
p	Überschreitungswahrscheinlichkeit/probability-value
PE	Polyethylen
R	Bestimmtheitsmaß/Pearsons Korrelationskoeffizient
R <sup>2</sup>	quadriertes Bestimmtheitsmaß/quadrierter Korrelationskoeffizient

RA	Rheumatoide Arthritis
RAM	Strangpressung
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SF-36	Short-Form-36 Health Survey
T-Wert	Testprüfgröße des t-Test
TIFF	Tagged Image File Format
TWB	Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen
u.a.	unter anderem
UCLA	University of California at Los Angeles Score
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Poly Ethylene
w	weiblich
XSMFA-D	Extra Short Musculoskeletal Assessment Questionnaire- Deutsch
3D	dreidimensional
%	Prozent
°	Grad

## **I. Einleitung**

### **I.1. Historische Entwicklung der Hüftgelenkendoprothetik**

Im Jahr 1891 wurde der künstliche Hüftgelenkersatz von dem Berliner Chirurgen Themistocles Gluck erwähnt, der erste Konstruktionen aus Elfenbein, Aluminium, Holz, Glas und Stahl entwarf. Er berücksichtigte den Bedarf eines Füllmaterials und propagierte die Verwendung von Kolophonium als Knochenzement. Das erste Elfenbeinimplantat setzte schließlich Hey 1923 ein. Smith-Petersen führte mit der „HipCup“-Muldenarthroplastik nach Glas, Pyrexglas und Bakelit ab 1931 auch Vitallium, eine Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, als Fremdmaterial anstelle von Fettinterponaten ein<sup>81,82</sup>. Es folgten Endoprothesen mit Femurkopfersatz aus Plexiglas, entwickelt von den Brüdern Judet im Jahre 1946, die durch einen Metallstift im Schenkelhals verankert waren<sup>92</sup>. In Europa wurde diese Entwicklung von Merle d`Aubigne, Gosset und Rettig verfolgt, konnte sich jedoch klinisch nicht durchsetzen<sup>10</sup>, da diese Prothesen sehr hohe Lockerungsraten zeigten<sup>39,40,41</sup>. In den USA der 1950er Jahre wurden von Moore und Thompson Kopfhalsprothesen aus Chrom-Kobalt-Legierungen entwickelt, die eine Artikulation mit dem natürlichen Pfannenknorpel eingingen. McKee und Watson-Farrar hingegen implantierten Vitalliumpfannen, die jedoch hohe Druckspannungen erzeugten und für erhebliche Lockerungsraten verantwortlich gemacht wurden<sup>10</sup>. Eine wesentliche Wende in der Endoprothetik stellte sich mit dem Einsatz des Polymethylmetacrylats 1959 durch Sir John Charnley ein.

Nun konnten Pfannen- sowie Schaftkomponenten zementiert werden. Nach initialen Bemühungen mit Teflonpfannen, die einen hohen Abrieb aufwiesen, setzte sich Polyethylen in der „low friction arthroplasty“ mit deutlich niedrigeren Lockerungsraten durch<sup>31</sup>. Mittelmeier entwickelte dagegen mit der Tragrippenprothese eine

zementfrei verankerte Totalendoprothese, der er eine direkte Osseointegration zusprach. Boutin implantierte 1970 in Frankreich erstmals Keramikprothesen, mit Walter und Mittelmeier folgte 1974 auch Deutschland<sup>9,78</sup>.

Das Bestreben nach maximalen Standzeiten durch stetige Verbesserung der Materialeigenschaften, dem Prothesendesign und auch der OP-Technik ließ in Europa 400 verschiedene Modelle zum Einsatz kommen.

## **I.2. Problematik des Polyethylenabrieb in der Endoprothetik**

Die Problematik in der Hüftgelenkendoprothetik lag trotz vieler Bemühungen und innovativer Technologien in dem bereits seit den 1950er Jahren bekannten Problem der abriebbedingten Osteolyse als Ursache einer aseptischen Endoprothesenlockerung<sup>32,74,75</sup>. Das Operationstrauma, ein erhöhter intrakapsulärer Druck und die Makrophagen-induzierte Apoptose des periprothetischen Knochens wurden als Gründe für erhöhte Kopfwanderungsraten diskutiert<sup>4,43,53,70,83,90</sup>. Die abriebbedingte Osteolyse stellt sich dabei als Mediator-induzierte Gewebeinflammation dar<sup>2,35,71,85</sup>. Weiss et al. stellten die Hypothese auf, daß mit dem Vermeiden von Abrieb, eine Osteolyse und damit aseptische Lockerung der Hüftgelenkendoprothese zu vermeiden ist<sup>93</sup>.

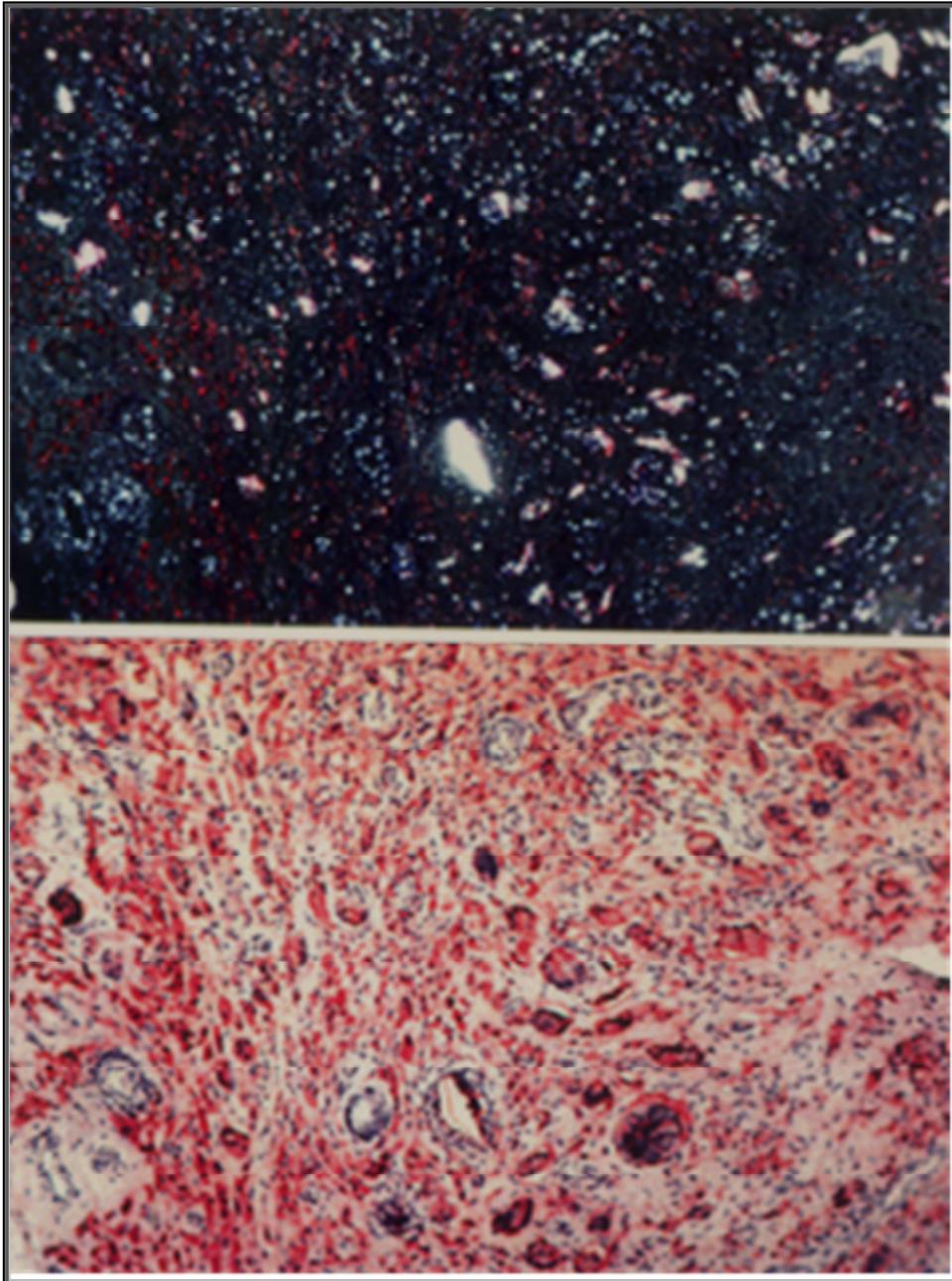


Abbildung 1: oben: Histologie von periprothetischem Gewebe mit doppelbrechenden Polyethylenpartikeln im polarisierenden Licht, unten: Hämatoxylin-Eosin-Färbung von periprothetischem Gewebe mit Darstellung umgebender Makrophagen [Quelle: C. Hendrich]

Klinische Studien konnten eine Korrelation zwischen der Abriebmenge und der Größe der Osteolysen<sup>32,44,62,63</sup> sowie zwischen der Partikelgröße und der reaktiven Osteolyse<sup>8</sup> nachweisen. Polyethylenpartikel lagerten sich im Besonderen in den knöchernen Defektbereichen ab<sup>43</sup>.

Als Einflußfaktoren auf den Polyethylenabrieb werden das Implantat, der Operateur sowie der Patient diskutiert.

Für erstgenannten Einflußfaktor wurde in Bezug auf die Pfanne die zementierte Pfannenimplantation der zementfreien Implantation gegenübergestellt<sup>34</sup>. Bereits 1977 prägte Willert den Begriff der „Zementkrankheit“. Barrack et al. beschrieben in einer Studie von zementierten Hüftgelenkendoprothesen über 12 Jahre bei 44% der Unter-50-jährigen eine revisionsbedürftige Lockerung der Implantate<sup>5</sup>. Ab Mitte der 1980er Jahre wurden erste Pfannen mit porös beschichteten Oberflächen zementfrei implantiert. Die wichtige Schwachstelle des Implantats stellt das Polyethyleninlay dar<sup>19,20,75</sup>. Der Polyethylenabrieb resultiert aus einer druckbedingten Relativbewegung der kontaktierenden Oberflächen von Pfanne und Kopf<sup>77</sup>. Den Fertigungstechniken und Sterilisationsverfahren des Polyethylens werden dabei eine wesentliche Rolle zugeschrieben. Die Presssinterung des Polyethylens zeigte eine mit Martells Methode gemessene um 23-29% geringere jährliche Abriebrate als mit RAM-Extrusionsverfahren gefertigte Polyethylene in einer Gruppe von 92 Implantaten<sup>58</sup>. Konventionelle Polyethylene, sterilisiert mit Gammastrahlung [n=61] in Luftatmosphäre, zeigten im Vergleich mit Gasplasma [n=63] sterilisierten Implantaten eine um 50% geringere Abriebrate von 0,09 mm pro Jahr. Lagerungszeit und Abrieb zeigten dagegen keinen signifikanten Zusammenhang<sup>36</sup>. Da sich die Abriebresistenz proportional zum Quervernetzungsgrad des Polyethylens verhält<sup>60</sup>, wurden mittels 10 Mrad Bestrahlung ultrahochvernetzte Polyethylene entwickelt, die eine höhere Abriebresistenz zeigten<sup>33,54</sup>. Eine Metaanalyse über 5 Jahre von 1038 Hüftgelenkendoprothesen stellte eine um -0,07 mm [-0,10, -0,05] reduzierte lineare Abriebrate für die neueren cross-linked Polyethylene gegenüber den konventionellen Polyethylenen fest<sup>48</sup>. Die Größe des Prothesenkopfes wurde ebenfalls als Einflußfaktor

des Polyethylenabriebes diskutiert. Für 28 mm Chromkobaltköpfe konnte in einem Vergleich mit 32 mm Köpfen über 9,5 Jahre bei 98 Hüftgelenkendoprothesen mit der von Griffith beschriebenen Methode signifikant geringere Abriebraten festgestellt werden<sup>52</sup>. Auch Lachiewicz et al. stellten mit Martells Methode einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Kopfgröße und dem jährlichen volumetrischen Abrieb sowie dem absoluten Abrieb für 36 und 40 mm Chromkobaltköpfe in 102 Hüftgelenkendoprothesen über 5 Jahre fest<sup>50</sup>. Bei 151 HG-II-Pfannen konnte mit der Methode nach Shaver et al. ein signifikanter Unterschied zwischen der Femurkopfpenetration für 22 mm Köpfe mit 0,11 mm/Jahr und 0,17 mm/Jahr für 28 mm Köpfe gemessen werden<sup>67</sup>. Eine weitere entscheidende Rolle wird dem Material des Kopfes zugeschrieben. Den bis in die 1970er Jahre verwendeten mit dem Prothesenschaft verschweißten Metallköpfen folgten erste Entwicklungen eines Steckkopfes u.a. aus Keramik, der sich insbesondere in Europa etablierte. Den keramischen Prothesenköpfen werden weniger systemische Reaktionen nachgesagt, da sie im Gegensatz zu den Metalllegierungen keine Ionen freisetzen<sup>94,99</sup>. Zichner et al. stellten jährliche Abriebraten von unter 0,2 mm für 95% der Aluminiumoxidkeramikköpfe gegenüber 64% der Metallköpfe gegenüber<sup>101</sup>. Hohe lineare Abriebraten von 0,12 mm für 28 mm Chromkobaltköpfe und 0,17 mm für 32 mm Chromkobaltköpfe konnten ebenfalls in Langzeitstudien bestätigt werden<sup>16,25</sup>. Im Gegensatz dazu ermittelte Sychterz et al. bei 32 mm Aluminiumoxidkeramikköpfen [n=81] und 32 mm Chromkobaltköpfen [n=43] lineare Abriebraten von 0,09 mm ± 0,07 für Aluminiumoxidkeramik versus 0,07 mm ± 0,04 für Chromkobalt bei einer Nachuntersuchungszeit von 4 Jahren<sup>88</sup>.



Abbildung 2: 28 mm Aluminiumoxidkeramikkopf [Quelle: CeramTecAG, Plochingen, Deutschland]

Die Vorzüge des keramischen Werkstoffs hinsichtlich mechanischer Stabilität und erhöhter Bruchzähigkeit förderten die Entwicklungen zu keramischen Gleitpaarungen. Nikolaou et al. stellten die Keramik-Keramik-Gleitpaarung in Vergleich mit Metallköpfen und konventionellem sowie cross-linked Polyethylenen. Bei 28 mm Chromkobaltköpfen wurden mittels Messung nach Dorr und Wan in einem Nachuntersuchungszeitraum von 5 Jahren eine lineare Abriebrate von 0,15 mm für das Standardpolyethylen versus 0,06 mm für das cross-linked UHMWP ermittelt. Die Keramik-Keramik-Gleitpaarung zeigte keinen signifikanten linearen jährlichen Abrieb<sup>61</sup>.

Der Einfluß des Operateurs auf den Abrieb beschränkt sich auf die Pfannenpositionierung und die Rekonstruktion des Offsets. Bei 98 Hüftgelenkendoprothesen ergaben sich mittels Radiostereometrieanalyse kein signifikanter Zusammenhang zwischen Inklinationswinkel und der Kopfpenetration sowie Migration der zementierten Pfanne über 2 Jahre<sup>42</sup>. Im Gegensatz dazu zeigten 110 zementfrei implantierte Pfannen nach 10 Jahren erhöhte jährliche lineare [ $0,21 \pm 0,18$  mm] sowie volumetrische [ $160,4 \pm 136,1$  mm<sup>3</sup>] Abriebraten bei Inklinationen über  $40^\circ$ <sup>91</sup>. Auch konnten Patil et al. einen um 40% höheren nach Livermore gemessenen linearen Abrieb bei Inklinationswinkeln über  $45^\circ$  bei 60 Hüftgelenkendoprothesen über 5 Jahre feststellen<sup>66</sup>.

In einer Studie mit 17 doppelseitigen Hüftgelenkendoprothesen mit jeweils unterschiedlichem Offset zeigte sich bei einem Standard-Offset von 35,2 mm eine lineare Abriebrate von 0,21 mm pro Jahr, für das lateralisierte Offset im selben Patienten wurde lediglich eine lineare Abriebrate von 0,1 mm über 6 Jahre gemessen<sup>69</sup>.

Der Patient hat mit seinen verschiedenen Eigenschaften wie Alter, Geschlecht, Gewicht, Körpergröße und Aktivität einen wesentlichen Einfluß auf den Polyethylenabrieb. Bereits Sir John Charnley untersuchte die Parameter Gewicht und Aktivität auf einen Zusammenhang mit dem Abriebverhalten. Die objektive Aktivitätsbestimmung stellte dabei die größte Herausforderung dar<sup>13</sup>. Schmalzried verlangte ein standardisiertes Verfahren zur Bestimmung der Lastwechsel, um die Intensität der Endoprothesenutzung beurteilen zu können<sup>73,77</sup>. Elektronische Beschleunigungssensoren gelten als die zuverlässigsten Meßinstrumente der Patientenaktivität<sup>100</sup>.

In einer Langzeitstudie konnte in 56 Hüftgelenkendoprothesen ein signifikanter Unterschied der linearen Abriebrate in der Gruppe der unter 38-jährigen ermittelt werden<sup>15</sup>.

In einer Pedometer-gestützten Studie von 100 Patienten mit durchschnittlich 59 Lebensjahren [23-82] waren die unter 60-jährigen 34% aktiver als die älteren Studienteilnehmer<sup>100</sup>. 14 Patienten, die zum Zeitpunkt der Implantation durchschnittlich 55 Jahre waren, zeigten eine Abnahme der durchschnittlichen Schrittzahl um 1%, von 2,04 Millionen auf 1,71 Millionen im Verlauf von 11 Jahren. Außerdem verlangsamte sich die Schrittgeschwindigkeit um 9% auf 14 Lastwechsel pro Minute<sup>6</sup>. Schmalzried et al. konnten ebenfalls einen signifikanten Zusammenhang zwischen Alter und Aktivität in einer Pedometer-gestützten Studie nachweisen. Für 49 Patienten unter dem 60. Lebensjahr wurden täglich im Durchschnitt 5732 Lastwechsel gemessen, also 30% mehr als für 62 Patienten, die älter als 60 Jahre waren und durchschnittlich 4400 Lastwechsel am Tag zeigten<sup>73</sup>. Aktivität kann jedoch nicht an Alter oder Geschlecht festgemacht werden, da es hohe interindividuelle Unterschiede gibt<sup>73</sup>. Schmalzried et al. konnten bei 37 Hüftgelenkendoprothesen erstmals zeigen, daß die lineare Abriebrate, bestimmt mit der Methode nach Martell et Berdia, durch die Nutzung und nicht durch die Implantationsdauer beeinflusst wird<sup>76</sup>. Diese Studie zeigte auch eine Korrelation zwischen dem Abrieb und dem männlichen Geschlecht<sup>76</sup>. Auch bei einer Pedometer-gestützten Studie von Zahiri et al. waren von 100 Patienten mit durchschnittlich 59 Lebensjahren [m=48, w=52] die Männer um 30% aktiver als die Frauen<sup>100</sup>. Geschlechtsspezifische anatomische Unterschiede wie Gewichtsverteilung und Schrittmuster, aber auch die verschiedenen Eigenschaften der Synovialflüssigkeit mögen zum Abriebverhalten beitragen<sup>77</sup>. Eine weitere Studie ermittelte im geschlechtsspezifischen Vergleich ebenfalls für 57 Männer mit durchschnittlich 5579 Lastwechseln pro Tag eine um 28% erhöhte Aktivität gegenüber 54 Frauen mit durchschnittlich 4364 täglichen Lastwechseln<sup>73</sup>. Im

Gegensatz dazu waren bei 108 durchschnittlich 48 Jahre alten Patienten im Verhältnis 51 Männern zu 67 Frauen keine Korrelation zwischen Geschlecht und dem Abrieb bei nichtzementierten Pfannen festzustellen<sup>12,45</sup>. Auch Jasty et al. haben bei 128 zementierten Autopsie- und Revisionsimplantaten weder eine Korrelation zwischen dem direkt gemessenen Abrieb und dem Geschlecht oder dem Gewicht feststellen können<sup>38</sup>. Im Gegensatz dazu konnten Livermore et al. bei 385 Hüftgelenkendoprothesen über 10 Jahre mit  $p < 0,05$  einen signifikanten Zusammenhang zwischen der volumetrischen Abriebrate und dem Körpergewicht nachweisen<sup>52</sup>. Bezüglich des Körpergewichtes zeigte sich ein negativer Zusammenhang zur Aktivität in einer Studie von 209 Teilnehmern zwischen 22-82 Jahren, in dem die schwereren Patienten mit Hüftgelenkendoprothesen bei durchschnittlich 5869 Lastwechsel pro Tag eine deutlich geringere Aktivität als die Patienten mit niedrigerem BMI aufwiesen<sup>59</sup>. Auch Schmalzried et al. zeigten bei 173 Patienten mit Körpergewichten zwischen 55-139 kg [Mittelwert 79 kg] eine Korrelation zwischen der nach Martell und Berdia gemessenen Abriebrate und dem Gewicht<sup>76</sup>. Diese Studie zeigte auch bei einer durchschnittlichen Körpergröße von 169 cm eine Korrelation der Abriebrate zur Körpergröße<sup>76</sup>. Im Gegensatz dazu ließ sich in einem Pedometer-unterstützten Gehstest über 20 Meter bei 79 Patienten mit 109 Hüftgelenkendoprothesen kein Zusammenhang zwischen der nach Charnley und Halley ermittelten Abriebrate und der Körpergröße zeigen<sup>23</sup>. Orishimo et al. haben in einer klinischen Studie mit 21 Patienten über 8,5 Jahre die Abriebraten mit der von Martell entwickelten Software Hip32v40<sup>®</sup> mit dem Ziel der Evaluation der Einflußgrößen bei initial unilateraler Hüftgelenkendoprothese und folgendem Hüftgelenkersatz der Gegenseite gemessen. Sie stellten einen Anteil an der Varianz der Abriebwerte zu 61% für Gewicht, Implantat und Aktivität als Gesamtheit fest

und postulierten Meßgenauigkeiten und chirurgische Technik als Ursache der verbleibenden 39%<sup>64</sup>. Damit wurde einerseits die Schwierigkeit in der Beurteilung des isolierten Einflusses der Patientenaktivität auf das Abriebverhalten deutlich, andererseits zeigte sich aber auch die Abhängigkeit des Abriebes vom Meßverfahren selbst. Entscheidend zur korrekten Ermittlung des Abriebes ist vor allem die Genauigkeit des Meßverfahrens<sup>76</sup>.

Die Abriebmessung der Gleitpaarungen kann prinzipiell durch Untersuchungen von Explantaten oder im Simulator, klinisch aber vor allem anhand radiologischer Verlaufskontrollen erfolgen. Die Untersuchung von Explantaten [*post mortem* sowie Revisions-explantate] konnte sich aufgrund fehlender Vergleichsgruppen klinisch nicht durchsetzen. Implantate, bei denen die Indikation zu einer Revisionsoperation gestellt wurde, zeigten einen deutlich höheren Abrieb als die nicht revisionsbedürftigen Totalendoprothesen. Die Anzahl der verfügbaren *post mortem* Explantate stellte eher eine Möglichkeit zur Validierung von klinischen Meßverfahren dar, als daß sie repräsentativ zu Vergleichsstudien eingesetzt werden können<sup>38,86</sup>. Insbesondere im präklinischen Bereich haben Simulatorversuche Bedeutung, da unsichere Faktoren wie Aktivität, Geschlecht und Alter des Patienten exkludiert werden konnten. Die beiden wesentlichen Faktoren der Femurkopfpenetration, Materialverformung und Polyethylenabrieb, ließen sich damit zweifelsfrei bestimmen<sup>68</sup>. Die für klinische Studien geeignete Abriebbeurteilung anhand von Röntgenbildern wurde erstmals *in vivo* 1973 von Sir John Charnley, der von einem ausschließlich vertikal erfolgreichem Abrieb ausging, mit einer einzigen Beckenübersichtsaufnahme vorgestellt. Er beschrieb Meßgenauigkeiten von 0,5 mm bei dem manuellen Vermessen von jeweils einem Röntgenbild pro Patient. Livermore ermittelte mit seinem Verfahren eine Präzision von 0,1 mm bei manueller Messung. Er

nutzte für den Meßvorgang im Vergleich zu Charnley das erste sowie das letzte Röntgenbild und definierte dabei den Abrieb indirekt über die Eindringtiefe des Kopfes<sup>52</sup>. Die Digitalisierung der Röntgenbilder stellte eine wesentliche Neuerung der Datenverarbeitung dar und etablierte digitale Meßverfahren von Devane [Polyware<sup>®</sup>] und Martell [HipAnalysisSuite<sup>®</sup>]. Für die zweidimensionale Analyse waren standardisierte Beckenübersichtsaufnahmen ausreichend, der volumetrische Abrieb konnte aus lateralen Röntgenaufnahmen bestimmt werden. Hip Analysis Suite<sup>®</sup> bietet zusätzlich die indirekte 3D-Analyse über die Beckenübersichtsaufnahmen an. Unter klinischen Bedingungen profitieren Hüftgelenkendoprothesen mit hoher Anteversion von der dreidimensionalen Analyse<sup>56</sup>. Dieses Programm zeigte eine Interobserver-Reliabilität von  $\pm 0,06$  mm und eine Intraobserver-Reliabilität von  $\pm 0,004$  mm, die Meßgenauigkeit lag bei  $0,079 \text{ mm} \pm 0,241 \text{ mm}$ <sup>55</sup>. Um eine präzise Aussage über das Abriebverhalten einer Gleitpaarung treffen zu können, müssen neben einer hohen Meßgenauigkeit der Methode auch direkt postoperativ erhöhte Abriebwerte im Rahmen des Bedding-in berücksichtigt werden. Abriebwerte von bis zu 2 mm wurden bereits im Bedding-in festgestellt<sup>4</sup>. Der Kaltfluß des Polyethylens sowie das „Einschleifen“ des Kopfes in das Polyethylen waren frühestens nach Ablauf von 3 Monaten bis eines Jahres abgeschlossen, anschließend konnte ein geringerer linearer Abrieb gemessen werden<sup>46,67,88</sup>.

Obwohl mit dem Einführen digitaler Meßverfahren präzisere Messungen möglich wurden, konnte für die Patientenaktivität, als von Schmalzried beschriebener wesentlicher Einflußfaktor des Abriebes, bisher kein direkter Zusammenhang mit dem Polyethylenabrieb etabliert werden<sup>77</sup>. Ursächlich dafür mag die Schwierigkeit in der Bestimmung der Patientenaktivität sein. Diese Studie stellte sich gezielt dieser Problematik.

### **I.3. Ziel der Studie**

Ziel der vorliegenden Studie war daher, den Zusammenhang zwischen der linearen jährlichen Abriebrate und der quantitativ erfassbaren Patientenaktivität zu untersuchen. Daneben sollte die klinische Relevanz der unterschiedlichen Meßinstrumente der Patientenaktivität ermittelt werden.

## **II. Material und Methoden**

### **II.1. Material**

#### II.1.a. Patienten

Diese klinische retrospektive Studie untersuchte 82 Patienten mit 104 primären, gut funktionierenden Hüftgelenkendoprothesen ohne Lockerungszeichen, die zwischen 1989 und 2000 in der Orthopädischen Universitätsklinik Würzburg implantiert wurden. Patienten mit Voroperationen am betroffenen Hüftgelenk wurden nicht berücksichtigt. Neben den definierten Implantaten [Harris-Galante-Pfanne, konventionelles PE-Inlay, 28 mm Aluminiumoxid Keramik-kopf] mussten die Patienten eine altersentsprechende Mobilität aufweisen und für die Studie einwilligen. Es sollten nur Patienten mit mindestens 4 Röntgenbildern im a.p.-Strahlengang im ersten postoperativen Jahr und folgenden jährlichen Kontrollaufnahmen bis zu einem minimalen Nachuntersuchungszeitraum von 5 Jahren berücksichtigt werden.

Hüftgelenkendoprothesen mit periacetabulären Osteolysen nach Archibeck<sup>3</sup> und Engh<sup>21</sup> mit mehr als 1 cm<sup>3</sup>, eingeteilt entsprechend der Zonen nach DeLee und Charnley<sup>17</sup> sowie radiologischen Lockerungszeichen der Femurkomponente nach Engh<sup>22</sup> wurden ausgeschlossen. Ein weiteres Ausschlusskriterium waren nach Gruen<sup>27</sup> definierte Aufhellungssäume im Bereich der Schaft-Zement-Grenzfläche.

22 Patienten hatten beidseitige Hüftgelenkendoprothesen. Im Kollektiv fanden sich 56 linksseitige und 48 rechtsseitige Hüftgelenkendoprothesen. Die Geschlechterverteilung zeigte mit 53 implantierten Totalendoprothesen bei Männern und 51 implantierten Totalendoprothesen bei Frauen ein ausgeglichenes Verhältnis. Das durchschnittliche Alter zum Zeitpunkt der Implantation lag mit einem Minimum von 38 und einem Maximum von 72 bei 58

Lebensjahren. Zum Zeitpunkt der Studie waren lediglich 9 Patienten jünger als 60 Lebensjahre. 89% der Patienten waren im Ruhestand oder aus nicht muskuloskeletalen Gründen berufsunfähig. Der BMI der Studienteilnehmer betrug durchschnittlich 28. Das Körpergewicht lag bei durchschnittlich 80 kg [41-165, Standardabweichung 16].

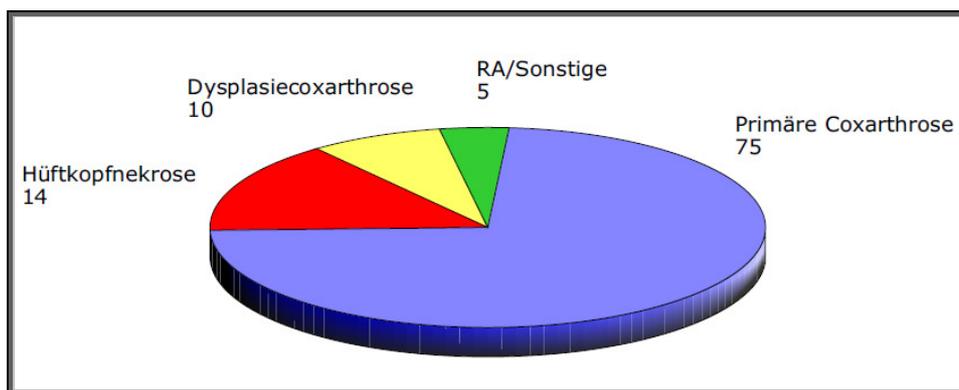


Diagramm 1: Übersicht der Diagnosenverteilung des Patientenkollektives

Bei 75 Hüftgelenken [72%] wurde mit der Primären Coxarthrose die Indikation zur Implantation einer Hüftgelenkendoprothese gestellt. 13% der Patienten [14 Hüftgelenke] hatten eine Femurkopfnekrose und 10% der Patienten [10 Hüftgelenke] eine Dysplasie. Bei weiteren 5 Patienten [5%] waren andere Indikationen wie beispielsweise eine Rheumatoide Arthritis festzustellen.

### II.1.b. Harris-Galante-Pfanne, Polyethyleninlay, Keramikkopf, Titanschaft

Die Harris-Galante [I/II]<sup>®</sup>-Pfanne [Zimmer Warsaw, Indiana, USA] gehört zu den modularen Pfannen. Sie besteht aus einer Titan-6-Aluminium-4-Vanadium Schale von 1,5 mm Dicke und hat eine poröse Oberfläche aus Reintitan<sup>30</sup>. Die Porosität des Titannetzes beträgt 50%. Die Poren haben einen Durchschnitt von 300 µm<sup>26,49</sup>. Das Implantat ist in den Größen von 44 mm bis 70 mm

Durchmesser in jeweils 2 mm Schritten verfügbar. Die Pfanne ermöglicht dem Operateur die Platzierung von Pfahlschrauben von 4,5-5,1 mm Durchmesser unterschiedlicher Längen.



Abbildung 3: Harris-Galante-Pfanne mit zwei Pfahlschrauben [Quelle: C. Hendrich]

Ein austauschbares Polyethyleninlay wird in der Pfanne mittels Titanhaken verklemmt. Das Inlay wurde mit 3 Mrad Gammabestrahlung in Luftatmosphäre behandelt. Die Inlays sind von 4,3 mm bis 16,3 mm Dicke, abhängig von der Pfannengröße, in 1 mm Schritten an Dickenzunahme verfügbar.

In unserem Patientenkollektiv wurden ausschließlich mit 2-4 Schrauben fixierte HG[I/II]<sup>®</sup>-Pfannen [Zimmer Warsaw, Indiana, USA] und 28 mm BioloX<sup>®</sup> forte Köpfe [CeramTec AG Plochingen, Deutschland] verwendet. Die Köpfe standen mit drei verschiedenen

Halslängen zur Verfügung. 57 zementierte Müller™Geradschäfte [Protek, Bern, Schweiz] sowie 47 zementlose Bicontact®Schäfte [Aesculap, Tuttlingen, Deutschland] wurden verwendet.

### II.1.c. Operationsverfahren

Zur präoperativen Planung wurden die Beckenübersichtsaufnahme und eine Aufnahme nach Lauenstein eingesetzt. Die Implantation der Hüftgelenkendoprothesen erfolgte in Intubationsnarkose oder Spinalanästhesie ausschließlich in Rückenlage. Perioperativ wurde eine Single Shot Antibiose mit 2 g Cefazolin intravenös appliziert. Alle Operateure verwendeten den transglutealen Zugang, bei dem die ventralen Anteile des Musculus gluteus medius im sehnigen Bereich am Trochantermassiv abgelöst wurden. Nach Exzision der Hüftgelenkscapsel konnte das Gelenk luxiert und die intertrochantäre Resektionslinie dargestellt werden. Die Osteotomie erfolgte in einem Winkel von 45° zur Schaftachse. Nach der Kapsulektomie wurden Raffelfräsen in aufsteigender Reihenfolge gemäß der präoperativen Planung bis zur Darstellung des spongiösen Pfannengrundes eingesetzt. Nach dem Einbringen von autologer Spongiosa in den Pfannengrund wurde die Originalpfanne gemäß der Größenbestimmung der zuletzt genutzten Fräse eine Nummer größer im Durchmesser eingeschlagen. Als Schutz gegen eine Pfannenrotation wurden zwischen 2 und 4 Pfahlschrauben verwendet. Es schloß sich die Platzierung des Polyethyleninlays an. In der Viererposition konnte der Schenkelhals nachreseziert und die femorale Markhöhle eröffnet werden. Es schloss sich das Einbringen der verschiedenen Raspeln in aufsteigender Größenordnung bis zum kortikalen Kontakt an. Der Schaft mit Zielgröße wurde unter Kontrolle der Antetorsion bei guter Verklebung eingebracht.

Bei Verwendung der Müller™Geradschäfte [Protek, Bern, Schweiz] wurde Refobacin Palacos® [Merck, Darmstadt, Deutschland] einge-

setzt. Nach abschließender Reposition und schichtweisem Wundverschluss erfolgte eine Röntgenkontrolle im anteroposteriorem Strahlengang.

#### II.1.d. Nachbehandlung

Prinzipiell wurde eine Mobilisation ab dem ersten postoperativem Tag mit 20 kg Teilbelastung und der Vier-Punkte-Gang ab der sechsten postoperativen Woche erlaubt. Zur Ossifikationsprophylaxe empfahl sich die tägliche Einnahme von Indometacin unter Protonenpumpeninhibition für die Dauer von 14 Tagen, alternativ eine einmalige Bestrahlung mit 7 Gray.

### **II.2. Methoden**

#### II.2.a. Untersuchungen

Die Patienten wurden klinisch untersucht und eine Röntgenuntersuchung des betroffenen Hüftgelenkes zur Verlaufskontrolle gefertigt. Das Accelerometer wurde für die Patienten programmiert und zeichnete für die folgenden 5 Tage ab Untersuchungstag die Lastwechsel der Patienten auf. Es schlossen sich Vermessungen der Röntgenbilder sowie die Auswertung der Aktivitätsmessung an.

##### II.2.a.1. Klinische Untersuchungen

Die klinischen Untersuchungen beurteilten den Lokalbefund, das Bewegungsausmaß des Hüftgelenkes sowie das Gangbild des Patienten. Beckengeradstand, Beinlängendifferenz und Trendelenburgzeichen wurden geprüft. Mit dem Thomas-Handgriff wurde eine etwaige Hüftbeugekontraktur ermittelt.

Neben der Provokation eines Leistendruckschmerzes, Trochanterdruckschmerzes, Rüttel-, Zug- oder Stauchungsschmerzes wurde jeder Patient aufgefordert, seine Aktivität relativ zu dem Aktivitätslevel anderer Menschen mit einer visuellen Analogskala einzu-

schätzen. Diese war eine horizontale Linie von 10 cm, die von links nach rechts ansteigende Aktivität darstellte. Der Untersucher schätzte die Patientenaktivität ebenfalls anhand einer visuellen Analogskala ein. Ein standardisierter Gehstest ermittelte die notwendige Zeit für eine Gehstrecke von 25 Metern inklusive einer 180° Wendung. Zudem gaben die Patienten ihre maximale schmerzfreie kontinuierliche Gehstrecke an. Orthopädische Hilfsmittel wurden erfragt.

#### II.2.a.2. Radiologische Untersuchungen

Am Nachuntersuchungstag wurden eine Beckenübersichtsaufnahme und eine Aufnahme des Hüftgelenkes nach Lauenstein gefertigt.

Periacetabuläre Osteolysen wurden nach Archibeck<sup>3</sup> und Engh<sup>21</sup> definiert und den Zonen nach DeLee und Charnley<sup>17</sup> zugeordnet. Radiologische Lockerungszeichen der Femurkomponente nach Engh<sup>22</sup> sowie nach Gruen<sup>27</sup> definierte Aufhellungssäume im Bereich der Schaft-Zement-Grenzfläche wurden ebenfalls bestimmt.

Die Abriebmessungen berücksichtigten die intraoperativen Aufnahmen sowie die Verlaufskontrollen nach 14 Tagen, 3 Monaten und die Röntgenaufnahme nach dem ersten postoperativen Jahr. Weiterführende Jahreskontrollen bis zum mindestens 5. postoperativen Jahr lagen regelhaft vor. Nachfolgende Röntgenaufnahmen bis zum Nachuntersuchungstag wurden bei Erfüllen der Studienkriterien berücksichtigt.

Um eine exakte Abriebmessung zu gewährleisten, musste der Strahlengang zentral eingestellt und die Symphyse in der Mitte der Aufnahme platziert sein. Die Filmfolie hatte eine Größe von 43 cm Breite und 36 cm Höhe und war in einem Abstand von 1020 cm von der Röntgenröhre belichtet worden. Eine Ausnahme stellten dabei die intraoperativen quadratischen Rasteraufnahmen mit 40 cm Seitenmaß dar.

Die konventionellen Röntgenaufnahmen wurden mit einem Optotech<sup>®</sup>DD10 Scanner von Zeiss-Optik [Oberkochen, Baden-Württemberg, Deutschland] und einem Scanner Diagnostic PRO Advantage<sup>®</sup> von Vidar Systems Corporation [Herndon, Virginia, USA] in chronologischer Reihenfolge eingescannt. Die Softwarevoraussetzung des Vermessungsprogrammes ermöglichte den Vergleich von TIFF-gestützten Dateien mit im Original DICOM Format [DICOM Int. AG, Kriens, Schweiz] gefertigten Verlaufskontrollen.

Insgesamt wurden in dieser Studie 1203 Beckenübersichtsaufnahmen berücksichtigt. Dabei zeigte sich eine Streubreite von 4 bis maximal 26 Röntgenbildern pro Patient.

Es wurden zur Beurteilung des Abriebes im Durchschnitt 12 Röntgenaufnahmen pro Totalendoprothese untersucht. Das durchschnittliche Zeitintervall zwischen zwei Beckenübersichtsaufnahmen lag bei 75 Tagen, im Maximum bei 218 Tagen. Zwei Hüftgelenkendoprothesen mussten aufgrund mangelhafter Röntgenkontrollen ausgeschlossen werden.

#### II.2.a.3. Hip Analysis Suite<sup>®</sup>Version 8.0.4.3

Die Abriebmessungen erfolgten mit Hip Analysis Suite<sup>®</sup> in der Version 8.0.4.3 anhand von Beckenübersichtsaufnahmen<sup>55</sup>. Für dieses Verfahren wurde eine Messgenauigkeit von  $0,079 \text{ mm} \pm 0,241 \text{ mm}$  angegeben<sup>55</sup>.

Der Programmmodus „2D paired analysis“ ermöglichte den Vergleich postoperativer Röntgenfilme, der gesamte Messvorgang für einen Patienten wurde im Programmmodus „unpaired analysis mode“ abgeschlossen. Die Ergebnisse jeder personenbezogenen Abriebmessung speicherte Hip Analysis Suite<sup>®</sup>Version 8.0.4.3 im „PatientFile“.

Der Femurkopf stellte den Referenzpunkt mit drei marginalen Markierungen dar. Die Markierung der Horizontaltangente erfolgte mittels der distalen Punkte der Tuberositas ischii, alternativ der Köhler`schen Tränenfigur beider Seiten.

Drei Femurkopfrandpunkte sowie der Ober- und Unterrand der Pfanne wurden markiert.

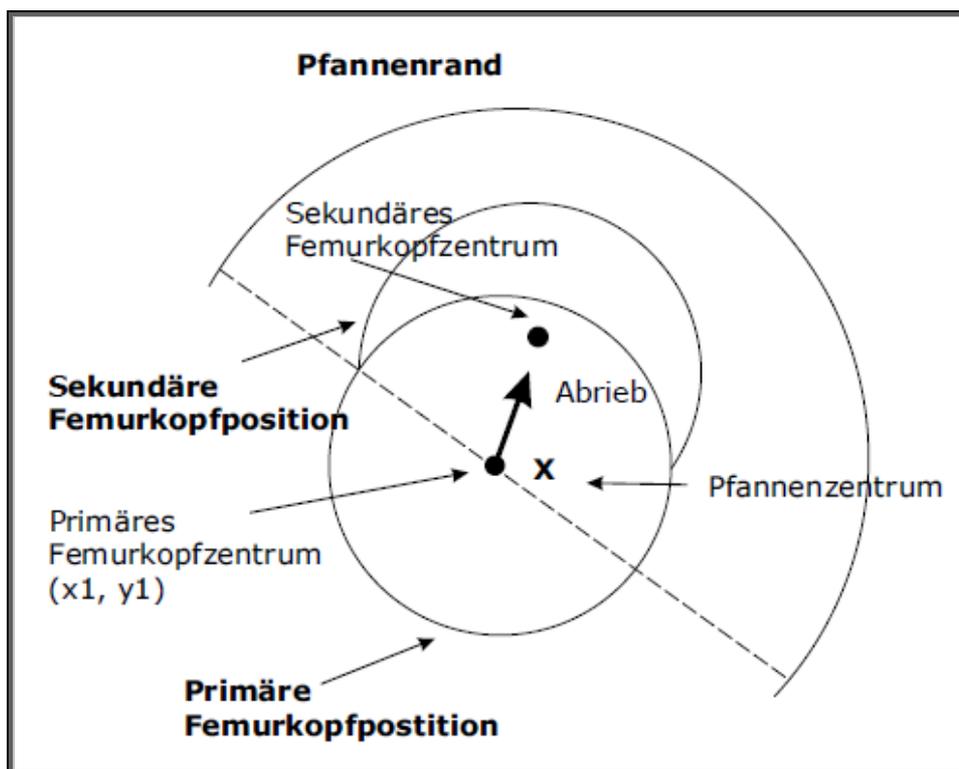


Abbildung 4: Darstellung der Bezugspunkte in der Abriebmessung

Hip Analysis Suite<sup>®</sup> überzeichnete anschließend das Röntgenbild mit Halbkreisen unter Berücksichtigung des Femurkopfmittelpunktes sowie des Pfannenzentrums. Die Funktion „SplitROI“ berücksichtigte bei Inkongruenz eine steil oder flach implantierte Pfanne, die Funktion „Advanced“ zeichnete den Pfannenrand oder Femurkopf manuell.

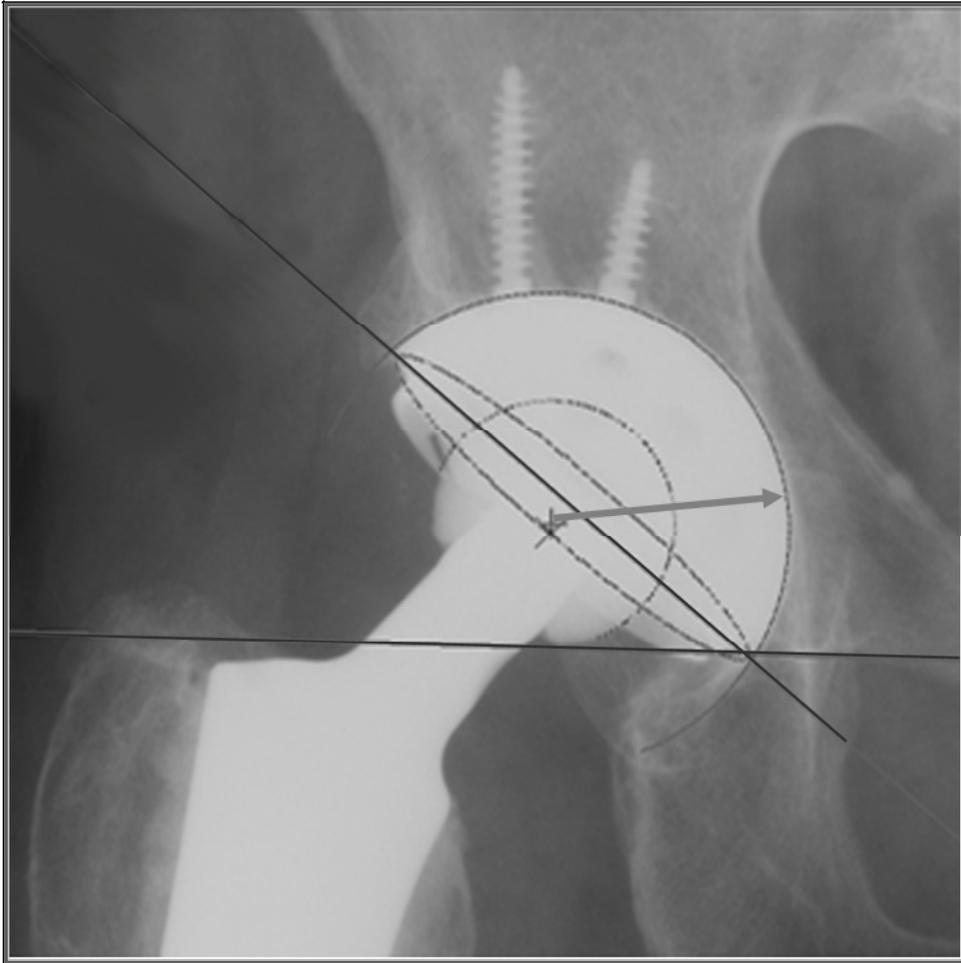


Abbildung 5: Radiologische Darstellung der Bezugspunkte mit Hip Analysis Suite®Version 8.0.4.3

Das Programm errechnete den Verschiebevektor des Femurkopfes gegenüber dem zentralen Pfannenpunkt.

Hip Analysis Suite® errechnet den volumetrischen Abrieb des Polyethyleninlays auf der Grundlage der am Anfang markierten Femurkopfgröße.

Der Bedding-in-Effekt wurde nach Sychterz et al. durch den schrittweisen Vergleich der jährlichen linearen Abriebraten bestimmt<sup>87</sup>.

Die Zeitspanne des Kaltflusses des Polyethylens wurde als Ausbleiben des signifikanten Unterschiedes im *t*-Test definiert.

## II.2.b. Fragebögen

### II.2.b.1. Soziodemographischer Fragebogen

Der soziodemographische Fragebogen erfasste Alter, Geschlecht, Familienstand sowie die mit im Haushalt lebenden Personen. Die Patienten gaben ihren schulischen und beruflichen Werdegang an und beschrieben ihre berufsassoziierte körperliche Belastung. Der aktuelle Erwerbsstatus wurde dokumentiert.

### II.2.b.2. Short-Form-36 Health Survey [SF-36]

Bullinger et al. übersetzten einen im amerikanischen Raum weit verbreiteten krankheitsunspezifischen Fragebogen.

Folgende acht Kriterien, die eine Bewertung der Lebensqualität verlangten, fanden Berücksichtigung: Generelles Gesundheitsempfinden, mentale Verfassung, Vitalität, Schmerzempfinden, soziale Funktionsfähigkeit, das Erfüllen der Rollenanforderung körperlich wie emotional sowie die physikalische Funktion<sup>11</sup>.

Es standen vorgegebene Antwortmodule wie nicht eingeschränkt/ etwas eingeschränkt/ stark eingeschränkt bzw. nie/ selten/ manchmal zur Verfügung. Zutreffende Antworten wurden mit Punkten bewertet.

Bei maximaler Funktionalität und subjektiv wahrgenommenem Wohlbefinden wird ein maximaler Punktwert von 36 erreicht.

**Schmerzstärke**

In den folgenden Fragen geht es um Ihre Schmerzen im Hüftgelenkbereich. Kreuzen Sie bitte an, wie stark Sie Ihre Schmerzen empfinden. Sie können Ihre Angaben jeweils auf einer Skala von 0-10 abstimmen. Der Wert 0 bedeutet, dass Sie keine Schmerzen haben. Der Wert 10 bedeutet, dass Sie unter Schmerzen leiden, wie Sie für Sie nicht stärker vorstellbar sind. Mit den dazwischenliegenden Werten können Sie Abstufungen vornehmen.

Geben Sie zunächst Ihre durchschnittliche Schmerzstärke während der letzten 4 Wochen an.

[0]	[1]	[2]	[3]	[4]	[5]	[6]	[7]	[8]	[9]	[10]
keine Schmerzen										stärkere vorstellbare Schmerzen

Geben Sie jetzt bitte Ihre größte Schmerzstärke während der letzten 4 Wochen an.

[0]	[1]	[2]	[3]	[4]	[5]	[6]	[7]	[8]	[9]	[10]
keine Schmerzen										stärkere vorstellbare Schmerzen

Abbildung 6: Auszug aus dem SF-36 für das Kriterium Schmerzempfinden

### II.2.b.3. Harris-Hip-Score [HHS]

Es handelt sich um ein krankheitsspezifisches Scoresystem, das vor allem die Variablen Schmerz und Funktion betrachtet.

Das erstmals 1969 von Harris eingesetzte System stellte einen Erfassungsbogen zur Beurteilung des Operationsergebnisses dar.

Das Bewegungsausmaß, die Funktionalität im Alltag und das Gangbild wurden bewertet. Klinisch etablierten Verfahren wie die Neutral-Null-Methode, das Trendelenburgzeichen und der Thomas-Handgriff fanden Anwendung. Die Beinlänge definierte sich an der Strecke zwischen Spina iliaca anterior superior und dem Malleolus fibularis.

Der Punktwert war entsprechend der Intervalle bei 100-90 mit sehr gut, zwischen 89-80 als gut, zwischen 79-70 als befriedigend und weniger als 69 Punkte mit schlecht zu bewerten<sup>29</sup>.

Der Harris-Hip-Score ist eines der meist genutzten Systeme zur Bewertung einer implantierten Hüftgelenkendoprothese<sup>84</sup>.

#### II.2.b.4. University of California at Los Angeles-Score [UCLA]

Es handelte sich bei dem UCLA um einen subjektiven Test, bei dem Patienten das eigene Bewegungsausmaß sowie die Kraftentwicklung einschätzten<sup>1</sup>.

Er erfaßte geschlechtsunabhängig die allgemeine Bewegungsaktivität in 10 möglichen Feststellungen. Körperliche Inaktivität bzw. Bettlägerigkeit stellte sich beispielsweise mit dem Wert 1 dar, Vereinssportarten oder gelenkbelastende Aufprallsportarten mit Werten zwischen 8 und 10. Eine Punktzahl von 10 war gleichbedeutend für maximale Aktivität inklusive der regelmäßigen Durchführung von Kontaktsportarten.

**Bitte schätzen Sie Ihre derzeitige Leistungsfähigkeit ein.**  
Bitte nur einen Punkt ankreuzen.

- Ich bin absolut inaktiv, bettlägerisch oder nicht in der Lage, das Haus zu verlassen.
- Ich bin größtenteils inaktiv und auf die minimalen Aktivitäten des täglichen Lebens beschränkt.
- Ich nehme gelegentlich an gemäßigten Aktivitäten wie Spaziergängen oder beschränkter Gartenarbeit teil.
- Ich nehme regelmäßig an gemäßigten Aktivitäten wie Spaziergängen oder beschränkter Gartenarbeit teil.
- Ich nehme gelegentlich an gemäßigten Aktivitäten wie Schwimmen oder unbeschränkter Haus- und Gartenarbeit teil.
- Ich nehme regelmäßig an gemäßigten Aktivitäten wie Schwimmen oder unbeschränkter Haus- und Gartenarbeit teil.
- Ich nehme gelegentlich an sportlichen Aktivitäten wie Radfahren teil.
- Ich nehme regelmäßig an sportlichen (Vereins-) Aktivitäten wie Kegeln, Golf oder einer Mannschaftssportart teil.
- Ich nehme gelegentlich an Kontaktsportarten wie Turnen, Joggen, Tennis, Skifahren, Fußball oder starker körperlicher Arbeit teil.
- Ich nehme in großem Umfang an Kontaktsportarten wie Turnen, Joggen, Tennis, Skifahren, Fußball oder starker körperlicher Arbeit teil.

Abbildung 7: UCLA- Fragebogen

#### II.2.b.5. Extra Short Musculoskeletal Function Assessment Questionnaire-Deutsch [XSMFA-D]

Dieser Fragebogen wurde aus dem englischen Short Musculoskeletal Function Assessment Questionnaire entwickelt, um eine erhöhte Praktikabilität zu gewährleisten.

Es handelte sich um eine verkürzte Fassung mit 4 Fragen zu Beeinträchtigungen sowie 12 Fragen zur Funktionalität, die mit gar nicht schwierig/ mäßig schwierig/ ein wenig schwierig/ sehr schwierig und unmöglich zu kategorisieren waren.

Dieser Fragebogen schätzt einerseits die Funktionalität durch den Patienten, andererseits durch den Untersucher anhand einer visuellen Analogskala ein.

Ein Punktwert zwischen 0 und 100, bezogen auf eine Woche Krankheitserleben, war zu erreichen<sup>96</sup>.

#### II.2.c. Bestimmung der Aktivität

##### II.2.c.1. Accelerometer

Das Accelerometer/StepWatch<sup>®</sup> Acticity Monitor [Orthocare Innovations LLC, Mountlake Terrace, WA] ist ein am lateralen Fußgelenk positioniertes Beschleunigungsmeßgerät. Es wurde lediglich während der Nacht abgelegt und zeichnete die Lastwechsel der folgenden 5 Tage auf.

Er registrierte über einen freien Gewichtsarm eine Positionsänderung bei Gewichtsverschiebung. Damit erkannte er lastwechselbedingte Positionsänderungen. Mit der Aufzeichnung der Mobilität war ein Rückschluss auf die Gesamtaktivität und auch auf die Bewegungsintensität der Patienten möglich.

Der StepWatch™Activity Monitor registrierte die Anzahl der Lastwechsel beim Gehen und reagierte auf die vertikale Beschleunigung des Körpers.

Es wurden die Lastwechsel pro Minute sowie maximale Lastwechsel pro 1, 5, 20, 30 und 60 Minuten gemessen.

Der StepWatch™Activity Monitor speicherte dabei die Lastwechsel innerhalb der verschiedenen Aktivitätsniveaus.

Niedrige Lastwechsellniveaus wurden mit 1-15 Lastwechseln pro Minute, mittlere Lastwechsellniveaus bis 40 Lastwechseln pro Minute und hohe Lastwechsellniveaus ab 41 Lastwechseln pro Minute angegeben.

Somit waren Angaben über die Dauer der Aktivität sowie die Frequenzen der Positionsänderungen möglich.

Außerdem konnten unabhängig voneinander die 30 aktivsten Minuten eines Tages als PeakActivityIndex erfasst werden [Ortho-care Innovations LLC, 2009].



Abbildung 8: StepWatch™ActivityMonitor am linken Sprunggelenk

### II.2.c.2. Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen [TWB]

Der Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen bestand aus 9 Fragen zu den Kategorien Arbeit, Sport, Treppen, Garten, Einkaufen, Haushalt, Handwerk, Gehen zu Fuß und sonstigen Aktivitäten.

Die Patienten machten Angaben für den Zeitraum des Tragens eines Accelerometers [168 Stunden]. Dabei wurden aktive sowie inaktive Zeiträume erfasst, so dass ein Aktivitätstagebuch erstellt werden konnte<sup>98</sup>. Die Auswertung erfolgte durch Ermittlung eines Gesamtscores.

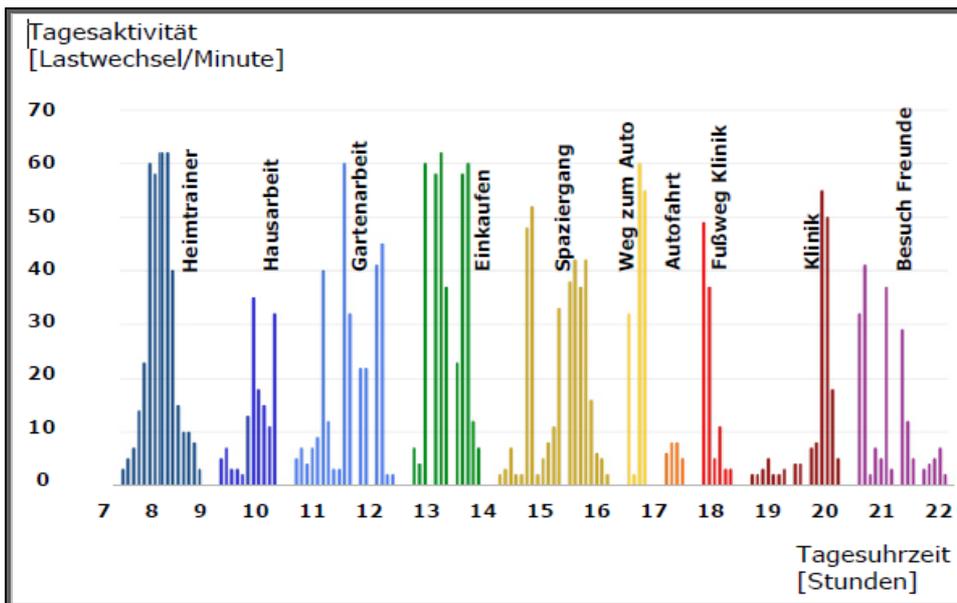


Abbildung 9: Accelerogramm des StepWatch™ActivityMonitor mit Angabe der Aktivitäten mittels des Täglichen Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen

Der TWB zeigte hohe Korrelationen zu den tatsächlich durchgeführten Lastwechseln bei spezifischer Fragestellung nach endoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes<sup>97</sup>.

**Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätenbogen  
TWB**

Name ..... Datum .....

Gewicht ..... Größe .....

Alter ..... Geschlecht  weiblich  männlich

---

**Anleitung zum Ausfüllen:**

Bitte füllen sie diesen Fragebogen am ende des Tages aus. Dieser Fragebogen soll die Aktivitäten eines Tages erfassen

---

1. Haben Sie heute gearbeitet ?  ja  nein

Wenn ja:

a. Was haben Sie gearbeitet ? .....

b. Wie lang ? .....

c. Ihre berufliche Tätigkeit beinhaltet hauptsächlich:

sitzende Tätigkeit ( Büro, Student etc. )

mäßige Bewegung ( Handwerker, Hausmeister, Hausfrau etc. )

Abbildung 10: Auszug aus dem Täglichen Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen

### II.2.c.3. Freiburger Fragebogen zur körperlichen Aktivität [FFKA]

Der Freiburger Fragebogen zur körperlichen Aktivität ermittelte die Quantität der Aktivität nach subjektiver Einschätzung des Patienten. Die Aktivitäten „Gehen“ und „Treppensteigen“ standen als Basisaktivitäten in einer Subskala im Vordergrund, so dass auch Aktivitäten im niedrigen Niveau berücksichtigt werden konnten.

Insgesamt wurden dem Patienten 8 Situationen präsentiert, die das Ausmaß der täglichen Bewegung konkretisierten. Eine weitere Subskala erfragte gezielte sportliche Aktivitäten wie Tanzen und Kegeln<sup>24</sup>. Die Summe der Gesamtaktivitätszeit errechnete sich in Stunden pro Woche. Der Wertebereich des Fragebogens war nicht geschlossen.

### II.2.d. Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS [SPSS Inc., Chicago, USA]. Der Kolmogorov-Smirnow-Test prüfte Normalverteilungen. Korrelationen wurden mittels Spearmans Rho ermittelt. Der Student-*t*-Test verglich stetige und der Chi-Quadrat-Test kategoriale Variablen. Die eindimensionale Regressionsanalyse wurde genutzt, um den Effekt der Einflußparameter auf die Abiebrate zu bestimmen. Der quadrierte Korrelationskoeffizient stellte den Anteil an der Zielgröße dar, der durch die zu untersuchende Variable verursacht wurde. Die Messinstrumente wurden intervall-, rang- und nominalskaliert auf Signifikanz [ $p < 0,05$ ] untersucht.

### **III. Ergebnisse**

#### **III.1. Patientenkollektiv**

Es ließen sich ursprünglich 130 Patienten ermitteln, die die Einschlußkriterien hinsichtlich Primärimplantation von Harris-Galante-Pfannen ohne Voroperationen an dem betroffenen Hüftgelenk zwischen 1989 und 2000 erfüllten.

Diese wurden mit Ausnahme von 13 Patienten, die nicht mehr zu ermitteln waren, telefonisch kontaktiert und über den Studienaufbau informiert. Weitere 32 Patienten konnten aufgrund stark eingeschränkter Mobilität nicht berücksichtigt werden. Ein Patient war während der 5 Dokumentationstage aufgrund einer kardiovaskulären Grunderkrankung verstorben, eine andere Patientin mußte aufgrund eines Hüftgelenkendoprothesenwechsels in einem anderen Haus ausgeschlossen werden, eine weitere Patientin zeigte klinisch sowie radiologisch die Indikation zum Endoprothesenwechsel.

Somit fanden sich für diese retrospektive Studie 82 Patienten, die die Einschlußkriterien erfüllten und ihr Einverständnis gaben.

Es konnten insgesamt 63% des ursprünglichen Patientenkollektives zur klinischen sowie radiologischen Verlaufskontrolle untersucht werden. Für diese retrospektive Studie ergab sich eine durchschnittliche Nachuntersuchungszeit von 12 Jahren [5-16, Standardabweichung 2].

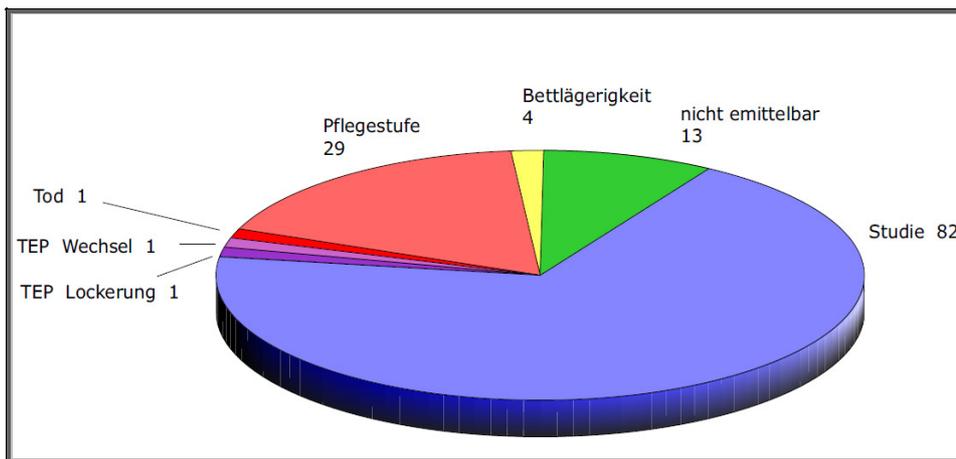


Diagramm 2: Patientenkollektiv

### III.2. Klinische und radiologische Untersuchungen

Es zeigten sich in den klinischen Untersuchungen zu 100% reizlose Narbenverhältnisse. Bei 52 Hüftgelenken konnte eine eingeschränkte Beweglichkeit festgestellt werden. Es benutzten 19% der Patienten Gehhilfen, wobei insgesamt 32 Patienten Beschwerden aufgrund einer Gonarthrose des gleichseitigen Beines angaben. Ein Hüftthinken konnte bei 44% des Patientenkollektives festgestellt werden. 29 Patienten gaben ein erschwertes Treppensteigen an. Die Beurteilung der Aktivität anhand der visuellen Analogskala erbrachte höhere Ergebnisse durch die Beurteilung des Untersuchers. Während sich die Patienten durchschnittlich mit 7 von 10 maximalen Punkten einschätzten, ergab sich für die Beurteilung durch den Untersucher ein Mittelwert von 8 Punkten. Eine schmerzfreie unbegrenzte Gehstrecke bestand bei 46% der Patienten versus 54% der Patienten mit einer reduzierten Gehstrecke. Darunter fielen 20% auf eine Reduktion auf 1000 Meter, 18% konnten weniger als 501 Meter und 16% mehr als einen Kilometer gehen.

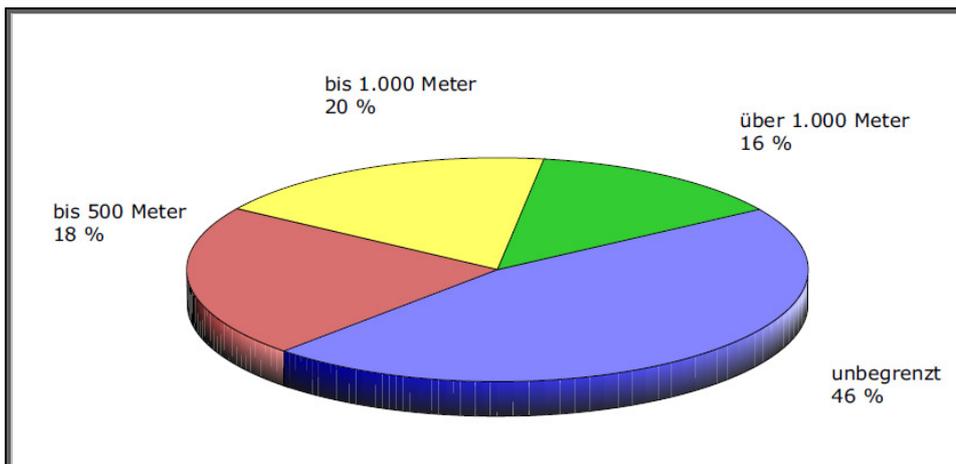


Diagramm 3: Maximale Gehstrecke in m

Die Gehzeit war für 63% des Patientenkollektivs aufgrund von Schmerzen limitiert. Die verbleibenden 37% der Patienten gaben keine zeitliche Begrenzung ihrer Mobilität an. Der Gehstest mit einer Gehstrecke von 25 Metern inklusive einer Wendung um 180° wurde durchschnittlich in 38 Sekunden [15-90, Standardabweichung 16] bewältigt.

Anhand der visuellen Analogskala schätzte der Patient seine Funktionsfähigkeit geringer ein als der Untersucher. Beide Mittelwerte befanden sich im „wenig eingeschränkten“ Bereich.

Die radiologischen Untersuchungen berücksichtigten 1203 Röntgenaufnahmen im anteroposteriorem Strahlengang. Der maximale Zeitabstand zwischen zwei Röntgenaufnahmen betrug 218 Tage. Es wurden durchschnittlich 12 Röntgenaufnahmen pro Hüftgelenkendoprothese untersucht [2-65, Standardabweichung 29]

Es konnten keine Osteolysen >1 cm<sup>2</sup> festgestellt werden. Der Inklinationwinkel betrug durchschnittlich 39° [22-56, Standardabweichung 5]. Es ermittelte sich eine Anteversion von durchschnittlich 13° [- 1-30, Standardabweichung 7].

### III.3. Abriebverhalten

#### III.3.a. Bedding-in

Der lineare Abrieb wurde für das Bedding-in in Form einer Regressionsanalyse dargestellt. Die Regressionsgleichung für den linearen Abrieb während des Bedding-in lautete:

$$Y=0,0958x-0,0108$$

Die Güte wurde über das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  mit 0,1352 für den linearen Abrieb während des Bedding-in angegeben.

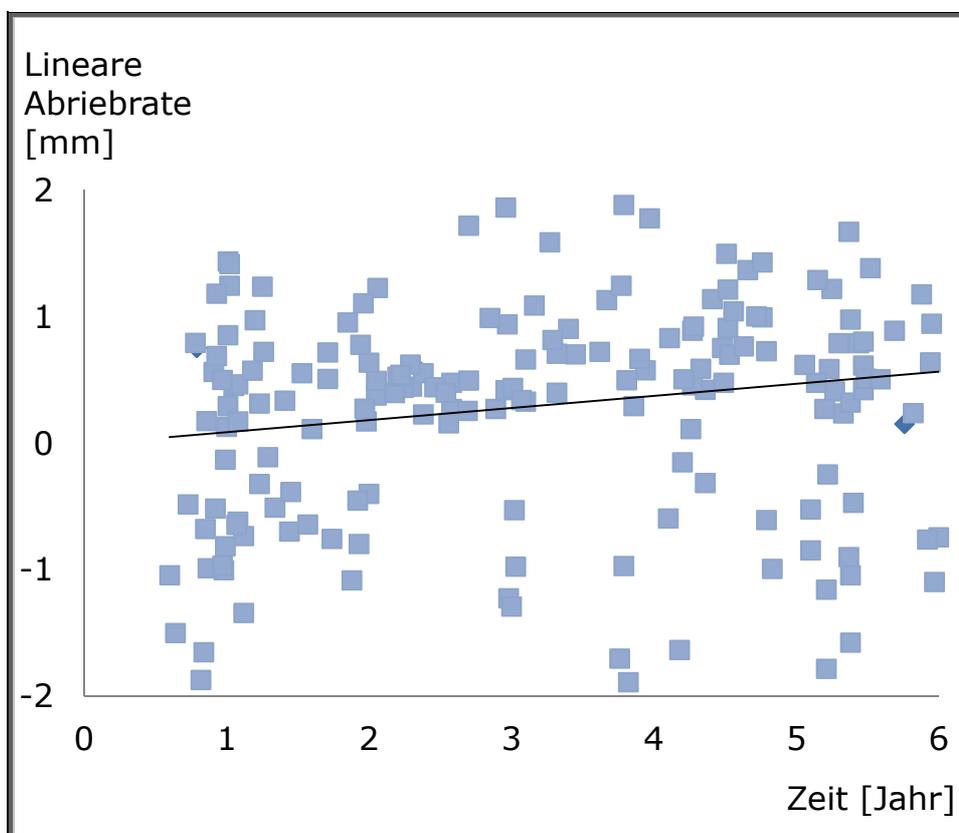


Diagramm 4: Linearer Abrieb in mm/Jahr mit Bedding-in

Der volumetrische Abrieb wurde für das Bedding-in in Form einer Regressionsanalyse dargestellt. Die Regressionsgleichung für den linearen Abrieb während des Bedding-in lautete:

$$Y=36,488x+174,48$$

Die Güte wurde über das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  mit 0,1006 für den volumetrischen Abrieb während des Bedding-in angegeben.

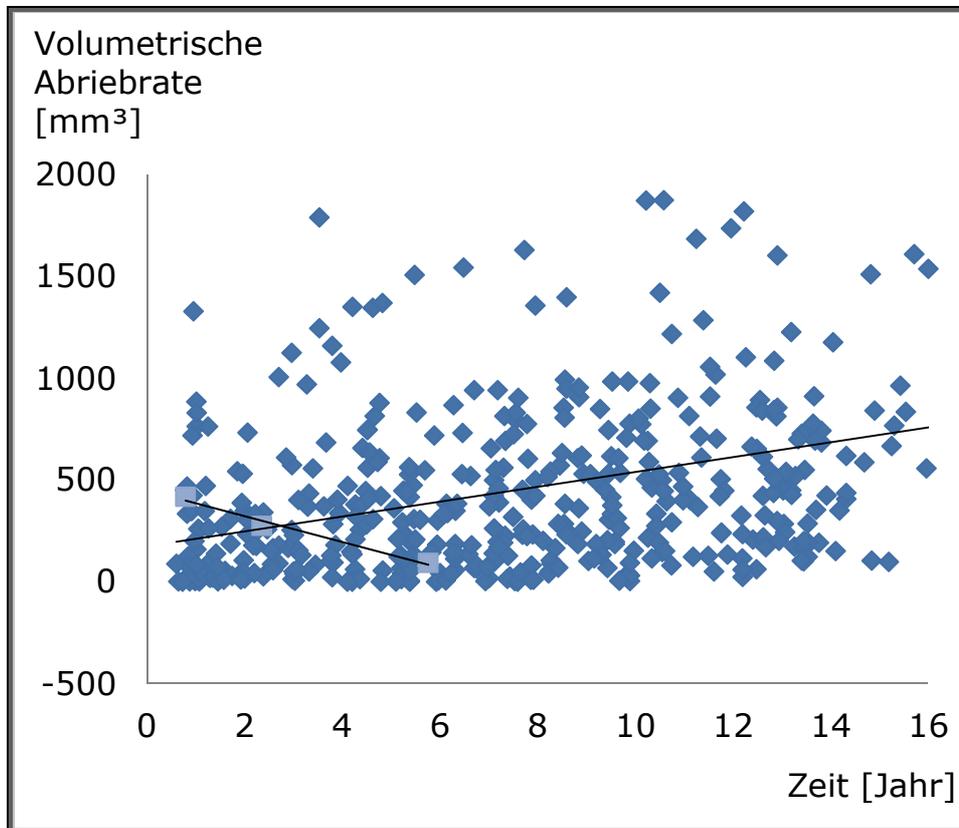


Diagramm 5: Volumetrischer Abrieb in  $\text{mm}^3/\text{Jahr}$  mit Bedding-in

Um den Verlauf des Bedding-in zu beurteilen, wurden die einzelnen Meßergebnisse gemäß der Jahre nach Implantation auf ihre Signifikanz im  $t$ -Test zueinander untersucht. Bei Fehlen eines signifikanten Unterschiedes war davon auszugehen, daß das Bedding-in abgeschlossen war.

Es zeigte sich ein Korrelationskoeffizient von 0,49 mit Abschluß des ersten Jahres nach Implantation der Hüftgelenkendoprothese. Das Bedding-in war mit Beginn des zweiten Jahres nach Implantation abgeschlossen.

### III.3.b. Abriebverhalten mit Bedding-in

Bei Verwendung von 28 mm Keramikköpfen mit einem konventionell hergestellten Polyethyleninlay konnte nach einer durchschnittlich 12-jährigen Standzeit der Totalendoprothese ohne Berücksichtigung des Bedding-in, ein durchschnittlicher linearer Abrieb von 1,26 mm festgestellt werden. Die jährliche lineare Abriebrate betrug im Durchschnitt 0,11 mm. Es bestanden Maximalwerte von 0,87 mm, bei Vektorenänderung lag das Minimum der linearen Abriebrate bei -0,14 mm mit einer Standardabweichung von 0,11.

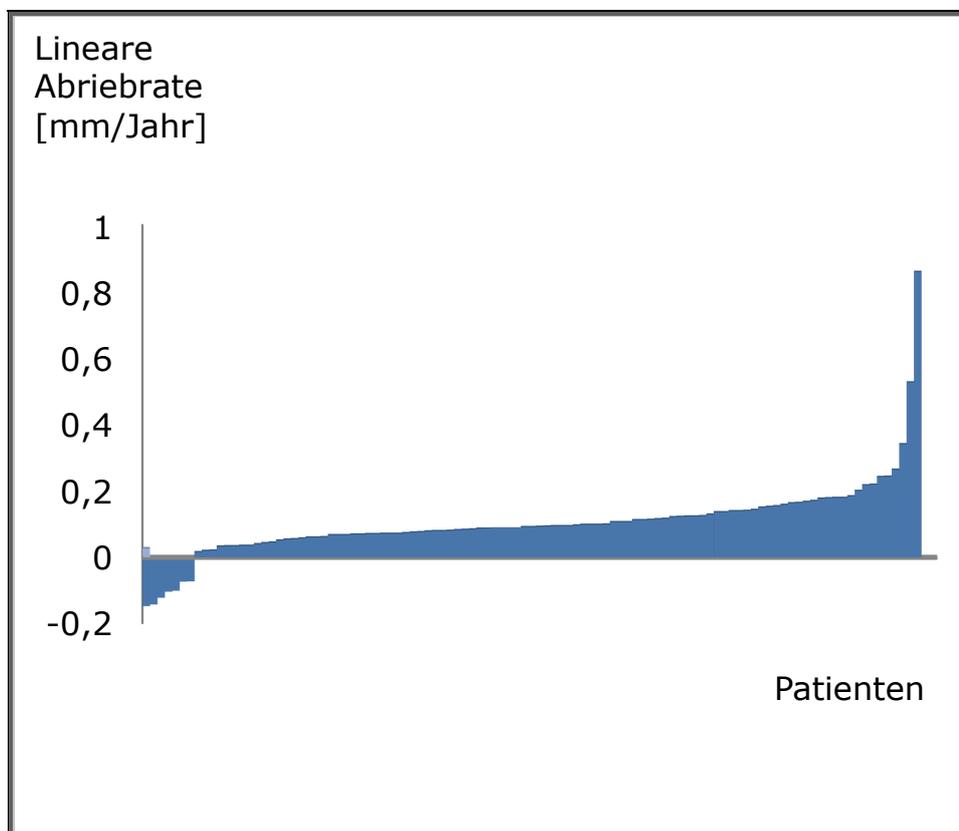


Diagramm 6: Lineare Abriebraten in mm/Jahr mit Bedding-in

Der volumetrische Abrieb aus der Beckenübersichtsaufnahme im anteroposteriorem Strahlengang kalkulierte sich im Durchschnitt mit 623 mm<sup>3</sup> pro Jahr ohne Berücksichtigung des Bedding-in. Die jährliche volumetrische Abriebrate betrug im Durchschnitt 54 mm<sup>3</sup>. Es konnten Maximalwerte von 525 mm<sup>3</sup> sowie ein Minimum der

volumetrischen Abriebrate von  $5 \text{ mm}^3$  mit einer Standardabweichung von  $60 \text{ mm}^3$  festgestellt werden.

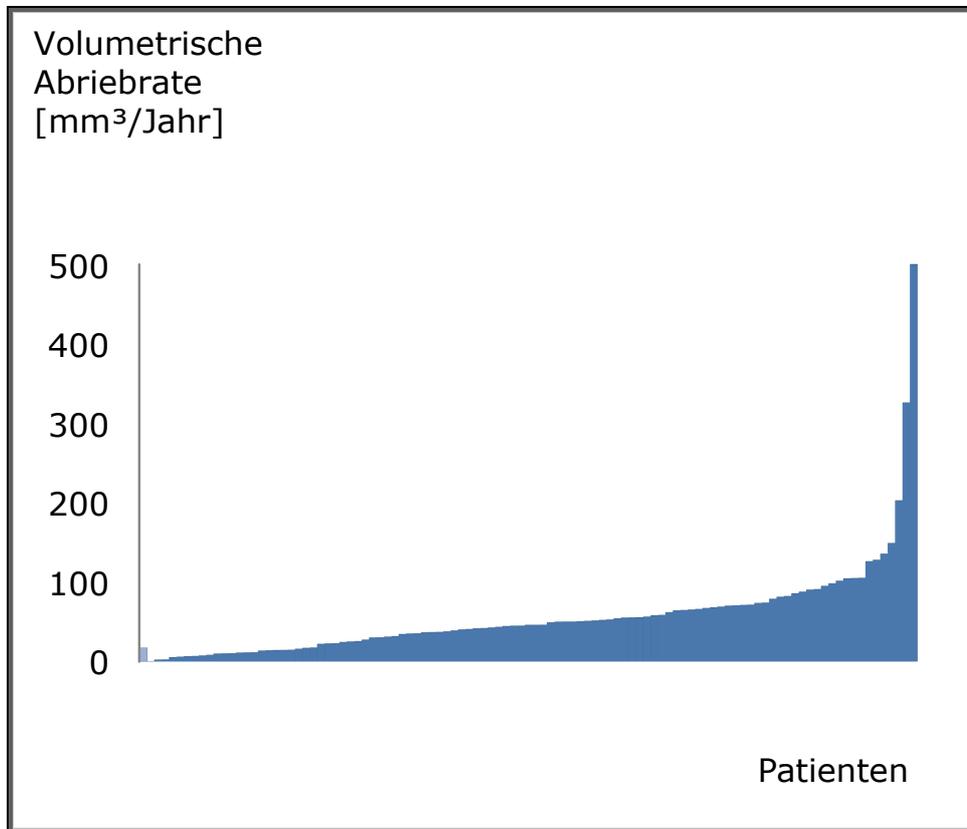


Diagramm 7: Volumetrische Abriebraten in  $\text{mm}^3/\text{Jahr}$  mit Bedding-in

### III.3.c. Abriebverhalten ohne Bedding-in

Bei Verwendung von 28 mm Keramikköpfen mit einem konventionell hergestellten Polyethyleninlay konnte nach einer durchschnittlich 12-jährigen Standzeit der Totalendoprothese mit Berücksichtigung des Bedding-in ein durchschnittlicher linearer Abrieb von 1,16 mm festgestellt werden. Die jährliche lineare Abriebrate betrug im Durchschnitt 0,1 mm. Es ermittelten sich Maximalwerte von 0,37 mm, bei Vektorenänderung lag das Minimum der linearen Abriebrate bei -0,13 mm mit einer Standardabweichung von 0,09 mm.

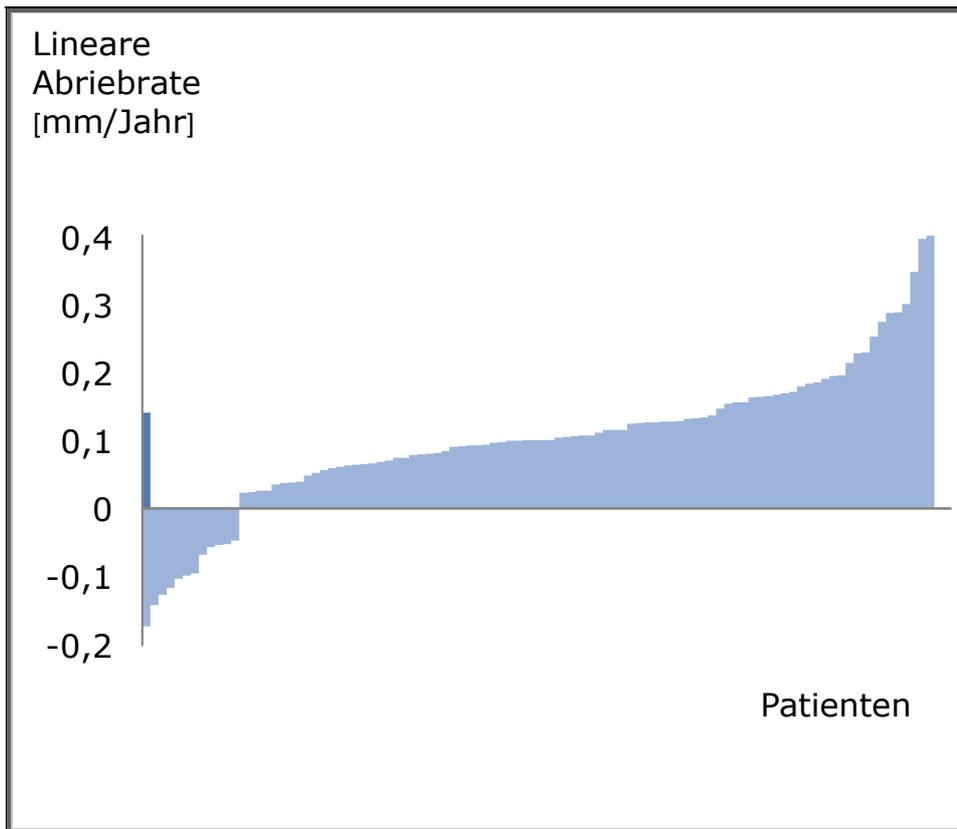


Diagramm 8: Lineare Abriebraten in mm/Jahr ohne Bedding-in

Der volumetrische Abrieb aus der Beckenübersichtsaufnahme im anteroposteriorem Strahlengang kalkulierte sich unter Berücksichtigung des Bedding-in im Durchschnitt mit  $610 \text{ mm}^3$  pro Jahr.

Die jährliche volumetrische Abriebrate betrug im Durchschnitt  $53 \text{ mm}^3$ . Es konnten Maximalwerte von  $177 \text{ mm}^3$  sowie ein Minimum der volumetrischen Abriebrate von  $0 \text{ mm}^3$  mit einer Standardabweichung von  $39 \text{ mm}^3$  festgestellt werden.

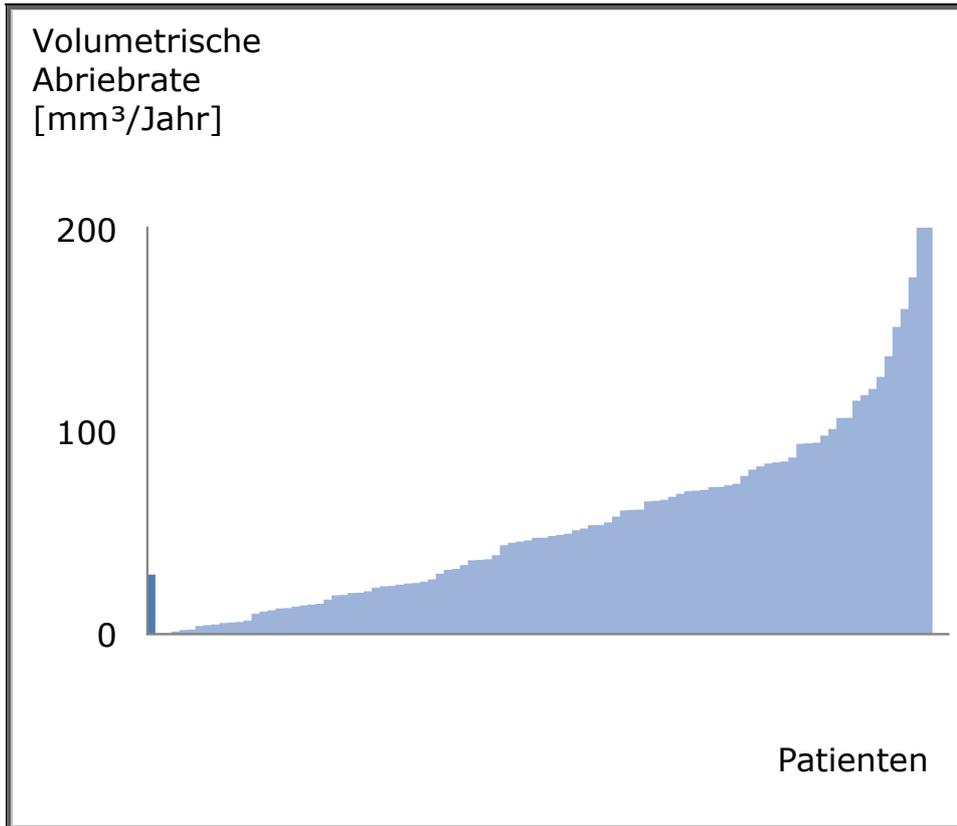


Diagramm 9: Volumetrische Abriebraten in mm<sup>3</sup>/Jahr ohne Bedding-in

### III.4. Fragebögen zu Gesundheit und Beweglichkeit

#### III.4.a. Soziodemographischer Fragebogen

Alle Patienten waren deutscher Herkunft. Über 70% der Patienten gaben an, eine Lehre gemacht zu haben, 54% zählten sich zu den „körperlich aktiven Arbeitern“. Es lebten 71% in eheähnlichen Verhältnissen, 6% waren verwitwet und 10% alleinlebend.

89% des Patientenkollektives waren bereits im Ruhestand bzw. berufsunfähig, 5 Patienten arbeiteten als Zimmermann oder Schreiner, 4 Patienten bewirtschafteten einen Bauernhof.

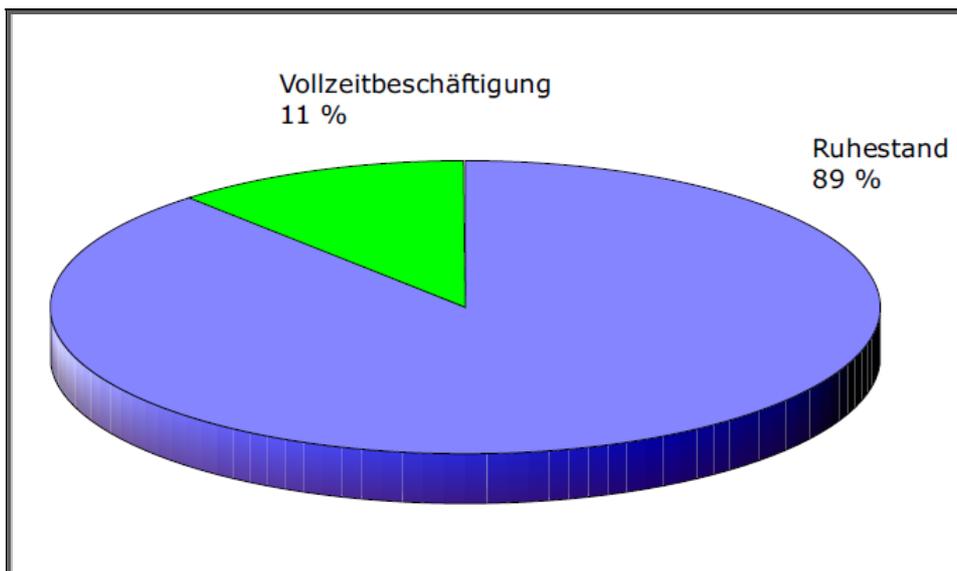


Diagramm 10: Erwerbsstatus des Patientenkollektivs

### III.4.b. Short-Form-36 Health Survey [SF-36]

Der Fragebogen Short-Form-36 Health Survey ermittelte eine Vitalität von 66 bei maximal erreichbaren 100 Punkten. In der körperlichen Summenskala war ein Mittelwert von 49, in der psychischen Summenskala ein Mittelwert von 51 festzustellen. Es ermittelte sich für die Patientengruppe eine allgemeine Gesundheitswahrnehmung mit 58 von 100 Punkten. Die Verteilung der psychischen sowie körperlichen Merkmale sah wie folgt aus.

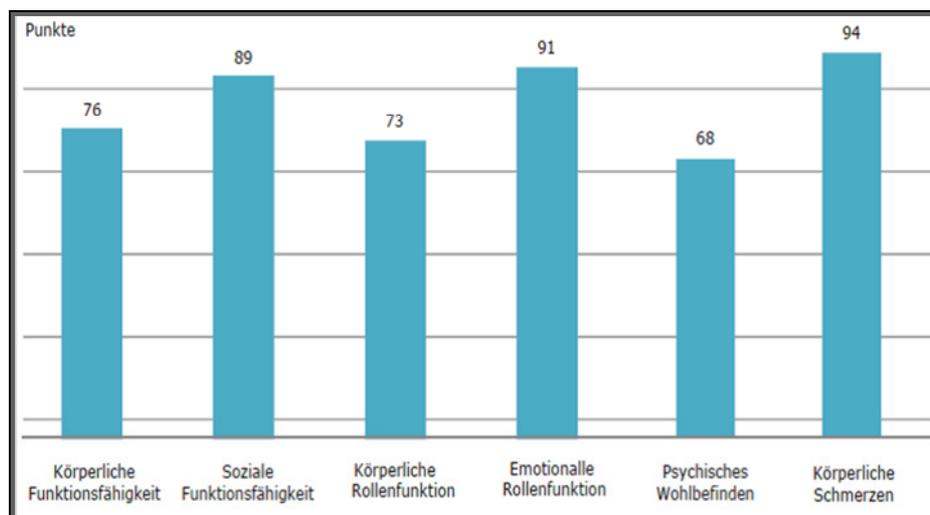


Diagramm 11: Verteilung der Mittelwerte der Merkmale des SF-36

### III.4.c. Harris-Hip-Score [HHS]

Der durchschnittliche Harris-Hip-Gesamtscore lag bei 82 Punkten mit einer Standardabweichung von 13. Er wurde mit einem Minimum von 35 und einem Maximum von 94 angegeben.

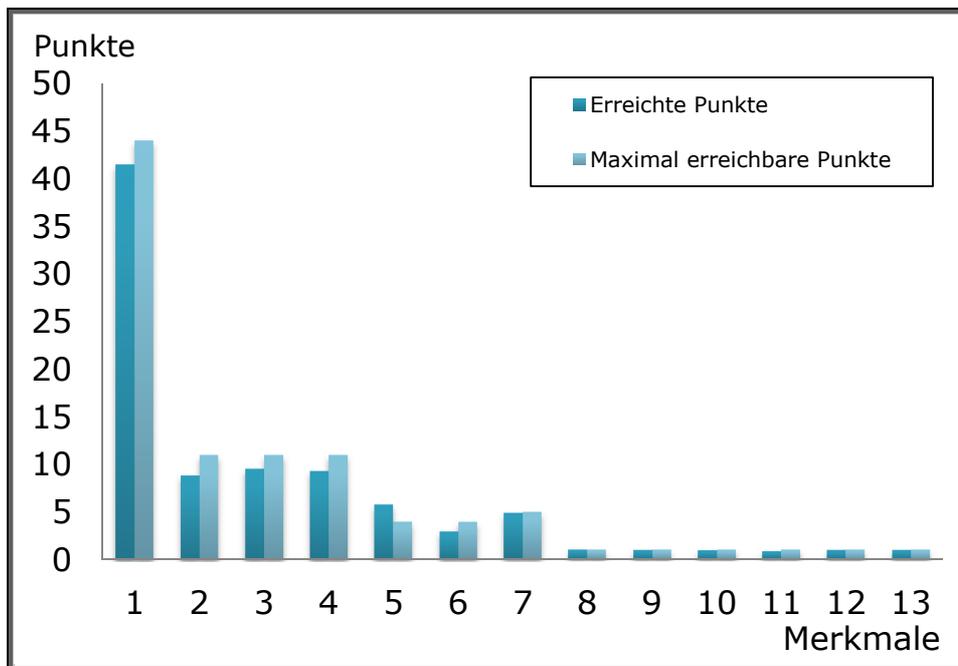


Diagramm 12: Harris-Hip-Score

[1=Schmerz/2=Hinken/3=Gehilfen/4=Gehstrecke/5=Treppe/6=Schuhe/7=Sitzen/ 8=öffentlicher Verkehr/9=<30° Beugekontraktur/10=<10° Adduktion/ 11=<10° fixierte Innenrotation/ 12=Beinlängendifferenz >320 mm/13=Trendelenburg]

### III.4.d. University of California at Los Angeles Score [UCLA]

Der UCLA-Aktivitätsscore wurde in dieser Studie im Durchschnitt mit 6 von maximal möglichen 10 Punkten angegeben. Die Werte streuten zwischen 3 und 9.

Damit stellte sich ein Spektrum von gemäßigten Aktivitäten wie Spaziergänge und eingeschränkte Gartenarbeit bis zu gelegentlichen Kontaktsportarten dar.

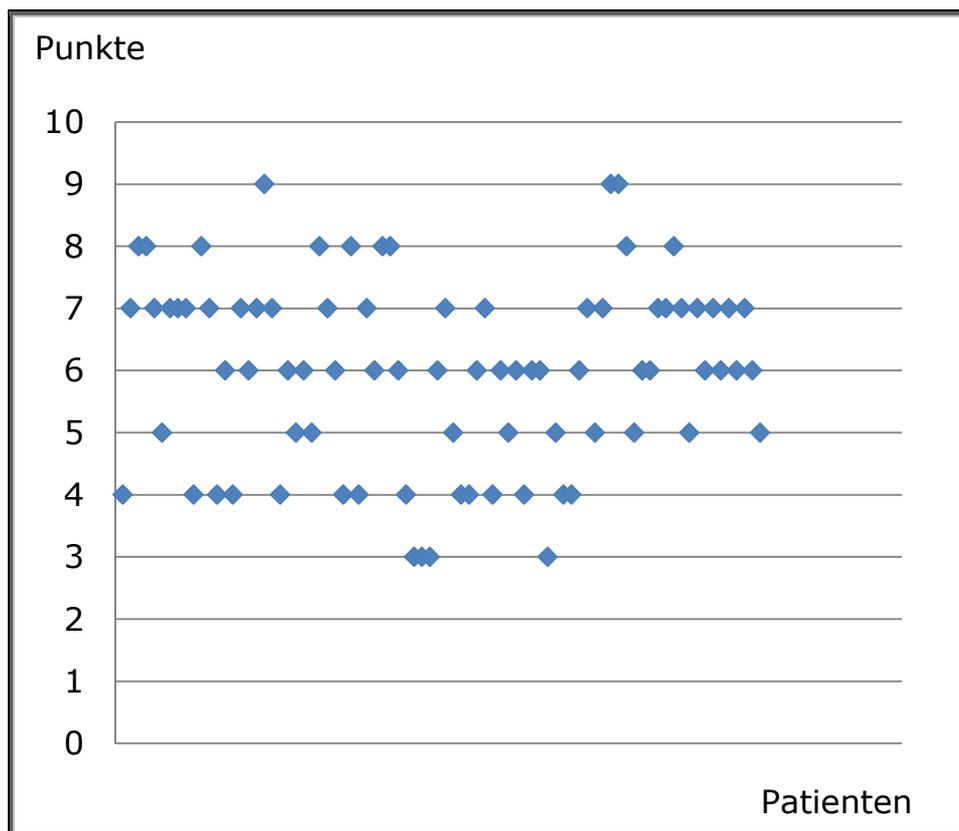


Diagramm 13: Verteilung des UCLA-Scores

### III.4.e. Extra Short Musculoskeletal Assessment Questionnaire-Deutsch [XSMFA-D]

Der durchschnittliche Funktionsindex lag bei 10. Der Beeinträchtigungsindex betrug im Durchschnitt 8. Eine Standardabweichung von 14 war jeweils festzustellen.

Der Funktionsindex wurde mit 0-56 und der Beeinträchtigungsindex mit 0-75 angegeben.

	Mittelwert	Minimum	Maximum	Standardabweichung
<b>Funktionsindex XSMFA</b>	10	0	56	14
<b>Beeinträchtigungsindex XSMFA</b>	8	0	75	14

Tabelle 1: Extra Short Musculoskeletal Assessment Questionnaire

### III.5. Meßinstrumente der Aktivität

#### III.5.a. Accelerometer

Diese Patientengruppe verzeichnete täglich 5097 Lastwechsel im Durchschnitt. Die Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft. Es bestand in diesem Kollektiv keine Normalverteilung, [ $p < 0,001$ ].

Es war eine Standardabweichung von 2428 zu ermitteln. Die maximale tägliche Lastwechselanzahl für diese 5 Dokumentationstage betrug 18504, die niedrigste Anzahl war mit 1154 festzustellen.

Es ließen sich im Durchschnitt absolute tägliche Lastwechsel von 5255 [1726-14439, Standardabweichung 3189] ermitteln. In der Hochrechnung auf ein Jahr ergaben sich durchschnittlich 1788400 Lastwechsel.

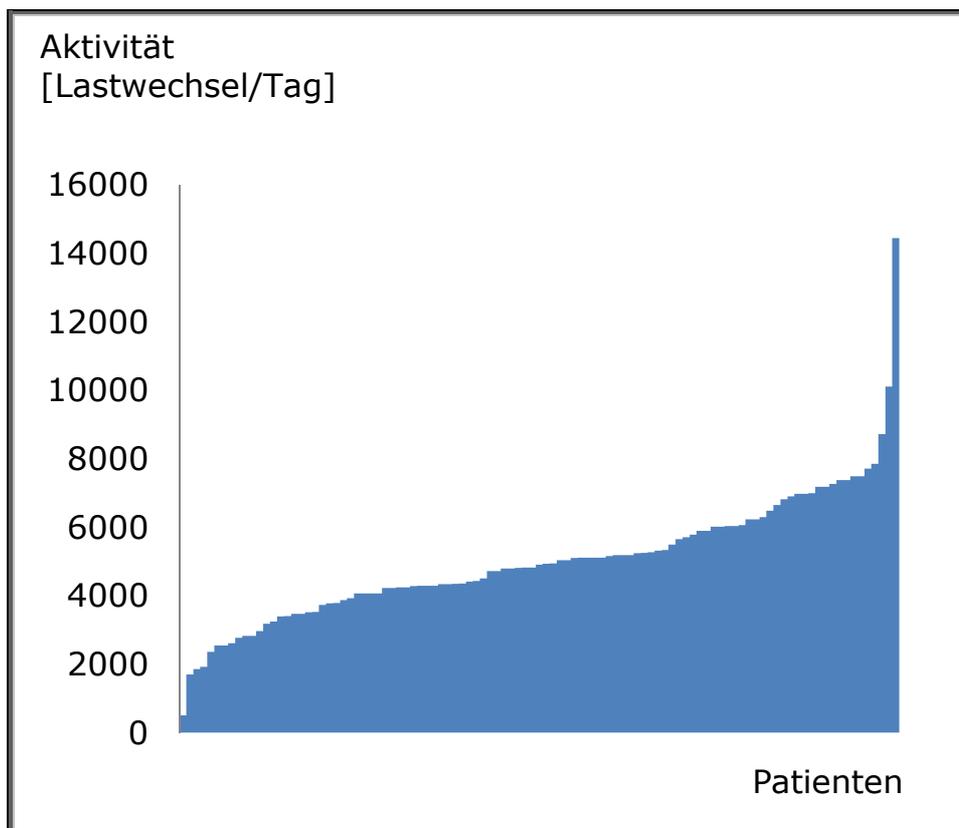


Diagramm 14: Verteilung der durchschnittlichen absoluten Lastwechsel pro Tag

Im niedrigen Aktivitätsniveau mit bis zu 15 Lastwechseln/Minute wurden durchschnittlich 1476 Positionsänderungen durchgeführt.

Im mittleren Aktivitätsniveau mit bis zu 40 Lastwechseln/Minute zählte der Beschleunigungssensor durchschnittlich 2681 Lastwechsel.

Mit 1115 Lastwechseln ließen sich die Aktivitäten im hohen Niveau ab 41 Lastwechseln/Minute angeben.

	Mittelwert	Minimum	Maximum	Standardabweichung
<b>Lastwechsel im niedrigen Aktivitätsniveau</b>	1476	630	2591	2606
<b>Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau</b>	2681	837	8147	2226
<b>Lastwechsel im hohen Aktivitätsniveau</b>	1115	72	5204	1988

Tabelle 2: Verteilung der Lastwechsel in verschiedenen Aktivitätsniveaus

In den aktivsten 30 Minuten/Tag errechnete sich ein PeakActivity Index von durchschnittlich 40 [21-53, Standardabweichung 7].

Es zeigte sich bei den weiblichen Patienten ein PeakActivityIndex von 39 im Durchschnitt [21-51, Standardabweichung 8], bei den Männern errechnete sich ein PeakActivityIndex von 41 [28-53, Standardabweichung 7].

### III.5.b. Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen

#### [TWB]

Der „Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen“ hielt in einem Patientenintervall von 5 Tagen durchschnittlich 5211 Minuten  $\approx$  17 Stunden pro Tag körperliche Aktivität fest.

Im Kolmogorov-Smirnov-Test bestand keine Normalverteilung [ $p < 0,001$ ]. Die Standardabweichung lag bei 2773 Minuten. Minimal wurden 2084 Minuten, maximal 22699 Minuten angegeben.

Der TWB-Score lag bei 5211. Es konnte eine signifikante [ $p < 0,01$ ] und hohe Korrelation [ $R = 0,72$ ] des TWB zu dem Accelerometer mittels Spearmans Rho festgestellt werden.

### III.5.c. Freiburger Fragebogen zur körperlichen Aktivität [FFKA]

Die Gesamtaktivität errechnete sich mit einem Mittelwert von 13 bei einer Standardabweichung von 9. Die Werte lagen zwischen 1 und 46.

## **III.6. Aktivität**

### III.6.a. Aktivitätsverteilung pro Tag

Für die Aktivität Haushalt ergab sich im Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebögen für die berenteten Patienten mit durchschnittlich 86 Minuten [0-480, Standardabweichung 18] der größte zeitliche Aufwand pro Tag.

Diese Patienten verbrachten durchschnittlich täglich 80 Minuten [0-323, Standardabweichung 7] im Garten und gingen täglich 77 Minuten [0-243, Standardabweichung 5] im Durchschnitt spazieren.

Lediglich 4 berentete Patienten gaben 30 Minuten Sport pro Tag an. Ein einziger Patient im Ruhestand war in seiner Freizeit mit täglich 45 Minuten handwerklich tätig.

Die 9 erwerbstätigen Patienten dieses Kollektivs verrichteten durchschnittliche 10 Stunden  $\approx$  584 Minuten [378-864, Standardabweichung 232] Arbeit am Tag.

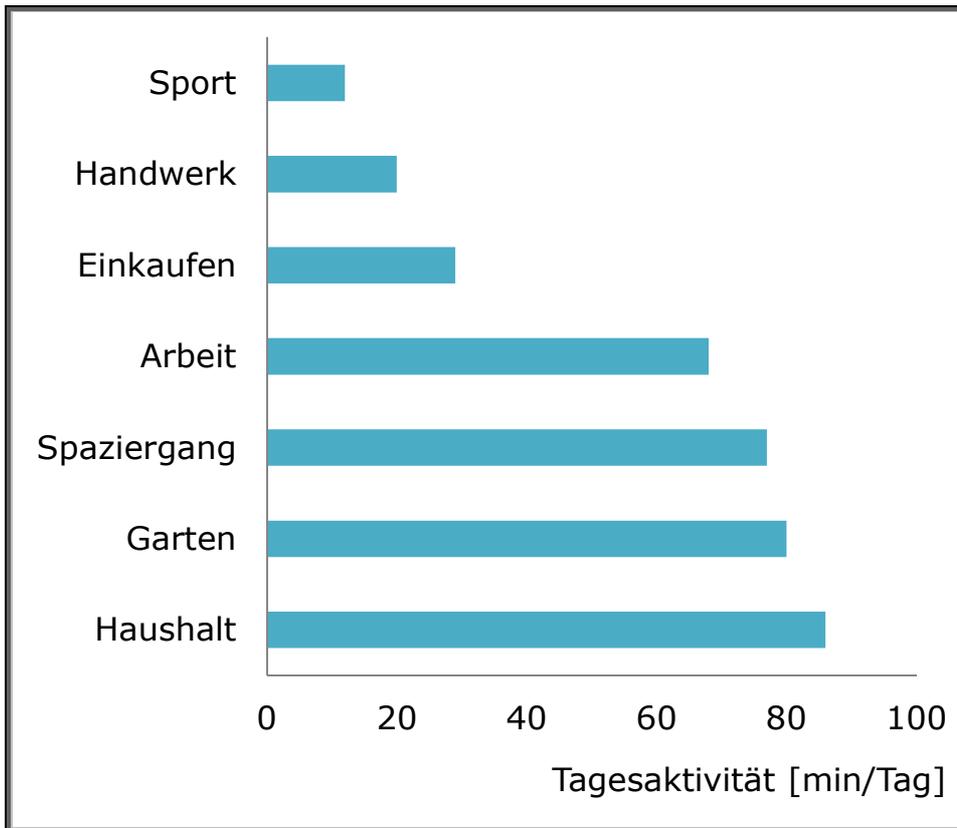


Diagramm 15: Aktivitätsminuten [Mittelwert] pro Tag

### III.6.b. Aktivitätsverteilung pro Jahr

In der Hochrechnung auf ein Jahr fielen jeweils 2% der Aktivität auf Haushalts- und Gartenarbeiten sowie auf den Spaziergang und das Einkaufen.

Die Arbeit machte aufgrund der geringen Anzahl an erwerbstätigen Patienten lediglich einen Anteil von durchschnittlich 1% der jährlichen Aktivität aus.

Die erwerbstätigen Patienten arbeiteten im Durchschnitt 2532 Stunden  $\approx$  151914 Minuten [98280-224640, STBW 1160], entsprechend 9% Aktivität der Gesamtaktivität pro Jahr.

Handwerkliche oder sportliche Betätigung waren durchschnittlich mit insgesamt 2% der Gesamtaktivität festzustellen.

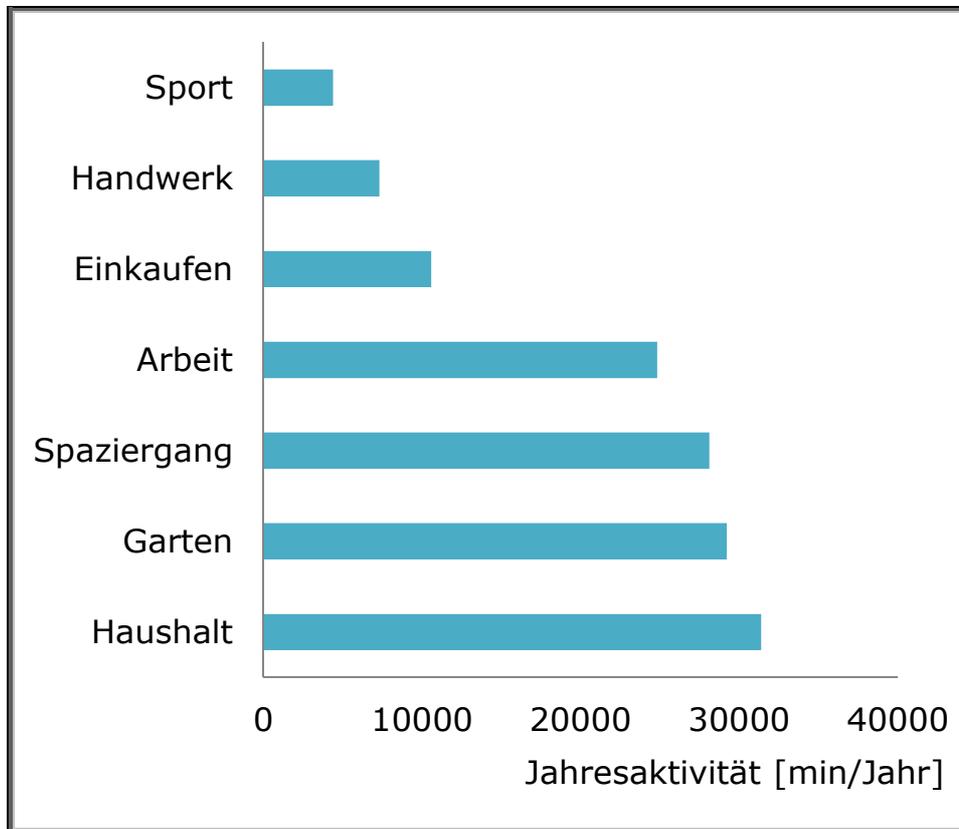


Diagramm 16: Qualitative Aktivitätsminuten [Mittelwert] pro Jahr

### III.6.c. Aktive versus inaktive Endoprothesenträger

In der Betrachtung der absoluten Aktivitätsminuten zeigte sich bei den inaktiven 10 Prozent des Gesamtkollektives während der 5 Dokumentationstage eine durchschnittliche Aktivität von 483 Minuten [240-750, Standardabweichung 207].

Die aktivsten 10 Prozent des Gesamtkollektives zeigten 3663 Minuten [2910-5310, Standardabweichung 900] Aktivität.

Die Verteilung innerhalb der Aktivitätsgruppen stellte sich wie folgt dar.

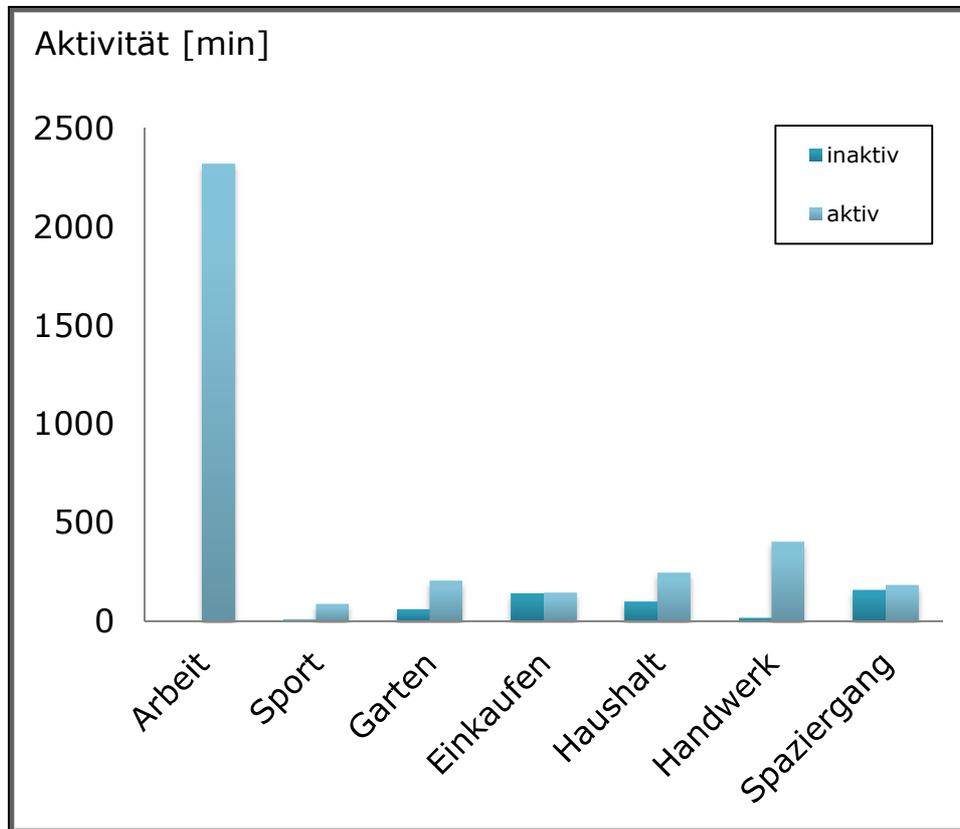


Diagramm 17: Qualitative Aktivitätsminuten [Mittelwert] in 5 Dokumentationstagen

In der aktiveren Gruppe fanden sich zu 75% erwerbstätige Patienten, die 10 Stunden täglich mit hohen Lastwechselanzahlen arbeiteten. Geschlechtsspezifisch ließen sich höhere Aktivitätswerte für Hausarbeiten bei den weiblichen Patienten sowie eine hohe Aktivität für handwerkliche Tätigkeiten bei den männlichen Patienten feststellen. Die von den sportlich aktiven Patienten benannten Sportarten waren Nordic Walking, Radfahren und Gymnastik.

Die Aktivitäten für das Einkaufen waren in beiden Gruppen nahezu identisch mit 139 versus 140 Minuten und geschlechtsunabhängig.

Zeitaufwendungen für den Garten lagen mit 203 Minuten [0-1080, Standardabweichung 366] und Tätigkeiten im Haushalt mit 330 Minuten [0-1080, Standardabweichung 383] in der aktiveren Gruppe 2-3fach so hoch wie in der inaktiveren Gruppe.

#### III.6.d. Einfluß der Aktivität auf die Abriebrate

Die Abhängigkeit der Abriebrate von der Aktivität wurde bei statistischer Signifikanz in der Korrelations- und Regressionsanalyse untersucht.

##### III.6.d.1. Korrelationsanalyse der linearen Abriebrate

Da der Korrelationskoeffizient R nach Pearson als Maß für die Güte des Zusammenhanges abhängiger, stetiger Stichproben kleiner 1 war, konnte eine lineare Wahrscheinlichkeit für einen deutlichen Zusammenhang der beiden Variablen ermittelt werden.

Die Normalverteilung der Werte aus der Abriebmessung konnte durch quadratische Transformation erreicht werden.

##### III.6.d.2. Regressionsanalyse der linearen Abriebrate

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

Die Regressionsgleichung für die lineare Abriebrate lautete:

$$Y = -9,3E-03 + 2,02E-05X$$

Die Güte wurde über das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  mit 18,2% für die lineare Abriebrate ermittelt.

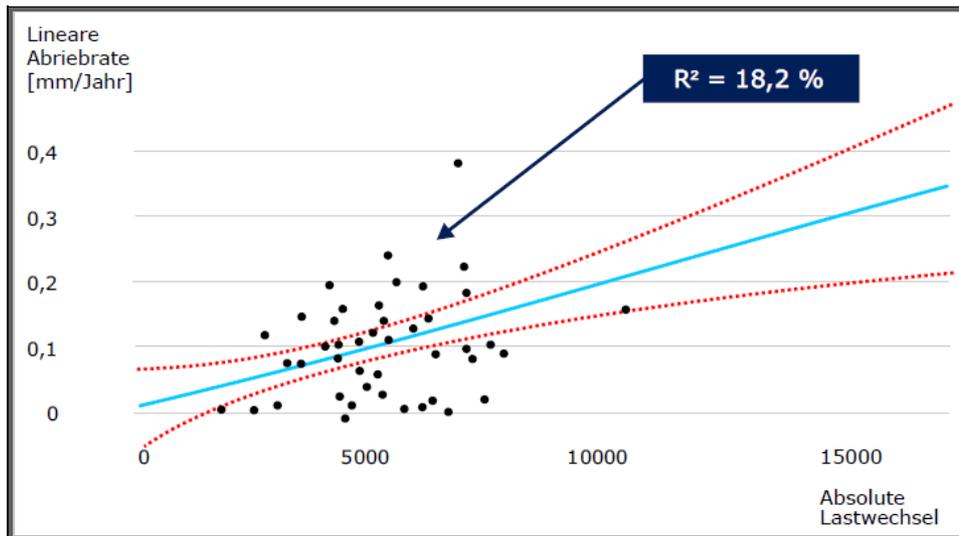


Diagramm 18: Lineare Abriebrate in mm/Jahr in Abhängigkeit der durchschnittlichen absoluten Lastwechsel

### III.6.d.3. Korrelationsanalyse der volumetrischen Abriebrate

Da der Korrelationskoeffizient  $R$  nach Pearson als Maß für die Güte des Zusammenhanges abhängiger, stetiger Stichproben kleiner 1 war, konnte eine lineare Wahrscheinlichkeit für einen deutlichen Zusammenhang der beiden Variablen ermittelt werden.

Die Normalverteilung der Werte aus der Abriebmessung konnte durch quadratische Transformation erreicht werden.

### III.6.d.4. Regressionsanalyse der volumetrischen Abriebrate

Die Regressionsgleichung für die volumetrische Abriebrate lautete:

$$Y = 3,70202 + 9,10E-03X$$

Das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  für die volumetrische Abriebrate betrug 19,4%.

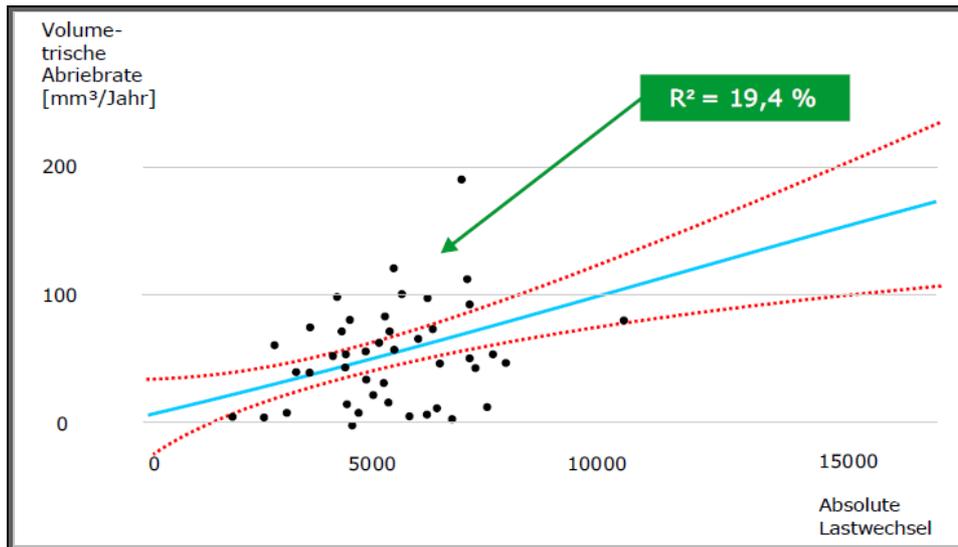


Diagramm 19: Volumetrische Abriebrate in  $\text{mm}^3/\text{Jahr}$  in Abhängigkeit der durchschnittlichen absoluten Lastwechsel

### III.6.e. Klinische Faktoren versus der Aktivität in Bezug auf das Abriebverhalten

#### III.6.e.1. Korrelations- und Regressionsanalyse

Mit der Annahme, daß Körpergewicht, Geschlecht, Alter zum Operationszeitpunkt und der Inklinations- sowie Anteversionswinkel der Pfanne einen Einfluß auf die lineare Abriebrate haben könnten, wurde eine Korrelations- sowie Regressionsanalyse, die die Parameter durchschnittliche Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau, maximale Intensität der Aktivität und absoluten Lastwechsel berücksichtigte, durchgeführt.

In der schrittweisen Regression ließ sich in 6 Durchläufen eine Signifikanz für den durchschnittlichen Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau [ $T=2,71$ ], für die maximale Intensität der Aktivität [ $T=4,23$ ] sowie für die absoluten Lastwechsel [ $T=-2,82$ ] feststellen. Je größer dem Betrag des T-Wertes war, schloß sich eine Korrelation vom Lebensalter zum Zeitpunkt der Operation mit  $T=-0,03$ ,

von dem Körpergewicht mit  $T=0,25$ , von Geschlecht mit  $T=-1,16$  und von der Pfannenposition mit  $T=1,19$  aus.

Die Schätzung des Standardfehlers lag für die letzten 3 Durchläufe bei 0,0676; 0,0678 und 0,0680. Damit war von einer hohen statistischen Sicherheit für die Schätzung des Standardfehlers auszugehen.

Die Regressionsgleichung lautete:

$$Y = -0,0269 + 0,000051x_1 + 0,00535x_2 - 0,000042x_3$$

	Koeffizient	Standardabweichung	p
<b>Konstante</b>	-0,0269	0,05399	0,620
<b>Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau</b>	0,000051	0,000019	0,011
<b>Maximale Intensität der Aktivität</b>	0,00535	0,00195	0,008
<b>Absolute Lastwechsel</b>	-0,000042	0,000015	0,008

Tabelle 3: Regressionsanalyse der Prädiktoren der linearen Abriebrate

Es ließen sich für die Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau mit  $p=0,01$ , für die maximale Intensität der Aktivität mit  $p=0,008$  und für die absoluten durchschnittlichen Lastwechsel pro Tag mit  $p=0,008$  eine statistische Signifikanz nachweisen.

Die Güte wurde über das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  angegeben, der Anteil der Varianz der linearen Abriebrate konnte mit 13,7% für diese Parameter kalkuliert werden.

### III.6.e.2. Varianzanalyse

Die Summe der quadratischen Gesamtabweichung betrug für die Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau 0,004693. Die Summe der quadratischen Gesamtabweichung betrug für die absoluten Lastwechsel 0,035016. Die Summe der quadratischen Gesamt-

abweichung betrug für die maximale Intensität der Aktivität 0,004746. Die Prüfgrößen konnten im F-Test mit 3,17 bestätigt werden. Es ließ sich feststellen, daß die Kombination von Lastwechseln im mittleren Aktivitätsniveau, Gesamtanzahl der Lastwechsel und der PeakActivityIndex mit  $p = 0,031$  signifikante Prädiktoren der linearen Abriebrate sind.

### III.6.e.3. Testauswertung

Die „Receiver Operating Characteristic“ Kurven sollten nun Aufschluß darüber geben, welche Prädiktoren ein höheres Risiko für einen jährlichen linearen Abrieb von  $\geq 0,15$  mm erkennen lassen.

Zentraler Parameter für die Bewertung der „Receiver Operating Characteristic“ Kurven stellte dabei die „Area Under Curve“ dar, die mit Prozentwerten zwischen 0-100 angegeben wurde.

Je größer die „Area Under Curve“ war, desto besser differenzierte der untersuchte Parameter zwischen den Gruppen mit  $\leq/\geq 0,15$  mm jährlichem linearem Abrieb.

Es konnten nun, bezogen auf die Gesamtfläche des Koordinatensystems, für den Prädiktor „Maximale Intensität der Aktivität“ 62% und für die Prädiktoren „Maximale Intensität der Aktivität, Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau und absolute Lastwechsel“ 78% festgestellt werden.

Die zuletzt genannte Parameterkombination erkannte mehr Risikopatienten mit einem jährlichen linearen Abrieb von  $\geq 0,15$  mm als der Parameter „Maximale Intensität der Aktivität“.

Er war damit sensitiver und auch spezifischer.

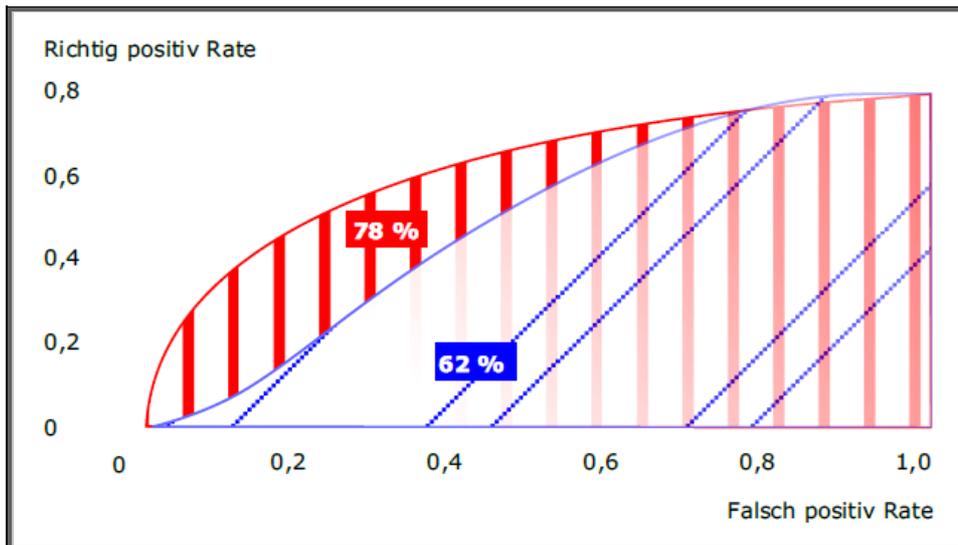


Diagramm 20: ROC Kurve: Regressionsmodell „Maximale Intensität der Aktivität“ im Vergleich mit „Maximale Intensität der Aktivität, Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau und absolute Lastwechsel“ anhand Falldaten von >0,15 mm jährlicher linearer Abriebraten

### III.7. Korrelationen der Meßinstrumente

Es zeigte sich mit  $p=0,000$  eine statistische Signifikanz für UCLA, Aktivitätseinschätzung durch den Arzt sowie HHS. In der Korrelationsanalyse ließen sich positive Werte für HHS, Aktivitätseinschätzung durch den Arzt und UCLA in Bezug auf die durchschnittlichen absoluten Lastwechselanzahlen pro Tag ermitteln.

Die Korrelationskoeffizienten lagen zwischen 0,34 und 0,52. Es ließen sich mit zunehmenden Werten von HHS, Aktivitätseinschätzung durch Arzt und UCLA in der Tendenz höhere tägliche Lastwechselanzahlen feststellen. Für den Parameter Gehzeit für 25 Meter zeigte sich ein umgekehrter Zusammenhang, der Korrelationskoeffizient war negativ.

Hohe Gehzeiten waren tendenziell mit niedrigen Lastwechselanzahlen pro Tag assoziiert. Mit  $R=-0,17$  war dieser Zusammenhang schwach und nicht statistisch signifikant [ $p=0,08$ ].

Accelerometer	R	R <sup>2</sup>	T-Wert	p
<b>UCLA</b>	0,52	0,27	6,20	0,000
<b>Aktivitätseinschätzung Arzt</b>	0,36	0,13	3,98	0,000
<b>HHS</b>	0,34	0,12	3,75	0,000
<b>Gehzeit für 25 Meter</b>	-0,17	0,03	-1,77	0,08

Tabelle 4: Korrelationen der stetigen Meßinstrumente

Der diskrete Parameter Gehstrecke wurde kategorisiert in Gehstrecke bis 3000 Meter für 40% der Patienten versus 60% der Patienten mit Gehstrecken über 3000 Meter.

Die absolute tägliche Lastwechselanzahl lag in der erstbenannten Gruppe im Durchschnitt bei 3756 [503-6014, Standardabweichung 1334]. 60% der Patienten wiesen tägliche absolute Durchschnittslastwechsel von 5748 [3178-14439, Standardabweichung 1821] auf.

Der Zusammenhang zwischen Gehstrecke und durchschnittlicher absoluter Lastwechselanzahl pro Tag war nach Zuordnung der Gruppen  $\pm$  3000 Meter mit  $p < 0,0001$  statistisch signifikant und konnte im *t*-Test mit einem T-Wert von -6,15 bestätigt werden. In der multiplen linearen Regressionsanalyse wurden die Parameter UCLA, Gehstrecke, Aktivitätseinschätzung durch den Arzt und HHS unter rechnerischer Kontrolle der jeweils anderen Einflußparameter untersucht.

Als statistisch signifikante Variablen konnte der UCLA sowie die Gehstrecke mit  $p < 0,05$  definiert werden. Die Koeffizienten  $b^*$  waren in diesen Fällen positiv und zeigten mit zunehmenden Werten auch eine höhere durchschnittliche absolute Schrittzahl pro Tag an.

Die Aktivitätseinschätzung durch den Arzt sowie der HHS waren mit  $p > 0,05$  nicht signifikant, die Koeffizienten  $b^*$  waren negativ.

Meßinstrumente	b*	Standard- abweichung von b*	b	Standard- abweichung von b	T- Wert	p
<b>UCLA</b>	0,44	0,13	553,44	154,05	3,59	0,000
<b>Kategorisierte Gehstrecke</b>	0,40	0,12	1550	450	3,44	0,000
<b>Aktivitäts- einschätzung Arzt</b>	-0,23	0,15	-184,45	122,21	-1,51	0,134
<b>HHS</b>	-0,02	0,13	-3,14	20,24	-0,15	0,877

Tabelle 5: Regressionsanalyse der Meßinstrumente

Somit bestehen für die Meßinstrumente HHS, Aktivitätseinschätzung durch den Arzt, Gehstrecke, UCLA und TWB ansteigende Korrelation zur durchschnittlichen täglichen Gesamtanzahl der Lastwechsel.

### **III. Diskussion**

Ziel der vorliegenden Studie war, den Zusammenhang zwischen der linearen Abriebrate und der quantitativ erfassbaren Patientenaktivität zu untersuchen. Daneben sollte die klinische Relevanz der unterschiedlichen Meßinstrumente für die Patientenaktivität ermittelt werden.

In unserer Studie ergab sich bei einer linearen Abriebrate von 0,1 mm/Jahr eine Korrelation zwischen dem linearen Abrieb und der Patientenaktivität von 18%. Orishimo et al. konnten lediglich bei 21 Patienten einen Anteil an der Varianz der Abriebwerte zu 61% für Gewicht, Implantat und Aktivität als Gesamtheit feststellen und postulierten Meßungenauigkeiten und verschiedene chirurgische Techniken als Ursache der verbleibenden 39%<sup>64</sup>. Generell wird jedoch die Patientenaktivität als entscheidende Variable der Abriebentstehung angesehen. Schmalzried et al. konnten bei 37 Hüftgelenkendoprothesen bestätigen, daß die lineare Abriebrate, bestimmt mit der Methode nach Martell et Berdia, durch Nutzung der Endoprothese beeinflusst wird<sup>76</sup>. Obwohl Schmalzried die Patientenaktivität als wesentliche Einflußgröße für den Polyethylenabrieb beschreibt, konnte ein direkter Zusammenhang zwischen der Patientenaktivität und dem Polyethylenabrieb bisher jedoch nicht dargestellt werden<sup>77</sup>.

Ein Grund hierfür mag in der Schwierigkeit der Aktivitätsmessung liegen.

Es standen verschiedene Aktivitätsmeßinstrumente zur Auswahl, wobei einfache mechanische Beschleunigungsmesser lediglich auf die vertikale Beschleunigung des Körpers reagieren und damit eine eingeschränkte Aussagekraft bei spezifischen orthopädischen Fragestellungen haben<sup>73</sup>. Der in dieser Studie verwendete elektronische Beschleunigungsmesser gilt bisher als das

zuverlässigste Meßinstrument zur Darstellung der Lastwechsel<sup>100</sup>. Mit diesem Meßinstrument waren bei unseren Patienten täglich 5097 [1154-18504, Standardabweichung 2428] Lastwechsel im Durchschnitt zu verzeichnen. Schmalzried et al. fanden nach endoprothetischem Hüft- oder Kniegelenksersatz durchschnittlich 395 bis 17718 Lastwechsel pro Tag<sup>73</sup>. Mit unseren StepWatch™ActivityMonitoren waren in der Hochrechnung auf ein Jahr circa 1,8 Millionen Lastwechsel festzustellen. Schmalzried et al. haben vergleichbare Ergebnisse bei durchschnittlich 72-jährigen kalkuliert<sup>76</sup>. Im direkten Vergleich eines am Gürtel zu tragenden Aktivitätsmessers und einem ähnlich zu dem von uns verwendeten StepWatch™Activity Monitor konnte sich letzterer bei Patienten mit einem BMI  $\geq$  30 aufgrund höherer Präzision und mehr Information über die reale Aktivitätszeit durchsetzen<sup>79</sup>. Diese Beschleunigungsmesser hatten gegenüber den verfügbaren Fragebögen den Vorteil, Dauer, Frequenz und Intensität der Aktivität auch den Lastwechsel exakt zu dokumentieren<sup>65,95</sup>. Die Verwendung des Aktivitätsparameter PeakActivityIndex in Kombination mit dem durchschnittlichen Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau und dem absoluten Lastwechsel konnte Patienten mit linearen Abriebraten von mehr als 0,15 mm pro Jahr zu 78% aus dem Gesamtkollektiv identifizieren. Bisherige Studien haben diese Parameter nicht eingesetzt.

Auch in dieser Studie zeigten die Meßinstrumente HHS, Aktivitätseinschätzung durch Arzt, UCLA und TWB Korrelationskoeffizienten zur Patientenaktivität bis maximal 0,74. Der durchschnittliche Harris-Hip-Gesamtscore lag bei 82 Punkten [35-94, Standardabweichung 13]. Dies stellte bei einer mittleren Nachuntersuchungszeit von 12 Jahren ein gutes Ergebnis dar, das auch bei Studien mit jüngeren Patienten erzielt werden

konnte<sup>7,14</sup>. Der Patient schätzte die Funktionseinschränkung der Hüftendoprothese mit „wenig eingeschränkt“ geringer als der Untersucher ein. Der Arzt beurteilte anhand der visuellen Analogskala die Patientenaktivität relativ zu dem Aktivitätslevel anderer Menschen um einen Punktwert besser als der Patient sich selbst. Der UCLA lag im Mittel bei 6 Punktwerten und stellte ein Spektrum von gemäßigten Aktivitäten bis hin zu gelegentlichen Kontaktsportarten dar. Die höchste klinische Aussagekraft der Fragebögen war dem TWB unter dem Aspekt der Effektivität sowie der Relevanz bei gezielter Fragestellung zuzuschreiben<sup>98</sup>. Der Tägliche Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen hatte in einem Patientenintervall von circa 5 Tagen durchschnittlich 5211 Minuten [2084-22699, Standardabweichung 2773]  $\approx$  17 Stunden pro Tag körperliche Aktivität festgehalten. Dieser Aktivitätsfragebogen zeigte im Vergleich zum UCLA-Score sowie der Arzteinschätzung der Aktivität höhere Korrelationen zum Accelerometer<sup>97</sup>. Es war ferner zu erwarten, daß Patienten mit niedrigen täglichen Lastwechseln im Durchschnitt mehr Zeit für den Gehstest als aktivere Patienten benötigen und die maximale Gehstrecke im direkten Zusammenhang mit der täglichen Lastwechselanzahl stand. Es ergab sich für 46% der Patienten eine unbegrenzte Gehstrecke, für 37% der Patienten eine unbeschränkte Gehzeit. Der Gehstest mit 25 Metern inklusive einer Wendung um 180° konnte durchschnittlich in 38 Sekunden [15-90, Standardabweichung 16] bewältigt werden. Unter Anbetracht des hohen Zeitaufwandes hinsichtlich der Auswertung der oben benannten Fragebögen stand eine effektive Informationsvermittlung im Zentrum des Interesses. Mit dem Meßinstrument TWB ließen sich die Aktivitäten gleichzeitig quantitativ und qualitativ erheben. In der Analyse der Täglicher Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebögen ergab sich für die Aktivitäten im

Haushalt mit durchschnittlich 86 Minuten [0-460, Standardabweichung 18] die größte zeitliche Aufwendung pro Tag. Die Patienten verbrachten durchschnittlich täglich 80 Minuten [0-323, Standardabweichung 7] im Garten und gingen im Durchschnitt 77 Minuten [0-248, Standardabweichung 5] pro Tag spazieren. In der Hochrechnung auf ein Jahr fielen jeweils 2% der Aktivität auf Haushalts- und Gartenarbeiten sowie den Spaziergang und das Einkaufen. Eine ähnliche Gewichtung der Tagesaktivitäten stellten Wollmerstedt et al. bei 855 Untersuchungstagen fest, wobei hier jüngere Patienten mit Coxarthrosen und Patienten mit endoprothetischem Hüftgelenksersatz verglichen wurden<sup>97</sup>. Unter Ausschluß der Patienten im Ruhestand ergab sich für die Erwerbstätigen ein Anteil von durchschnittlich 9% Aktivität an der Gesamtaktivität pro Jahr. Die berenteten Patienten zeigten unabhängig der geringeren Aktivitätsintensität in kürzeren Zeitintervallen auch längere Ruhephasen im Vergleich zu den jüngeren Patienten. Dies spiegelte sich in einem niedrigen sportlichen Engagement des älteren Patientenkollektives wider. In dieser Patientengruppe bestand ein relativ hoher Anteil der Zeitaufwendungen für die Gartenpflege und Spaziergänge, begünstigt durch die Durchführung des TWB in den Sommermonaten.

Neben der Aktivität wird auch klinischen Faktoren wie Alter, Geschlecht, Gewicht und Körpergröße ein wesentlicher Einfluß auf den Abrieb zugeschrieben. Wir konnten keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Alter bei Implantation und der linearen Abriebrate feststellen. Im Gegensatz dazu konnte bei unter 38-jährigen in 56 Hüftgelenkendoprothesen in einem 11-jährigen Nachuntersuchungszeitraum mit  $p=0,026$  ein signifikanter Unterschied bei der nach Livermore gemessenen linearen Abriebrate von  $0,15 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm/Jahr}$  festgestellt

werden<sup>15</sup>. In diesem Zusammenhang gilt es jedoch, die an das Alter gebundene Aktivität zu berücksichtigen. In einer Pedometer-gestützten Studie von 100 Patienten mit durchschnittlich 59 Lebensjahren [23-82] waren die unter 60-jährigen 34% aktiver als die älteren Studienteilnehmer<sup>100</sup>. Battenberg et al. konnten bei 14 Patienten, die zum Zeitpunkt der Implantation durchschnittlich 55 Jahre alt waren, zeigen, daß eine Abnahme der durchschnittlichen Schrittzahl um 16%, von 2,04 Millionen auf 1,71 Millionen im Verlauf von 11 Jahren zu verzeichnen war. Außerdem verlangsamte sich die Schrittgeschwindigkeit um 9% auf 14 Lastwechsel pro Minute. Insgesamt stellte sich eine um 45% reduzierte Aktivität der Über-65-jährigen gegenüber den Unter-65-jährigen mit einem um 40% geringeren linearen Abrieb dar<sup>6</sup>. Schmalzried et al. bestätigten für 49 Patienten unter dem 60. Lebensjahr einen durchschnittlichen Lastwechsel von 5732 pro Tag und damit eine um 30% höhere Aktivität für 62 Patienten, die älter als 60 Jahre waren und durchschnittlich 4400 Lastwechsel am Tag aufwiesen<sup>73</sup>.

Aktivität kann jedoch nicht allein an Alter oder Geschlecht festgemacht werden, da es hohe interindividuelle Unterschiede gibt<sup>73</sup>. In einer Pedometer-gestützten Studie von 100 Patienten mit durchschnittlich 59 Lebensjahren [m=48, w=52] waren Männer 30% aktiver als Frauen<sup>100</sup>. Geschlechtsspezifische Unterschiede in der Anatomie [Gewichtsverteilung, Schrittmuster] sowie in der Physiologie [Eigenschaften der Synovialflüssigkeit] tragen zum Abriebverhalten bei<sup>77</sup>. Im Gegensatz dazu konnten Kim et al. bei 108 durchschnittlich 48 Jahre alten Patienten im Verhältnis 51 Männer: 67 Frauen keine Korrelation bei  $p=0,15$  zwischen Geschlecht und dem mit der Methode nach Callaghan<sup>12</sup> bestimmten Abrieb bei nicht- zementierten Pfannen finden<sup>46</sup>.

In der vorliegenden Studie konnte ebenfalls kein Zusammenhang zwischen dem Patientenmerkmal Geschlecht und der linearen Abriebrate festgestellt werden. Auch war ein Zusammenhang zwischen Abrieb und Gewicht nicht nachweisbar. Jasty et al. konnten dies anhand von 128 zementierten Autopsie- und Revisionsimplantaten mit einer Meßmethode, deren Genauigkeit mit einer 95% Genauigkeit angegeben wurde, bestätigen<sup>38</sup>. Wenig überraschend zeigte sich ein negativer Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht und der Aktivität in einer Studie von 209 Teilnehmern zwischen 22-82 Jahren, die Patienten mit Hüftgelenkendoprothesen zeigten durchschnittlich 5869 Lastwechsel am Tag<sup>59</sup>. Im Gegensatz dazu konnten Livermore et al. bei 385 Hüftgelenkendoprothesen über 10 Jahre mit  $p < 0,05$  einen signifikanten Zusammenhang zwischen der volumetrischen Abriebrate und dem Körpergewicht feststellen<sup>52</sup>. Schmalzried et al. ermittelten bei durchschnittlicher Körpergröße von 169 cm eine Korrelation der Abriebrate zur Körpergröße mit  $p = 0,007$ <sup>76</sup>. Im Gegensatz dazu konnten Feller et al. in einem pedometer-unterstützten Gehstest über 20 Meter bei 79 Patienten mit 109 Hüftgelenkendoprothesen keinen Zusammenhang zwischen der nach Charnley und Halley ermittelten Abriebrate und der Körpergröße erkennen<sup>23</sup>.

Der Abrieb selbst steht auch in Abhängigkeit vom Meßverfahren. Die Abriebmessung der Gleitpaarungen kann prinzipiell durch Untersuchungen von Explantaten oder Simulatoruntersuchungen, aber auch anhand radiologischer Verlaufskontrollen erfolgen. Die für klinische Studien geeignete Abriebbeurteilung anhand von Röntgenbildern wurde erstmals in vivo 1973 von Charnley<sup>13</sup> mit einer einzigen Beckenübersichtsaufnahme vorgestellt. Für diese Methode, die hauptsächlich einen Abrieb in vertikaler Richtung berücksichtigte, ermittelte sich eine Meß-

genauigkeiten von  $\pm 0,5$  mm. Livermore et al. hatten für ihre duographische Meßmethode Genauigkeiten von 0,05 mm bis 0,25 mm ermittelt<sup>52</sup>. Titanpfannen in Verwendung mit Keramikköpfen bedürften hinsichtlich der Markierung der einzelnen Komponenten mit unterschiedlicher Röntgendichte eines sensitiven Meßverfahrens<sup>28</sup>. Devane et al. publizierten im Rahmen digitaler Meßverfahren Meßgenauigkeiten von 0,15 mm bis 0,16 mm<sup>18</sup>. Für das in dieser Studie verwendete zweidimensionale Meßverfahren haben Martell et al. eine Meßgenauigkeit von  $0,079 \text{ mm} \pm 0,241 \text{ mm}$  ermittelt<sup>55</sup>. Damit war es für Gleitpaarungen mit minimalem Abriebverhalten in der klinischen Beurteilung geeignet<sup>37</sup>. Daher war zu berücksichtigen, daß die Ergebnisse der zweidimensionalen Messung in 95%-iger Wahrscheinlichkeit der 3D-Abriebrate entsprechen<sup>89</sup>. Auch Martell et al. beschrieben einen um 10% erhöhten Abrieb der 3D-Abriebmessung im Vergleich zur zweidimensionalen Messung<sup>56</sup>. Sochart et al. bestätigten diese Differenz von 10% im Vergleich der 2D-zur 3D-Messung<sup>83</sup>. HipAnalysisSuite<sup>®</sup>Version 8.0.3.0 definierte in einer Simulatorstudie mit  $0,008 \text{ mm} \pm 0,012 \text{ mm}$  die Femurkopfpennetration und Pfannenposition signifikant exakter als Hip AnalysisSuite<sup>®</sup>Version 4.0<sup>47</sup>.

Die Abriebmessung der 102 Hüftgelenkendoprothesen anhand von 1203 Röntgenbildern ermittelte bei maximalem zeitlichem Abstand zwischen zwei radiologischen Verlaufskontrollen von 218 Tagen einen durchschnittlichen linearen Abrieb von 1,16 mm. Die jährliche lineare Abriebrate betrug damit 0,1 mm über 12 Jahre. Die volumetrische Abriebrate betrug im Durchschnitt  $53 \text{ mm}^3$  pro Jahr. Die Phase direkt postoperativer erhöhter Abriebwerte, das sogenannte Bedding-in, wurde bei allen Messungen berücksichtigt. Diese Zeitspanne war bedingt durch dem Kaltfluß, gleichbedeutend einer Verformung des Polyethylens

sowie von dem „Einschleifen“ des Kopfes in das Polyethylen. Für das Bedding-in wird mindestens der Zeitraum eines Vierteljahres angenommen<sup>46,67,88</sup>. Wroblewski et al. beschrieben in einer Simulatoruntersuchung einen Abfall der Abriebwerte nach 1,5 Millionen Durchläufen, was einer 18-monatigen Belastung der Hüftgelenkendoprothese gleichzusetzen ist<sup>99</sup>. Seine jährlichen Abriebwerte für 22 mm Keramikköpfe lagen jedoch weit über unseren durchschnittlichen jährlichen Abriebraten.

Insgesamt lagen die Meßergebnisse unseres Patientenkollektives im zu erwartenden Bereich für 28 mm Aluminiumoxidkeramikköpfe mit konventionell hergestelltem Polyethylen über 12 Jahre. Einen durchschnittlichen Abrieb von 0,1 mm pro Jahr konnte von Zichner et al. für 109 zementierte Polyethylenpfannen ermitteln, indem er das Verhältnis zwischen dem Kopfbereich und dem Markierungsdraht der Pfanne bestimmte. Er untersuchte jedoch 32 mm Aluminiumoxidkeramikköpfe bis 5 Jahre nach Implantation<sup>101</sup>. 32 mm Köpfe aus Aluminiumoxidkeramik [n=81] zeigten in Kombination mit konventionellem Polyethylen bei zementfreier Primärimplantation mit der Methode nach Sychterz<sup>87</sup> lineare Abriebraten von 0,09 mm ± 0,07 in einer Nachuntersuchungszeit von 4 Jahren<sup>88</sup>. Eine gleichartige Studie mit 28 mm Aluminiumoxidkeramikköpfen und konventionellem mit RAM-Extrusionsverfahren gefertigtem, jedoch mit Ethylenoxid sterilisiertem Polyethylen haben Lewis et al. veröffentlicht. Sie konstatierten mit der Meßmethode nach Dorr und Wan bei 26 Hüftgelenkendoprothesen mit vergleichbarem BMI von 28, jedoch deutlich jüngerem Implantationsalter mit durchschnittlich 43 Jahren, einen jährlichen Abrieb von 0,11 mm im Durchschnitt über 10 Jahre<sup>51</sup>. Da unser Patientenkollektiv aber zum Zeitpunkt der Untersuchung bereits durchschnittlich 70 Jahre alt war, sind sprunghafte Änderungen des Lebensstils und damit Änderungen

des Aktivitätslevels eher nicht zu erwarten. Es ist anzunehmen, daß in einer arbeitenden Vergleichsgruppe entsprechend der arbeitsassoziierten Aktivität auch ein höherer Einfluß der Aktivität auf den Polyethylenabrieb zu verzeichnen wäre. Damit ist die Aussagekraft unserer Studie letztlich auf Patienten mit durchschnittlicher Aktivität im Ruhestandsalter begrenzt. Diese Studie berücksichtigte jedoch nur mobile und aktiv am Leben teilhabende Endoprothesenträger ohne anerkannte Pflegestufen oder die Mobilität stark einschränkende systemische Erkrankungen. Daher konnten keine Aussagen zu auffälligen klinischen Verläufen oder weniger beanspruchte Hüftgelenkendoprothesen getroffen werden. Eine Schwäche der vorliegenden Studie liegt in der fehlenden Prospektivität. Dieser Nachteil wird aber durch die Einschlußkriterien der gut funktionierenden Hüftgelenkendoprothesen ohne Lockerungszeichen und das große Studienkollektiv ausgeglichen. Als nachteilig kann die einmalige Erhebung der Aktivität angesehen werden. Jedoch konnten Silva et al. bei einer vergleichbaren Patientenanzahl mit gleichem Durchschnittsalter von 58 Jahren feststellen, daß 4 aufeinanderfolgende Tage der Lastwechsellaufzeichnung lediglich um 5% differente Ergebnisse aufzeigen als Beobachtungszeiträume von mehr als 7 Tagen<sup>80</sup>.

Das lineare sowie volumetrische Abriebverhalten ist außerdem vom Implantat selbst abhängig. In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich mit Gammastrahlung in Luftatmosphäre sterilisierte Polyethyleninlays, die zu der Gruppe der konventionellen Polyethylene gehören, untersucht. Eine weitere entscheidende Rolle wird der Größe sowie dem Material des Kopfes zugeschrieben. Die vorliegende Studie untersuchte ausschließlich 28 mm Köpfe aus Aluminiumoxidkeramik.

Für die Harris-Galante-Pfanne mit konventionellem Polyethylen und Chromkobaltköpfen wurden bisher bei 10-jährigem Nachuntersuchungszeitraum höhere jährliche Abriebraten ermittelt, die von 0,12 mm für 28 mm Chromkobaltköpfe<sup>25</sup> bis 0,17 mm für 32 mm Chromkobaltköpfen<sup>16</sup> reichten. Im Vergleich zu den Metallköpfen war die jährliche Abriebrate in unserer Studie mit 0,1 mm unter Verwendung von Aluminiumoxidkeramikköpfen als günstig einzustufen. Es erscheint jedoch realistisch, daß bei einer ungünstigeren Gleitpaarung die Patientenaktivität einen höheren Einfluß auf die Abriebrate gewinnt. Eine ebenfalls höhere lineare Abriebrate von 0,12 mm/Jahr wurde mit der Methode nach Shaver et al. bei 28 mm Köpfen für HG-Pfannen der ersten Generation festgestellt<sup>25</sup>. Bei Implantation einer Gleitpaarung mit schlechterem Abriebverhalten ist ein größerer Einfluß der Patientenaktivität auf den Abrieb zu erwarten. Die Möglichkeiten der Aktivitätseinschätzung durch den Operateur sind offensichtlich begrenzt. Vom klinischen Standpunkt aus hat der Operateur nur die Möglichkeit, den Einfluß der Patientenaktivität auf die Abriebrate durch die Wahl der bestmöglichen Gleitpaarung zu minimieren.

## **V. Zusammenfassung**

Die durch Polyethylenabrieb bedingte Osteolyse trägt wesentlich zur Lockerung der Hüftgelenkendoprothese bei. Das Ziel der vorliegenden retrospektiven Studie war, den Einfluß der Patientenaktivität auf den Polyethylenabrieb zu bestimmen.

Es wurden 104 gut funktionierende primär implantierte Hüftgelenkprothesen [HG<sup>®</sup>-Pfanne, konventionelles PE, 28 mm Keramikköpfe] mittels Abriebmessungen [HipAnalysisSuite<sup>®</sup>Version 8.0.4.3] an 1203 Röntgenaufnahmen über durchschnittlich 12 Jahre untersucht. Die Aktivität der durchschnittlich 58-jährigen Patienten wurde mit speziellen Fragebögen und einem Accelerometer bestimmt.

Die Hochrechnung auf ein Jahr ergab 1,8 Millionen Lastwechsel im Durchschnitt und durchschnittlich 17 Stunden Aktivität pro Tag. Dabei zeigten die Messinstrumente HHS, Aktivitätseinschätzung durch den Arzt, Gehstrecke, UCLA und TWB ansteigende Korrelationen zu den durchschnittlichen absoluten Lastwechseln pro Tag. Es zeigte sich eine durchschnittliche jährliche lineare Abriebrate von 0,1 mm, die zu 18 % von der Aktivität beeinflusst wurde und eine jährliche volumetrische Abriebrate von durchschnittlich 53 mm<sup>3</sup>, die zu 19 % von den durchgeführten Lastwechseln beeinflusst wurde. Klinische Faktoren wie Gewicht, Geschlecht, Alter bei Operation oder Pfannenposition zeigten dagegen keine Korrelation zur Abriebrate. Für die durchschnittlichen Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau und die absoluten Lastwechsel in Kombination mit dem PeakActivityIndex ermittelte sich eine Prädiktion für das Risiko einer jährlichen linearen Abriebrate von mehr als 0,15 mm von 78%.

Diese Langzeitstudie etabliert eine direkte Korrelation zwischen der Patientenaktivität und dem Polyethylenabrieb und die untersuchte Gleitpaarung zeigte gute Langzeitergebnisse bei durchschnittlicher Aktivität berenteter Patienten. Die dem Operateur zur Verfügung stehenden Messinstrumente, um die Patientenaktivität einzuschätzen, sind allenfalls begrenzt geeignet, die Patientenaktivität zu beurteilen. Der Operateur kann den Einfluss der Patientenaktivität auf die jährliche Abriebrate nur durch die Wahl der bestmöglichen Gleitpaarung minimieren.

## **VI. Literatur- und Abbildungsverzeichnis**

- [1]** Amstutz HC, Thomas B, Jinnah R et al. Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1984; 66: 228-241
- [2]** Archibeck MJ, Jacobs JJ, Black J. Alternate bearing surfaces in total joint arthroplasty: biologic considerations. Clin Orthop 2000; 379: 12-21
- [3]** Archibeck MJ, Berger RA, Jacobs JJ et al. Second-Generation Cementless Total Hip Arthroplasty: Eight to Eleven Year results. J Bone Joint Surg Am 2001; 83: 1666-1673
- [4]** Aspenberg P, der Van V. Migration, Particles and Fluid Pressure. A discussion of causes of prosthetic loosening. Clin Orthop 1998; 352: 75-80
- [5]** Barrack RL, Mulroy RD Jr, Harris WH. Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic view. J Bone Joint Surg Br 1992; 74[3]: 385-389
- [6]** Battenberg AK, Hopkins JS, Kupiec AD, Schmalzried TP. The 2012 Frank Stinchfield Award: Decreasing patient activity with aging: implications for crosslinked polyethylene wear. Clin Orthop Relat Res 2012; 471(2): 386-392
- [7]** Berger RA, Jacobs JJ, Quigley LR et al. Primary Cementless Acetabular Reconstruction In Patients Younger Than 50 Years Old. 7- to 11-Year Results. Clin Orthop 1997; 344: 216-226
- [8]** Bos I, Willmann G. Morphologic Characteristics of Periprosthetic Tissues From Hip Prostheses With Ceramic-Ceramic Couples: A Comparative Histologic Investigation of 18 Revision and 30 Autopsy Cases. Acta Orthop Scand 2001; 379: 3-11
- [9]** Boutin P. Total Hip Arthroplasty Using a Ceramic Prosthesis. Pierre Boutin [1924-1989]. Clin Orthop 2000; 379: 3-11

- [10]** Braun M, Conradt J. Geschichte Und Technische Entwicklung Der Hüftgelenkersatzoperationen. Zentralbl Chir 1977; 102[7]: 385-393
- [11]** Bullinger M, Kirchberger I. SF-36 Fragebogen zum Gesundheitszustand. Hogrefe Verlag, Göttingen 1998
- [12]** Callaghan JJ, Pedersen DR, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Radiographic measurement of wear in 5 cohorts of patients observed for 5 to 22 years. Clin Orthop 1995; 317: 14-18
- [13]** Charnley J, Cupic Z. The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. Clin Orthop 1973; 95: 9-25
- [14]** Clohisy JC, Harris WH. The Harris-Galante Porous-Coated Acetabular Component With Screw Fixation. An Average Ten-Year Follow-Up Study. J Bone Joint Surg Am 1999; 81[1]: 66-73
- [15]** Crowther JD, Lachiewicz PF. Survival and polyethylene wear of porous-coated acetabular components in patients less than fifty years old: results at nine to fourteen years. J Bone Joint Surg Am 2002; 84-A: 729-735
- [16]** Cruz-Pardos A, Garcia-Cimbreno E. The Harris-Galante Total Hip Arthroplasty. J Arthroplasty 2001; 16[5]: 586-597
- [17]** DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop 1976; 121: 20-32
- [18]** Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, Hardie HM, Horne JG. Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. I. Three-dimensional technique. Clin Orthop 1995; 319: 303-316
- [19]** Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2002; 17: 649-661
- [20]** Elke R et al. Particle Disease: Status and Today`s Solutions. Bioceramics in Joint Arthroplasty, Proc 7th Int Biolog Symp 2003; 7: 1-6

- [21]** Engh CA, Griffin WL, Marx CL. Cementless Acetabular Components. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72-B: 53-59
- [22]** Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop* 1992; 11[284]: 310-312
- [23]** Feller JA, Kay PR et al. Activity and socket wear in the Charnley low-friction arthroplasty. *J Arthroplasty* 1994; 9[4]: 341-345
- [24]** Frey, I. & Berg, A. [2002]. Erfassung der körperlichen Aktivität in Klinik und Praxis. In G. Samitz & G. Mensink [Hrsg.]. Körperliche Aktivität in Prävention und Therapie: Evidenzbasierter Leitfaden für Klinik und Praxis [S.81–86], München: Hans Marseillie
- [25]** Gaffey JL, Callaghan JJ, Pedersen DR, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Cementless acetabular fixation at fifteen years. A comparison with the same surgeon's results following acetabular fixation with cement. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86 A[2]: 257-261
- [26]** Galante J, Rostoker W, Lueck R, Ray RD. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am* 1971; 53: 101-114
- [27]** Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of Failure" of cemented stem-type femoral components. A radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Rel Res* 1979; 141: 17-27
- [28]** Hardinge K, Porter ML, Jones PR, Hukins DW, Taylor CJ. Measurement of the hip prostheses using image analysis. The maxima hip technique. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73: 724-728
- [29]** Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969; 51: 737-755
- [30]** Harris WH, Krushell RJ, Galante JO. Results of cementless revisions of total hip arthroplasties using the Harris-Galante prosthesis. *Clin Orthop* 1988; 235: 120-126

- [31]** Harris WH. The First 32 Years of Total Hip Arthroplasty. One Surgeon`s Perspective. Clin Orthop 1992; 274: 6-11
- [32]** Harris WH et al. Wear and periprosthetic osteolysis: the problem. Clin Orthop 2001; 393: 66-70
- [33]** Harris WH et al. A review of current cross-linked polyethylenes used in total joint arthroplasty. Clin Orthop Rel Res 2005; 430: 46-52
- [34]** Hernandez JR, Keating EM, Faris PM, Meding JB, Ritter MA. Polyethylene wear in uncemented acetabular components. J Bone Joint Surg Br 1994; 76: 263-266
- [35]** Hirakawa K, Jacobs JJ, Urban R, Saito T. Mechanisms of failure of total hip replacements: lessons learned from retrieval studies. Clin Orthop 2004; 420: 10-17
- [36]** Hopper RH, Young AM, Orishimo KF. Effect of Terminal Sterilization with Gas Plasma or Gamma Radiation on Wear of Polyethylene Liners. J Bone Joint Surg 2003; 85-A: 464-468
- [37]** Hui AJ, McCalden RW, Martell JM, MacDonald SJ, Bourne RB, Rorabeck CH. Validation of two and three-dimensional radiographic techniques for measuring polyethylene wear after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2003; 85-A: 5005-5011
- [38]** Jasty M, Goetz DD, Bragdon CR et al. Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. J Bone Joint Surg Am 1997; 79: 349-358
- [39]** Judet J, Judet R. The Use of an Artificial Femoral Head for Arthroplasty of the Hip Joint. J Bone Joint Surg Br 1950; 32: 166-173
- [40]** Judet R, Judet J. Technique and Results With the Acrylic Femur Head Prothesis. J Bone Joint Surg Br 1952; 34: 173-180
- [41]** Judet R. Experiences of Hip Arthroplasties by Acrylic Prothesis Since 1946. J Bone Joint Surg Br 1954; 36: 691-695

- [42]** Kadar T, Furnes O, Aamodt A et al. The influence of acetabular inclination angle on the penetration of polyethylene and migration of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br* 2012; 94-B: 302-307
- [43]** Kadoya Y, Kobayashi A, Ohashi H. Wear and Osteolysis in Total Joint Replacements. *Acta Orthop Scand Suppl* 1998; 278: 1-16
- [44]** Kawamura H, Bourne RB, Dunbar MJ, Rorabeck CH. Polyethylene wear of the porous-coated anatomic total hip arthroplasty with an average 11-year follow-up. *J Arthroplasty* 2001; 16: 116-121
- [45]** Kim YH, KIM VEM. Uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. Results at six years in a consecutive series. *J Bone Joint Surg* 1993; 75[1]: 6-13
- [46]** Kim YH, Kook HK, Kim JS. Total hip replacement with cementless acetabular component and a cemented femoral component in patients younger than fifty years of age. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A: 770-774
- [47]** Kraay MJ, Moore RD, Martell JM, Rimnac CM. Reassessment of computerized wear measurement for total hip arthroplasty with correction for projectional image distortion: a brief follow-up report. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92[9]: 1858-1867
- [48]** Kuzyk PRT, Saconne M, Sprague S. Cross-linked versus conventional polyethylene for total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2011; 93-B: 593-600
- [49]** Lachiewicz PF, Anspach WE, DeMasi R. A prospective study of 100 consecutive Harris-Galante porous total hip arthroplasties. 2-5 year results. *J Arthroplasty* 1992; 7: 519-526
- [50]** Lachiewicz PF, Soileau ES. Low Early and Late Dislocation Rates with 36-and 40 mm Heads in Patients at High Risk for Dislocation. *Clin Orthop Relat Res Epub* 22576929 2012-5-11
- [51]** Lewis PM, Al-Belooshi A et al. Prospective Randomized Trial Comparing Alumina Ceramic-on-Ceramic With Ceramic-On-

Conventional Polyethylene Bearings in Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 2010; 25: 392-397

**[52]** Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72: 518-528

**[53]** 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* 1999; 369: 157-164

**[54]** Manning DW, Chiang PP, Martell J, Galante JO, Harris WH. In Vivo Comparative Wear Study of Traditional and Highly Cross-linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20[7]: 880-886

**[55]** Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 1635-1641

**[56]** Martell JM, Berkson E, Berger R, Jacobs J. Comparison of two and three-dimensional computerized polyethylene wear analysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A: 1111-1117

**[57]** Martell JM, Verner JJ, Invaco SJ. Clinical performance of a highly cross linked polyethylene at two years in total hip arthroplasty: A randomized prospective trial. *J Arthroplasty* 2003; 18[7 suppl. 1]: 55-59

**[58]** McCalden RW, Busch CA, Martell JM, MacDonald SJ, Bourne RB, Rorabeck CH. Comparison of acetabular wear and osteolysis in RAM-Extruded versus machined compression molded UHMWPE. *J Arthroplasty* 2006, Vol 21- 2 Paper#7

**[59]** McClung CD, Zahiri CA, Higa JK, Amstutz HC, Schmalzried TP. Relationship between body mass index and activity in hip or knee arthroplasty patients. *J Orthop Res* 2000; 18: 35-39

- [60]** McKellop H, Shen FW, Lu B, Campbell P, Salovey R. Development of an Extremely Wear-Resistant Ultra High Molecular Weight Polyethylene for Total Hip Replacements. *J Orthop Res* 1999; 17: 157-167
- [61]** Nikolaou VS, Edwards MR. A prospective randomised controlled trial comparing three alternative bearing surfaces in primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 2012; 94[4]: 459-465
- [62]** Oparaugo PC, Clarke IC, Malchau H, Herberts P. Correlation of wear debris-induced osteolysis and revision with volumetric wear-rates of polyethylene: a survey of 8 reports in the literature. *Acta Orthop Scand* 2001; 72: 22-28
- [63]** Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ, Engh CA. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A: 1095-1099
- [64]** Orishimo KF, Sychterz CJ, Hopper RH, Jr., Engh CA. Can component and patient factors account for the variance in wear rates among bilateral total hip arthroplasty patients? *J Arthroplasty* 2003; 18: 154-160
- [65]** Paffenbarger RS Jr, Blair SN, Lee IM, Hyde RT. Measurement of physical activity to assess health effects in free-living populations. *Med Sci Sports Exerc* 1993; 25: 60-70
- [66]** Patil S, Bergula A, Chen PC et al. Polyethylene Wear and Acetabular Component Orientation. *J Bone Joint Surg* 2003; 85-A: 56-63
- [67]** Pedersen DR, Callaghan JJ, Johnston TL, Fetzer GB, Johnston RC. Comparison of femoral head penetration rates between cementless acetabular components with 22-mm and 28-mm heads. *J Arthroplasty* 2001; 16: 111-115

- [68]** Saikko VO, Paavolainen PO, Slati P. Wear of the polyethylene acetabular cup. Metallic and ceramic heads compared in a hip simulator. *Acta Orthop Scand* 1993; 64: 391-402
- [69]** Sakalkale DP, Sharkey PF et al. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 388: 125-134
- [70]** Schmalzried TP, Kwong LM, Jasty M, Sedlacek RC, Haire TC, O'Connor DO, Bragdon CR, Kabo JM, Malcolm AJ, Harris WH. The Mechanism of Loosening of Cemented Acetabular Components in Total Hip Arthroplasty. Analysis of Specimens Retrieved at Autopsy. *Clin Orthop* 1992; 274: 60-78
- [71]** Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M, Amstutz HC. The relationship between the design, position, and articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76: 677-688
- [72]** Schmalzried TP, Wessinger SJ, Hill GE, Harris WH. The Harris-Galante porous acetabular component press-fit without screw fixation. Five-year radiographic analysis of primary cases. *J Arthroplasty* 1994; 9: 235-242
- [73]** Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Northfield MR, Akizuki KH, Frankel RE, Belcher G, Amstutz HC. Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80 A: 54-59
- [74]** Schmalzried TP, Brown IC, Amstutz HC, Engh CA, Harris WH. The Role of Acetabular Component Screw Holes and/or Screws in the Development of Pelvic Osteolysis. *Proc Inst Mech Eng [H]* 1999, 213: 147-153
- [75]** Schmalzried TP, Callaghan JJ. Wear in total hip and knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81: 115-136
- [76]** Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO et al. Wear is a Function of Use, Not Time. *Clin Orthop* 2000; 381: 36-46

- [77]** Schmalzried TP, Huk OL. Patient factors and wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 2004; 418: 94-97
- [78]** Sedel L. Evolution of Alumina-on-Alumina Implants: a Review. *Clin Orthop* 2000; 379: 48-54
- [79]** Sheperd EF, Toloza E, McClung CD. Step activity monitor: increased accuracy in quantifying ambulatory activity. *J Orthop Res* 1999; 17[5]: 703-708
- [80]** Silva M, McClung CD, DelaRosa MA. Activity sampling in the assessment of patients with total joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20[4]: 487-491
- [81]** Smith-Petersen MN. Arthroplasty of the Hip. A New Method. *J Bone Joint Surg Br* 1939; 21: 269-288
- [82]** Smith-Petersen MN. Evolution of Mould Arthroplasty of the Hip Joint. *J Bone Joint Surg Br* 1948; 30[59]: 64
- [83]** Sochart DH et al. Relationship of Acetabular Wear to Osteolysis and Loosening in Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop* 1999; 363: 135-150
- [84]** Sodermann P, Malchau H, Herberts P. Outcome of total hip replacement: a comparison of different measurement methods. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 390: 163-172
- [85]** Soto MO, Rodriguez JA, Ranawat CS. Clinical and radiographic evaluation of the Harris-Galante cup: incidence of wear and osteolysis at 7 to 9 years follow-up. *J Arthroplasty* 2000; 15: 139-145
- [86]** Sychterz CJ, Moon KH, Hashimoto Y, Terefenko KM, Engh CA Jr, Bauer TW. Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty. A study of specimens retrieved post mortem. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78: 1193-1200
- [87]** Sychterz CJ, Engh CA Jr, Shah N, Engh CA Jr. Radiographic evaluation of penetration by the femoral head into the polyethylene liner over time. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 1040-1046

- [88]** Sychterz CJ, Engh CA Jr, Young AM, Hopper RH Jr, Engh CA. Comparison of in vivo wear between polyethylene liners articulating with ceramic and Kobalt-chrome femoral heads. *J Bone Joint Surg Br* 2000; 82: 948-951
- [89]** Sychterz CJ, Orishimo KF, Engh CA. Sterilisation and polyethylene wear: clinical studies to support laboratory data. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A: 1017-1022
- [90]** Taylor M, Tanner KE. Fatigue Failure of Cancellous Bone: A Possible Cause of Implant Migration and Loosening. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79[2]: 181-182
- [91]** Udomkiat P, Dorr L, Wan Z. Cementless Hemispheric Porous-Coated Sockets Implanted with Press-Fit Technique without Screws: Average Ten-Year Follow-up. *J Bone Joint Surg* 2002; 84-A[7]: 1195-1200
- [92]** Ungethüm M. Werkstoffe [Kunststoff, Keramik, Metall] und Konstruktionsmerkmale zementloser Prothesen. Hrsg.: Hipp E, Gradinger R, Rechl H. Zementlose Hüftgelenksendoprothetik. Gräfe-ling, Demeter 1988; 30-38
- [93]** Weiss RJ, Hailer NP, Stark A, Kärrholm J. Survival of uncemented acetabular monoblock cups: Evaluation of 210 hips in the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 2012; 83 [3]: 214-219
- [94]** Willmann G et al. Ceramic femoral head retrieval data. *Clin Orthop* 2000; 379: 22-28
- [95]** Woll A. Diagnose körperlich-sportlicher Aktivität im Erwachsenenalter. *Z Sportpsychol* 2004; 2: 10-15
- [96]** Wollmerstedt N, Faller H, Schneider J, Glatzel M, Krischner S, König A. Evaluierung des XSMFA-D an Patienten mit Erkrankungen des Bewegungsapparates und operativer oder konservativer stationärer Therapie. *Die Rehabilitation* 2006; 45: 78-87

**[97]** Wollmerstedt N, Nöth U, Mahlmeister F, Lotze A, Finn A, Eulert J et al. A novel questionnaire to assess activity in patients after hip arthroplasties. *Der Orthopäde* 2006; 35: 1237-45

**[98]** Wollmerstedt N, Nöth U, Ince A, Ackermann H, Martell JM, Hendrich C et al. The Daily Activity Questionnaire: a novel questionnaire to assess patient activity after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010; 25[3]: 475-480. e1-3. Epub 2009 Feb 20.

**[99]** Wroblewski BM, Siney PD, Dowson D, Collins SN. Prospective clinical and joint simulator studies of a new total hip arthroplasty using alumina ceramic heads and cross-linked polyethylene cups. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78: 280-285

**[100]** Zahiri CA, Schmalzried TP et al. Assessing Activity in Joint Replacement Patients. *J Arthroplasty* 1998; 13[8]: 890-895

**[101]** Zichner L, Lindenfeld T. In vivo wear of the slide combinations ceramics-polyethylene as opposed to metal-polyethylene. *Der Orthopäde* 1997, 26: 129-134

**Abbildung 1:**

oben: Histologie von periprothetischem Gewebe mit doppelbrechenden Polyethylenpartikeln im polarisierenden Licht,  
unten: Hämatoxylin-Eosin-Färbung von periprothetischem Gewebe mit Darstellung umgebender Makrophagen [Quelle: C. Hendrich]

**Abbildung 2:**

28 mm Aluminiumoxidkeramikkopf

[Quelle: CeramTec AG, Plochingen, Deutschland]

**Abbildung 3:**

Harris-Galante-Pfanne mit zwei Pfahlschrauben

[Quelle: C. Hendrich]

**Abbildung 4:**

Darstellung der Bezugspunkte in der Abriebmessung

**Abbildung 5:**

Radiologische Darstellung der Bezugspunkte mit Hip Analysis Suite®  
Version 8.0.4.3

**Abbildung 6:**

Auszug aus dem SF-36 für das Kriterium Schmerzempfinden

**Abbildung 7:**

UCLA-Fragebogen

**Abbildung 8:**

StepWatch™ActivityMonitor am linken Sprunggelenk

**Abbildung 9:**

Accelerogramm des StepWatch™ActivityMonitor mit Angabe der Aktivitäten mittels des Täglichen Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen, Abszisse: Tagesuhrzeit [Stunden], Ordinate: Tagesaktivität [Lastwechsel/Minute]

**Abbildung 10:**

Auszug aus dem Täglichen Würzburger Bewegungsaktivitätsfragebogen

**Diagramm 1:**

Übersicht der Diagnosenverteilung des Patientenkollektives

**Diagramm 2:**

Patientenkollektiv

**Diagramm 3:**

Maximale Gehstrecke [m]

**Diagramm 4:**

Linearer Abrieb [mm/Jahr] mit Bedding-in,  
Abszisse: Zeit [Jahr], Ordinate: Lineare Abriebrate [mm]

**Diagramm 5:**

Volumetrischer Abrieb [mm<sup>3</sup>/Jahr] mit Bedding-in,  
Abszisse: Zeit [Jahr], Ordinate: Volumetrische Abriebrate [mm<sup>3</sup>]

**Diagramm 6:**

Lineare Abriebraten [mm/Jahr] mit Bedding-in,

Abszisse: Patienten, Ordinate: Lineare Abriebrate [mm/Jahr]

**Diagramm 7:**

Volumetrische Abriebraten [mm<sup>3</sup>/Jahr] mit Bedding-in,

Abszisse: Patienten, Ordinate: Volumetrische Abriebrate [mm<sup>3</sup>/Jahr]

**Diagramm 8:**

Lineare Abriebraten [mm/Jahr] ohne Bedding-in,

Abszisse: Patienten, Ordinate: Lineare Abriebrate [mm/Jahr]

**Diagramm 9:**

Volumetrische Abriebraten [mm<sup>3</sup>/Jahr] ohne Bedding-in,

Abszisse: Patienten, Ordinate: Volumetrische Abriebrate [mm<sup>3</sup>/Jahr]

**Diagramm 10:**

Erwerbsstatus des Patientenkollektivs

**Diagramm 11:**

Verteilung der Mittelwerte der Merkmale des SF-36,

Abszisse: Merkmale des SF-36, Ordinate: Punktwert des SF-36

**Diagramm 12:**

Harris-Hip-Score

Abszisse: Merkmale des HHS, Ordinate: Punktwert des SF-36

1=Schmerz/2=Hinken/3=Gehilfen/4=Gehstrecke/5=Treppe/6=

Schuhe anziehen/7=Sitzen/8=öffentlicher Verkehr/9=<30° Beuge-

kontraktur/10=<10° Adduktion/11=<10° fixierte Innenrotation/ 12

=Beinlängendifferenz>320 mm/13=Trendelenburg

**Diagramm 13:**

Verteilung des UCLA-Scores,

Abszisse: Patienten, Ordinate: UCLA-Punktwert

**Diagramm 14:**

Verteilung der durchschnittlichen absoluten Lastwechsel pro Tag,

Abszisse: Patienten, Ordinate: Aktivität [Lastwechsel/Tag]

**Diagramm 15:**

Aktivitätsminuten [Mittelwert] pro Tag,

Abszisse: Tagesaktivität [Minuten/Tag], Ordinate: Tätigkeit

**Diagramm 16:**

Qualitative Aktivitätsminuten [Mittelwert] pro Jahr,

Abszisse: Jahresaktivität [Minuten/Jahr], Ordinate: Tätigkeit

**Diagramm 17:**

Qualitative Aktivitätsminuten [Mittelwert] in 5 Dokumentationstagen,

Abszisse: Tätigkeit, Ordinate: Aktivität [Minuten]

**Diagramm 18:**

Lineare Abriebrate [mm/Jahr] in Abhängigkeit der durchschnittlichen absoluten Lastwechsel,

Abszisse: Absolute Lastwechsel, Ordinate: Lineare Abriebrate [mm/Jahr]

**Diagramm 19:**

Volumetrische Abriebrate in  $\text{mm}^3/\text{Jahr}$  in Abhängigkeit der durchschnittlichen absoluten Lastwechsel,

Abszisse: Absolute Lastwechsel, Ordinate: Volumetrische Abriebrate [ $\text{mm}^3/\text{Jahr}$ ]

**Diagramm 20:**

ROC Kurve: Regressionsmodel „Maximale Intensität der Aktivität“ im Vergleich mit „Maximale Intensität der Aktivität, Lastwechsel im mittleren Aktivitätsniveau und absolute Lastwechsel“ anhand Falldaten von  $>0.15$  mm jährlicher linearer Abriebraten,

Abszisse: Falsch positiv Rate, Ordinate: Richtig positiv Rate

**Tabelle 1:**

Extra Short Musculoskeletal Assessment Questionnaire

**Tabelle 2:**

Verteilung der Lastwechsel in verschiedenen Aktivitätsniveaus

**Tabelle 3:**

Regressionsanalyse der Prädiktoren der linearen Abriebrate

**Tabelle 4:**

Korrelationen der stetigen Meßinstrumente

**Tabelle 5:**

Regressionsanalyse der Meßinstrumente

## **Danksagung**

Dem Ärztlichen Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität Würzburg, Herrn *Professor Dr. med. M. Rudert*, danke ich für die Großzügigkeit, mir die Möglichkeit der klinischen Untersuchungen als Grundlage dieser Dissertation in seinem Hause gegeben zu haben.

Meinem Doktorvater, Herrn *Professor Dr. med. C. Hendrich*, danke ich für die Überlassung dieses interessanten Themas. Ein besonderer Dank gilt seiner konstruktiven Kritik, seiner Geduld und Herzlichkeit. Mit großer Dankbarkeit sehe ich auf die Betreuung meiner klinischen Untersuchungen durch Herrn *Professor Dr. med. U. Nöth* zurück.

Meinen Dank möchte ich auch dem Director of Orthopaedic Biomedical Imaging Institute at The University of Chicago Herrn *John M. Martell, M. D.* ausdrücken, der mir stets ein zuverlässiger und hilfreicher Ansprechpartner bei der Abriebmessung war. Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei seiner Sekretärin, Frau *Darlene Urlaub*, die mit ihrer Kompetenz eine Schlüsselstelle bekleidet, die das Fertigen dieser Arbeit erst ermöglichte.

Ich danke dem Personal der Röntgenabteilung der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität Würzburg mit der Leitung von Frau *Edda Gallena* sowie Frau *Dr. phil. N. Wollmerstedt* und Frau *Christine M. Steckel* für die hervorragende Zusammenarbeit.

Meinen ganz besonderen Dank möchte ich meinen Eltern aussprechen, die mir diesen Weg überhaupt erst ermöglichten und mich auf diesem stets mit Liebe und Fürsorge begleiteten.