



universität
wien

Diplomarbeit

Titel der Diplomarbeit

„Rehabilitation und Sport nach endoprothetischer
Versorgung am Beispiel der Hüftendoprothese“

Verfasser

Peter Perik

angestrebter akademischer Grad

Magister der Philosophie (Mag. phil.)

Wien, im Oktober 2008

Studienkennzahl lt. Studienblatt

A 481 295

Studienrichtung lt. Studienblatt

Sportwissenschaften

Betreuer:

A.o.Univ.Prof. Dr. Ramon Baron

1. Einleitung.....	6
2. Anatomie des Hüftgelenks	8
2.1. knöchernen Strukturen	8
2.1.1. Beckenknochen	8
2.1.2. Oberschenkelknochen	8
2.2. Winkel und Achsen im Hüftbereich.....	9
2.2.1. Collum-Corpus-Winkel (CC-Winkel)	9
2.2.2. Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel)	9
2.2.3. Centrum-Eck-Winkel (CE-Winkel)	9
2.2.4. Antetorsionswinkel (AT-Winkel)	9
2.2.5. Inklination (IN) und Anteversion (AV)	10
2.3 Gelenkkapsel und Bänder der Hüfte	10
2.4. Hüftmuskulatur	12
2.4.1. Dorsale Muskeln	12
2.4.1.1. Dorsale Hüftmuskeln – vordere Gruppe.....	12
2.4.1.2. Dorsale Hüftmuskeln – hintere Gruppe.....	13
2.4.2. Ventrale Hüftmuskeln.....	14
2.4.3. Adduktoren	14
2.4.4. Muskeln des Oberschenkels, die auf das Hüftgelenk wirken.....	15
2.5. Bewegungsumfänge des Hüftgelenks	17
3. Biomechanik des Hüftgelenks.....	19
3.1. Kontaktflächen und Schmierung des Hüftgelenks.....	20
3.2. Kräfte im Hüftgelenk.....	20
3.2.1. rechnerische Ermittlung von Gelenkkräften.....	21
3.2.2. messtechnische Ermittlung von Gelenkkräften.....	25
3.3. Die Ganganalyse.....	27
3.3.1. Gangbildanalyse	28

3.3.2. Psychomotorische Ganganalyse.....	28
3.3.3. apparative Ganganalyse	28
3.4. Der Gangzyklus.....	29
3.5. Kräfte und Drehmomente an der Hüfte in Bewegung.....	32
4. Das künstliche Hüftgelenk - die Endoprothese.....	45
4.1. Geschichtliche Entwicklung der Endoprothetik	45
4.2. Anforderungen an Implantate	46
4.3. Design von Endoprothesen - Prothesenarten	46
4.3.1. Totalendoprothese (TEP).....	46
4.3.2. Hemiendoprothese (HEP)	47
4.3.3. Kappenprothese.....	47
4.3.4. Druckscheibenprothese	48
4.3.5. trabekulär orientierte Prothese	49
4.3.6. Modulare Prothesenarten.....	49
4.3.7. Individualprothese	49
4.4. Materialkunde.....	50
4.4.1. Bioverträglichkeit.....	50
4.4.2. Biofunktionsfähigkeit	51
4.4.3. Biokompatibilität.....	51
4.4.3.1. biotolerante Werkstoffe.....	51
4.4.3.2. bioinerte Werkstoffe.....	51
4.4.3.3. bioaktive Werkstoffe	51
4.4.4. Tribologie	52
4.5. Fixations- und Verankerungstechniken.....	53
4.5.1. Fixation mit Knochenzement.....	54
4.5.3. proximale versus distale Verankerung	57
4.5.3.1. Wolffsches Gesetz der Transformation der Knochen.....	58
4.5.3.2. proximale Krafteinleitung	58

4.5.3.3. distale Krafterleitung	59
4.6. Lockerung der Prothese	59
4..7. Differentialindikation bei Hüft-TEP-Versorgung.....	60
5. Rehabilitation nach künstlichem Gelenkersatz	62
5.1. Coxarthrose und deren Auswirkungen.....	63
5.2. Exkurs: operative Zugänge zum Hüftgelenk	65
5.2.1. konventionelle Zugangsarten	65
5.2.2. minimal invasive Zugänge.....	66
5.3. Verhalten nach der Operation.....	66
5.4. Bewegungstherapie – Medizinisches Aufbautraining (MAT) - Medizinische Trainingstherapie (MTT) – Gerätegestützte Krankengymnastik (KGG) – Sporttherapie, eine Begriffsklärung.....	67
5.4.1. Üben	68
5.4.2. Training.....	68
5.4.3. Sport	69
5.4.4. Therapie	69
5.4.5. Bewegungstherapie	69
5.4.6. Krankengymnastik mit Gerät (KGG).....	69
5.4.7. Medizinische Trainigstherapie (MTT)	69
5.4.8. Medizinisches Aufbautraining.....	70
5.4.9. Sporttherapie	70
5.5. von der Rehabilitation zum Sport.....	71
6. Sport mit künstlichem Hüftgelenk.....	74
6.1. Voraussetzungen der Sportfähigkeit bei Hüft-TEP Patienten.....	74
6.1.1. Gelenkbezogene Voraussetzungen	74
6.1.2. Patientenbezogene Voraussetzungen.....	74
6.2. Kontraindikationen zum Sport mit Endoprothese	75
6.3. Lockerung der Prothese durch Sport	75
6.4. Sportarten	78

6.4.1. ausgeübte Sportarten vor und nach Implantation	78
6.4.2. Kräfte während unterschiedlicher Sportarten	81
6.4.3. empfohlene versus nicht empfohlene Sportarten	82
6.4.3.1. Alpiner Skilauf	85
6.4.3.2. Aqua Training	85
6.4.3.3. Ballspiele	86
6.4.3.4. Eislaufen	86
6.4.3.6. Golf	87
6.4.3.7. Laufen / Jogging	87
6.4.3.8. Rudern	87
6.4.3.9. Radfahren	88
6.4.3.10. Reiten	88
6.4.3.11. Schwimmen	88
6.4.3.12. Skilanglauf	88
6.4.3.13. Tennis	88
6.4.3.14. Wandern	88
7. Schlussbemerkung:	89
Erklärung	91
Lebenslauf	92
Abbildungsverzeichnis	93
Tabellenverzeichnis	95
Literaturverzeichnis:	96

1. Einleitung

Im Jahr 2006 wurden in Österreich zirka 13 000 Hüftgelenke und 6 500 Kniegelenke eingesetzt. Der jährliche Anstieg der Operationen beträgt etwa 0,5 bis 1% berichtet Gehmacher (2007, S. 178). In Deutschland beträgt die Zahl der jährlich implantierten Hüft- und Knieprothesen über 150 000, schätzen Scholz und Freiherr von Salis-Soglio (2002, S.423), wobei die Tendenz vor allem für das Kniegelenk stark steigend ist. Die Steigerungsrate von implantierten Hüftprothesen betrug zwischen 1990 und 2002 in den USA 46% (Seyler, Mont, Ragland, Kachwala und Delanois, 2006, S.578). Zur Zeit werden mehr als 250 000 Hüftprothesen pro Jahr implantiert. (Hahn und Dora, 2006, S.13).

Dieser Trend ist durch die Verbesserung der Operationsmethoden (minimal invasiver Zugang) und die verlängerte Haltbarkeit von Endoprothesen, die durch intensive Materialforschung erzielt wurde, zu erklären.

Auch ist die Bereitschaft zu einer konservativen Therapie, die immer mit einer Entlastung des betroffenen Gelenkes einhergeht in der Bevölkerung immer weniger vorhanden, berichten Hahn und Dora (2006, S.13). Die Patienten erwarten nach dem Einsetzen einer Hüftendoprothese, neben der selbstverständlichen Schmerzfreiheit, eine gesteigerte Lebensqualität. Damit verbunden ist auch der Wunsch ihren altersadäquaten Tätigkeiten nachgehen zu können. Diese haben sich in den letzten Jahren in der Gesellschaft verändert. Immer mehr ältere Menschen leben ein aktives, bewegungsreiches Leben, das ihnen auch soziale Kontakte pflegen lässt.

Hohe Lebensqualität bedeutet unter anderem auch gesund zu sein, wobei Gesundheit mit Aktivität, Bewegung und Sport verbunden ist. Der Wellness- und Fitnessboom hat viele zur körperlichen Aktivität ermuntert, die Bestandteil ihres Lebens geworden ist. Auf diesen Bestandteil möchten sie auch nach einem endoprothetischen Ersatz der Hüfte nicht verzichten.

Bei manchen Personen mit einer künstlichen Hüfte bestehen weitere Erkrankungen wie zum Beispiel Diabetes, Adipositas oder eine koronare Herzkrankheit, aufgrund derer sie ein Bewegungstraining durchführen sollten.

Sechriest, Kyle, Marek, Spates, Saleh und Kuskowski (2007, S.44) berichten von durchschnittlich 1,2 Millionen Gangzyklen pro Jahr die Personen mit einem künstlichen Gelenk machten, wobei eine Person sogar 2,7 Millionen Gangzyklen vollführte. Nimmt man 15 Jahre für die Tragedauer einer künstlichen Hüfte, ergeben sich 18 Millionen Gangzyklen, die dieser Gelenkersatz standhalten muss.

Diese Arbeit geht der Frage nach welche sportlichen Aktivitäten zu welcher Zeit nach der Implantation einer künstlichen Hüfte sinnvoll erscheinen und welche negativen Effekte der Sport auf das künstliche Gelenk hat. Es werden unterschiedliche Sportarten auf ihre Eignung für Hüftprothesenträger untersucht.

Da die Eignung auch sehr von der Art und Weise des implantierten Gelenkes abhängt, werden die unterschiedlichen Prothesenarten und -systeme mit ihren Fixierungsmethoden besprochen, um eine Aussage treffen zu können welche Prothesenart für sportliche Personen sinnvoll erscheint.

Ein weiterer Abschnitt gibt eine Übersicht über den derzeitigen Wissenstand über Kräfte und Momente im Hüftgelenk während verschiedener Bewegungen. Daraus sollen Empfehlungen abgeleitet werden welche Sportart mit welcher Technik ausgeübt werden kann. Dies wird mit Empfehlungen aus der Literatur verglichen.

Die Rehabilitation, die danach anschließende Therapie und das darauf aufbauende spezifische Training dienen hierbei zur Heranführung an die jeweils gewünschte Sportart.

Es existieren unterschiedliche Begriffe für das Training nach einer Verletzung, die teilweise parallel verwendet werden. Hier wird eine Begriffsklärung und eine Abgrenzung der unterschiedlichen Begriffe vorgenommen. Dem wird im einem weiteren Kapitel dieser Arbeit Rechnung getragen.

2. Anatomie des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk (articulatio coxae) ist ein Kugelgelenk, das Bewegungen in allen 3 Dimensionen des Raumes ermöglicht. Es wird einerseits von dem Hüftbein (os coxae) und andererseits von dem Oberschenkelknochen (os femoris) gebildet. „Die Kapsel des Hüftgelenks ist mit kräftigen und dichten ligamentären Strukturen verstärkt.“ (Filler, 2005, S.3)

Nahezu zwei Drittel des Kopfes des Oberschenkelknochens (caput femoris) werden von der Pfanne, die durch einen knöchernen (Limbus acetabuli) und einen faserknorpeligen Rand (Labrum acetabuli) vergrößert wird umfasst (vgl. Aebi-Müller, Gloor-Moriconi, Koch, 1997, S.8).

2.1. knöcherne Strukturen

2.1.1. Beckenknochen

Das knöcherne Becken besteht aus den beiden Hüftknochen (ossa coxae), dem Kreuzbein (os sacrum) und dem Steißbein (os coccygis). Diese vier Knochen ergeben den so genannten Beckenring. „Dieser knöcherne Ring ... überträgt die Last von der oberen auf die untere Körperhälfte“ (Filler, 2005, S. 3)

Das Hüftbein setzt sich aus drei Teilen zusammen. Dem Schambein (os pubis), dem Darmbein (os ilium) und dem Sitzbein (os ischii) (vgl. Platzer. 2005, S. 186).

2.1.2. Oberschenkelknochen

Der Oberschenkelknochen (Femur) ist der größte Röhrenknochen des Menschen und gliedert sich in Oberschenkelkopf (caput femoris), Oberschenkelhals (collum femoris), und dem eigentlichen Röhrenknochen. Das Caput femoris ist „glatt, von hyalinem Knorpel überzogen und bildet über 60% einer Kugeloberfläche“ (Filler, 2005, S. 5).

Das Collum femoris verbindet den Kopf mit dem Schaft des Oberschenkelknochens. Filler (2005, S. 3) gibt an, dass Länge und Form des Femurhalses stark variieren können¹.

¹ Diese individuelle Form des Oberschenkelhalses macht es nötig unterschiedliche Formen und Längen eines künstlichen Hüftgelenkes zu produzieren, auf die im Kapitel Prothesenarten näher eingegangen wird.

Aufgrund dieser anatomischen Gegebenheiten lassen sich am Femur und beim Hüftgelenk einige klinisch relevante Winkel bestimmen, die auch in der endoprothetischen Versorgung von Relevanz sind.

2.2. Winkel und Achsen im Hüftbereich

Für eine endoprothetische Versorgung der Hüfte und eine Beurteilung des Gelenkes sind einige klinische Parameter von Wichtigkeit. Dies sind:

2.2.1. Collum-Corpus-Winkel (CC-Winkel)

Der Winkel, den der Oberschenkelhals und der Oberschenkelschaft „einschließen, wird als Collo-Diaphysen-Winkel oder richtiger als Collum-Corpus-Winkel bezeichnet“ (Platzter, 2005, S.196). Dieser beträgt laut Platzter (2005, S.196) beim Erwachsenen zwischen 126° - 128° .

2.2.2. Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel)

Der CCD-Winkel ist „im Röntgenbild der Winkel zwischen der von Hüftkopfbereich ausgehenden Schenkelhalsachse u. der Diaphysenachse.“ Er „dient als projizierter Schenkelhalsneigungswinkel zur Berechnung (Tabellen) der wahren Schenkelhalsneigung“ (Hoffman-La Roche-AG, 1993, S.264) (CC-Winkel).

Aebi-Müller et al. (1997, S.9) geben eine Schwankungsbreite dieses Winkels beim Erwachsenen von 120° bis 130° an, wobei sich der Winkel mit zunehmenden Alter verkleinert.

2.2.3. Centrum-Eck-Winkel (CE-Winkel)

Die Überdachung des Gelenkkopfes durch die Panne wird mit dem CE-Winkel gemessen. Es ergibt sich aus einer Vertikalen durch das Zentrum des Hüftkopfes und der Linie Limbus acetabuli – Zentrum Hüftkopf (siehe Abb. 1)

2.2.4. Antetorsionswinkel (AT-Winkel)

Platzter (2005, S.196) beschreibt diesen Winkel folgendermaßen:

„Wenn man eine Gerade durch das Collum und eine Gerade quer durch die Kondylen legt, dann sieht man, daß diese beiden Geraden, aufeinander projiziert, miteinander einen Winkel einschließen. Im Mittelwert beträgt er beim Europäer etwa 12 Grad.“

Abweichende Werte lassen das Bein ein- beziehungsweise auswärts gedreht erscheinen.

2.2.5. Inklination (IN) und Anteversion (AV)

Der Panneneingang ist etwa 40° - 50° seitlich und etwa 10° - 20° nach vorne gerichtet (Abb.1). Die seitliche Abweichung von der Vertikalen bezeichnet man als Inklination, die Abweichung nach vorne, in Bezug auf die Sagittalebene, als Anteversion².

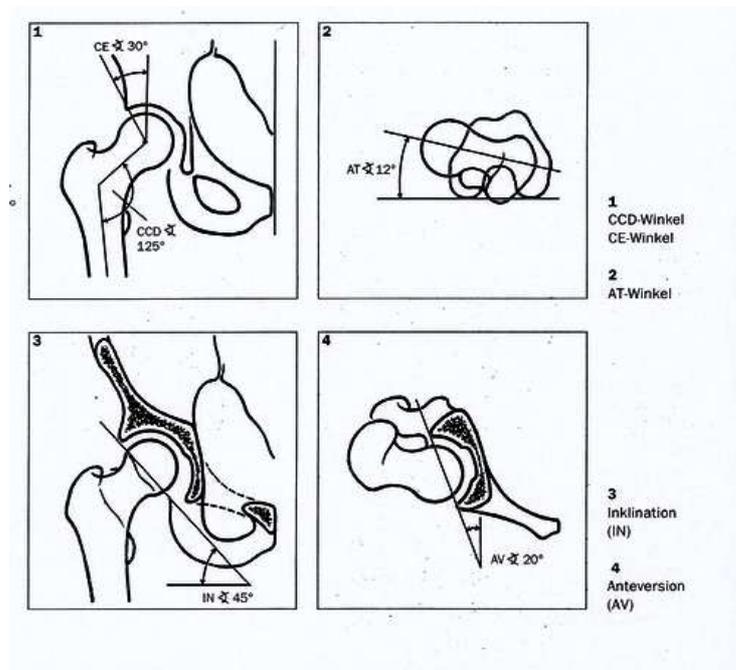


Abbildung 1: Winkel und Achsen im Hüftbereich (Aebi-Müller et al. 1997, S.9)

2.3 Gelenkskapsel und Bänder der Hüfte

Die Gelenkskapsel ist einerseits am Hüftknochen außerhalb des Labrum acetabuli befestigt und andererseits am Oberschenkelkopf. Dort schließt sie ventral den ganzen Femurhals ein, dorsal aber nur zur Hälfte. Filler (2005, S.3) meint dies sei erforderlich um dem Kopf genügend Bewegungsspielraum zu geben. Die Muskeln im Bereich des Hüftgelenks müssen daher relativ weit weg vom Drehpunkt des Gelenks befestigt werden. Filler (2005, S.5) meint weiter, dass die Konsequenz ein Bestreben fast aller Muskeln den Kopf aus der Pfanne zu hebeln ist.

Dem entgegen wirken das Labrum acetabulare und die Bänder des Hüftgelenks. Es werden fünf Bänder unterschieden, von denen vier extra- und eines intrakapsulär liegen. Unter ihnen findet sich das stärkste Band des menschlichen Körpers, das Lig.

² Diese Abweichung nach vorne zusammen mit der Femurtorsion (AT-Winkel) ermöglichen eine „Beugung des Hüftgelenkes über 90° ohne dass dabei der Schenkelhals am Pfannenrand anschlägt.“ (Filler, 2005, S.4) Dies ist auch beim Einsetzen eines künstlichen Hüftgelenkes zu beachten.

iliofemorale³. Es ermöglicht den amuskulären Stand in dem es ein Nachhinterkippen des Beckens (Hyperextension) einschränkt. Bei gebeugten Oberschenkel ist das Band entspannt.

Das Lig. ischiofemorale liegt dorsal und verstärkt die Kapsel. Auf Grund seiner Lage hemmt es vor allem die Innenrotation.

Das Lig. pubofemorale verstärkt die Gelenkkapsel nach kaudal. Es ist das schwächste der drei oben genannten Bänder (Platzter, 2005, S.200). Es limitiert die Extension und Abduktion.

Die Zona orbicularis stellt ebenfalls eine Verdickung der Kapsel dar. Filler (2005, S.5) beschreibt sie als zirkuläre Fasern, die eine Schlinge oder Manschette um den Femurhals bilden.

Das einzige innenliegende Band ist das Lig. capitis femoris. Filler (2005, S.6) sieht seine Funktion nach wie vor umstritten, da seine Ausprägung was die Stärke betrifft sehr unterschiedlich sein kann⁴. Garbe (1998, S.39) stellt die Hypothese auf, dass es zum Ausdrücken des Pulvinar⁵ dient immer wenn es über dieses im Rahmen einer Bewegung streift. Er stellt fest, dass „es denkbar ist, dass dieser Walkmechanismus zusätzlich Synovia aus dem Pulvinar drückt“.

Eine Gelenkklippe, das Labrum acetabulare, stellt „einen geschlossenen Kreis von etwa 4mm Höhe dar. ... Dieser fibrocartilaginäre Ring sitzt dem Rand des Acetabulums, dem Limbus acetabuli auf ...“ (Filler, 2005, S.6). Es vergrößert die Kontaktfläche zum Femurkopf und gleicht den unterschiedlich hohen Knochenrand aus.

³ Platzter (2005, S.198) gibt die Zugfestigkeit mit etwa 350 kg an:

⁴ Im Lig capitis femoris läuft die Arterie capitis femoris, die den Oberschenkelkopf mitversorgt. Bei Luxationen kann diese Arterie abreißen, was Ernährungsstörungen des Femurkopfes nach sich ziehen kann.

⁵ Laut Garbe (1998, S.35) ein Fettkörper, der im inneren Gelenk, das heißt innerhalb des Labrum acetabulare liegt, stark durchblutet ist und für die Produktion der Synovia verantwortlich zeichnet. Die Resorption erfolgt dann im äußeren Gelenk (außerhalb des Labrum acetabulare) durch die Synovialis, wobei das Labrum als Ventil dient. Somit ist gewährleistet, dass immer neue Gelenksflüssigkeit nachfließt und der Abrieb aus dem inneren Gelenk, wo der Knorpelkontakt stattfindet, ausgespült wird.

2.4. Hüftmuskulatur

Im Gegensatz zum Schultergürtel ist der Beckengürtel auf Stabilität ausgelegt. Durch seine, wie im Kapitel „Beckenknochen“ besprochen, knöchernen Strukturen ist de facto nur im Hüftgelenk eine Bewegung möglich⁶. Es „wird durch über 20 Muskeln bewegt und stabilisiert.“ (Filler, (2005, S12)

Im folgenden wir ausführlich auf die auf das Hüftgelenk wirkende Muskulatur eingegangen, da sie von essentieller Bedeutung bei der Rehabilitation und bei der Ausübung von Sport bei Endoprothesenträgern ist.

Platzer (2005, S.232) teilt die Hüftmuskulatur nach Insertionsstelle (dorsal, ventral) und nach ihrer Funktion im Hüftgelenk ein.

Filler (2005, S.12) meint eine klare Einteilung gefunden zu haben indem er die Muskeln in zwei Gruppen einteilt. Die erste Gruppe stellt die eingelenkigen, die zweite Gruppe die zwei- oder mehrgelenkigen Muskeln dar. Muskeln mit überwiegender Haltearbeit sind eingelenkig, vorwiegend dynamische Funktionen haben zwei- und mehrgelenkige.

Da es sich aber um mehr als 20 Muskeln handelt wird aus der Sicht des Autors eine differenziertere Einteilung nötig. Diese wird einerseits nach Ansatz und andererseits nach Funktion wie folgt getroffen:

- Dorsale Hüftmuskeln
- Ventrale Hüftmuskeln
- Adduktoren
- Muskeln; die anatomisch dem Oberschenkel zugeordnet werden, aber auch auf das Hüftgelenk wirken

2.4.1.Dorsale Muskeln

Diese Muskelgruppe kann ihrerseits wieder in zwei Untergruppen geteilt werden. Es handelt sich um eine vordere und eine hintere Gruppe.

2.4.1.1. Dorsale Hüftmuskeln – vordere Gruppe

Die vordere Gruppe der dorsale Hüftmuskeln wird vom Muskel iliacus und vom Muskel psoas major gebildet.

⁶ Im Beckenring ist noch eine Sonderform eines Gelenkes zu finden, die Amphiarthrose. Platzer (2005, S.28) beschreibt sie als straffes Gelenk. Es ist durch eine sehr straffe Gelenkkapsel nahezu unbeweglich.

Der Muskel iliacus entspringt von der Innenseite des Hüftbeins. Der Muskel psoas major hat seinen Ursprung an den „Seitenflächen des 12. Brustwirbels und des 1.-4. Lendenwirbels“ (Platzer, 2005, S.234), sowie an den Rippenfortsätzen der Lendenwirbel.

Gemeinsam vereinigen sie sich zum Muskel iliopsoas, der am Trochanter minor ansetzt.

Er ist der kräftigste Beuger der Hüfte und ist demnach für das Vorheben des Beines beim Gehen verantwortlich, beziehungsweise für das Aufrichten des Rumpfes aus der Rückenlage. Der Psoasanteil wirkt auf die Wirbelsäule im Sinne einer Seitneigung.

2.4.1.2. Dorsale Hüftmuskeln – hintere Gruppe

Der Muskulus tensor fasciae latae zieht vom oberen, vorderen Darmbeinstachel über eine Sehnenplatte, den Tractus iliotibialis zur Außenseite des Wadenbeins (Tibia).

„Er presst den Oberschenkelkopf gegen die Hüftpfanne“. (Platzer, 2005, S.236). Ferner ist er ein Beuger und Innernrotator.

Filler (2005, S.14) merkt an, dass der Muskel bei Kurzstreckenläufern auffallend hypertrophiert sein kann, da er für das Hochreißen des Beines mitverantwortlich ist.

Muskulus Glutaeus maximus: Dieser Muskel entspringt in einer Linie von hinteren, oberen Darmbeinstachel über das Kreuzbein bis hin zum Steißbein. Ein Teil seiner Fasern setzen am Oberschenkel an, der andere Teil strahlt in den Tractus iliotibialis ein. Diese Fasern abduzieren im Hüftgelenk, während die Fasern, die am Oberschenkel inserieren adduzieren. Generell, so stellt Filler (2005, S.14) fest, sind „alle Fasern des Muskels zusammen [...] Strecker in der Hüfte und Außenrotatoren.“

Muskulus glutaeus medius: Er entspringt an der Außenfläche des Hüftbeins und zieht zum großen Rollhügel (Trochanter major) des Oberschenkels. In seiner Gesamtheit ist er ein Abduktor.

Ein klinisch relevantes Phänomen ist das Fächersymptom. Filler beschreibt es folgendermaßen:

„Die Gluteen (gemeint sind M. glutaeus maximus und M. Glutaeus medius, Anm. des Verfassers) kontrahieren aber nicht – wie sonst meistens bei kleineren Muskeln zu finden – als gesamtes Individuum. Vielmehr zeigt sich auf der Standbeinseite eine „Kontraktionswelle“ von dorsal nach ventral über den Muskel laufend ...“

Dadurch ist ein Ausbalancieren des Beckens möglich. Vermutlich ist dafür „eine differenzierte propriozeptive Rückkopplung aus der Hüftkapsel verantwortlich“ (Filler, 2005, S.14). Das würde auch die Tatsache erklären, dass nach Eingriffen in das Hüftgelenk das Gangbild oft gestört ist, obwohl die Operation komplikationslos verlief.

Muskulus gluteus minimus: Der kleinste der Gesäßmuskeln liegt genau unter dem M. gluteus medius und wirkt mit diesem synergistisch.

Muskulus piriformis: Er entspringt an der Vorderfläche des Os sacrum auf der Höhe von Sacralwirbel 2-4. Sein Ansatzpunkt ist am großen Rollhügel des Oberschenkels. Er wirkt als Außenrotator und Abbuktor.

Durch seine anatomische Lage zum Nervus Ischiadicus –Platzer(2005, S.236) beschreibt eine häufig gefundene Spaltung des Muskels durch Teile des Ischiasnerv- kann es zum so genannten Piriformissyndrom kommen (Filler, 2005, S.15). Hierbei handelt es sich um eine Irritation des Nervs, die auch bei Hüftoperationen auf Grund der Durchtrennung des Muskels und der anschließenden reflektorischen Kontraktur eintreten kann.

2.4.2. Ventrale Hüftmuskeln

Alle Muskeln dieser Gruppe sind in erster Linie Außenrotatoren und „für die Kontrolle und Erhaltung des Gleichgewichts des Körpers“ (Platzer, 2005 S.238) wichtig.

Muskulus obturatorius internus: Der Muskel nimmt seinen Ursprung von der Innenseite des Foramen obturatorium und setzt in der Grube des großen Rollhügels an. Jeweils seitlich dieses Muskels finden sich die paarig angeordneten Zwillingmuskeln, die

Muskuli gemelli superior et inferior: Sie entspringen am Sitzbein und ziehen zur Grube des großen Rollhügels. In Ihrer Funktion unterstützen sie oben erwähnten Muskel.

Musculus quadratus femoris entspringt vom Tuber ischiadicum (Sitzbeinhöcker) und setzt an der Hinterseite des Oberschenkelknochens an der Linie zwischen großen und kleinen Rollhügel (Crista intertrochanterica) an. Er ist ein starker Außenrotator.

Muskulus obturatorius externus: nimmt seinen Ursprung vom Foramen obturatorium und zieht zur Grube des Trochanter. Seine Bedeutung gibt Filler (2005, S.17) damit an, dass er den Femurkopf von unten her hält und so den Muskeln entgegenwirkt, die die Tendenz haben, den Oberschenkelkopf aus der Pfanne zu hebeln.

2.4.3. Adduktoren

Muskulus adductor longus et brevis:: Diese beiden Muskeln stehen in enger Beziehung zueinander (Platzer, 2005, S.240) und werden deshalb gemeinsam besprochen. Sie entspringen vom Schambein und ziehen zur Hinterseite des Femur. Auf Grund ihre Lage ziehen sie das Bein heran und beugen im Hüftgelenk. Weiters können sie den Femur leicht außenrotieren.

Muskulus adductor magnus: entspringt von Rahmen des Schambeins und setzt an der Hinterseite des Femur an. Ein weiterer Anteil zieht zur Innenseite des mittleren

Rollhügels, wo er sehnig ansetzt. Platzer (2005, S. 242) führt weiter aus, dass dieser Anteil bei gebeugtem Bein auch als Innenrotator wirken kann. Eine wesentliche Aufgabe ist auch das Entgegenwirken auf die „Biegebeanspruchung nach lateral“ (Valerius, K.-P., Frank, A., Kloster, B., Hirsch, M., Hamilton, Chr., Lafont, E. A. 2006, S.162) gemeinsam mit dem M. Tensor fasciae latae.

Muskulus abductor minimus: Dieser wird bei Filler (2005, S.17) als auch bei Platzer (2005, S.242) als eine Abspaltung des M. adductor magnus gesehen, weshalb seine Funktion der des M. adductor magnus gleicht.

Muskulus pectineus: Er entspringt vom Rahmen des Schambeins und zieht zur Hinterseite des proximalen Femurs.

Muskulus gracilis: wird zu den Adduktoren gezählt, wobei er als einziger dieser Gruppe am Unterschenkel an der Innenseite der Tibia ansetzt. Sein Ursprung ist der Rahmen des Schambeins. Er beugt im Kniegelenk und adduziert in der Hüfte.

2.4.4. Muskeln des Oberschenkels, die auf das Hüftgelenk wirken

Im folgenden Kapitel werden Muskeln besprochen, die auf Grund ihrer Lage zu denen des Oberschenkels gezählt werden. Sie sind jedoch funktionell für das Hüftgelenk von Bedeutung.

Muskulus rectus femoris: ist ein Teil des Vierköpfigen Oberschenkelmuskels (M. quadriceps femoris) und als einziger Teil zweigelenkig. Seinen Ursprung hat er am unteren vorderen Darmbeinstachel der Hüfte und mit einem zweiten Anteil am oberen Rand der Pfanne des Hüftgelenks. Der Ansatz findet sich in der Patellarsehne. Im Hüftgelenk ist er ein Beuger.

Muskulus satorius: wird auch als „Schneidermuskel“ (Filler, 2005 S.14) bezeichnet, weil er für die Einnahme des gleichnamigen Sitzes verantwortlich zeichnet (Beugung im Kniegelenk, Außenrotation, Abduktion in der Hüfte). Jedoch kann er laut Filler (2005, S.14) diese nicht ohne das Mitwirken der übrigen Muskeln bewerkstelligen, weil seine Kraft dafür zu gering ist. Er entspringt oberhalb des M. rectus femoris und zieht zur Innenseite des Unterschenkels.

Muskulus semitendinosus: entspringt vom Sitzbeinhöcker und setzt an der Innenseite des Unterschenkels an. Er streckt in der Hüfte und beugt im Kniegelenk.

Muskulus semimembranosus: Da er in enger Beziehung zum vorher genannten Muskel steht (ähnlicher Verlauf) ist seine Funktion im Hüft- und Kniegelenk ident.

Muskulus biceps femoris: Dieser zweiköpfige Muskel setzt am Kopf der Fibula an und entspringt mit dem kurzen Kopf seitlich, hinten am Oberschenkel. Der lange Kopf

entspringt vom Sitzbeinhöcker. In seiner Funktion beugt er im Knie- und streckt⁷ im Hüftgelenk.

Bevor auf die Bewegungsumfänge im nächsten Kapitel eingegangen wird ist es nötig sich die einzelnen Funktionen (Extension, Flexion, Abduktion, Adduktion, Außen- und Innenrotation) näher anzusehen. Auf Grund der Lage einzelner Muskeln können diese, je nach Gelenkstellung, unterschiedliche Bewegungen bewirken. In nachfolgender Tabelle 1 wird ein Überblick über die Funktionen der besprochenen Muskeln gegeben (bezogen auf das Hüftgelenk).

Tabelle 1: auf das Hüftgelenk wirkende Muskeln und ihre Funktion.

Funktion	Hauptmuskel(n)	Synergisten
Extension	M. gluteus maximus	M. semimembranosus M semitendinosus M biceps femoris M. gluteus medius et minimus (dorsale Fasern) M. piriformis Mm. Adduktoren (aus maximaler Flexion)
Flexion	M. iliopsoas M rectus femoris M. tensor fasciae latae	M. satorius M. gracilis M. pectinaeus Mm. adduktoren (aus maximaler Extension)
Abduktion	M. gluteus medius et minimus	M. tensor fasciae latae M. gluteus maximus (kranialer Anteil), bei gebeugter Hüfte: M. piriformis M quadratus femoris Mm. obturatorii et gemelli
Adduktion	Mm. adductores	M. gracilis M gluteus maximus (caudaler Anteil) M. pectineus
Außenrotation in 0° Stellung	Mm. gluteus medius et minimus (dorsaler Anteil)	
Außenrotation in 90° Stellung	M. piriformis Mm. obturatorii Mm. gemelli Mm. satorius	
Innenrotation in 0° Stellung	Mm. gluteus medius et minimus (ventraler Anteil)	
Innenrotation in 90° Stellung	M. adductor magnus M. tensor fasciae latae	

Quelle: Aebi- Müller et al (1997 S.15-19) und Valerius et al (2006 S.142ff)

⁷ Allgemein wird ein Strecken der Hüfte als ein Zurückführen des Oberschenkels definiert, beziehungsweise ein Kippen des Beckens nach dorsal (bei fixiertem Oberschenkel). Einige Autoren, so auch Platzer (2005, S.250) verwenden auch den Begriff Retroversion.

2.5. Bewegungsumfänge des Hüftgelenks

Die Feststellung des Bewegungsumfanges ist bei einer gesunden wie auch bei einer endoprothetisch versorgten Hüfte von größerer Bedeutung. Sie lässt Rückschlüsse auf Gelenk, Bandapparat und Muskelstatus zu.

Im Hüftgelenk sind Extension/Flexion (Beugung/Streckung), Abduktion/Adduktion (Abspreizung/Heranführung) und Außen-/Innenrotation (Auswärts-/Einwärtsdrehung) als Bewegungen der drei Freiheitsgrade möglich, wobei unterschiedliche Bewegungsumfänge bei gestreckter und gebeugter Hüfte anzutreffen sind

Beim Messen der Bewegungsumfänge kommt die Neutral-Null-Methode zur Anwendung. Sie ist nach Exner (1985, zit. n. Schwentner, 2007, S.29) ein System „zur einheitlichen Messung von Gelenkpositionen, gemessen wird in Winkelgraden des jeweiligen Gelenks. Die Nullstellung wird durch eine stehende bzw. flach auf dem Rücken liegende Person definiert, deren Arme mit nach vorne gewandten Handflächen seitlich herabhängen beziehungsweise liegen“. Die Notation der Bewegungsumfänge wird von Gelenkausschlag über die Nullstellung zum gegenüberliegenden Gelenkausschlag durchgeführt. Jerosch und Heisel (2001, S.170) geben dazu folgendes Beispiel: „So würden eine Abduktion von 30° und eine Adduktion von 20° beispielsweise als Abd/Add 30-0-20 dokumentiert“.

Wird eine Nullstellung des Gelenkes nicht erreicht, zum Beispiel bei einer Beugekontraktur von 20° und einer Beugefähigkeit von 80°, so wird laut Jerosch und Heisel (2001, S.170) der Bewegungsumfang „als 0-20-80 standardisiert erfasst.“

Die physiologischen Bewegungsumfänge sind in Abbildung 2 ersichtlich, dabei handelt es sich jeweils um passive Bewegungsumfänge:

Die Extension/Flexion wird bei Jerosch und Heisel mit 10-0-130° angegeben. Bei Filler (2005, S. 10) differieren die Angaben nur unwesentlich (15-0-140°)⁸.

Bei der Abduktion/Adduktion belaufen sich die Winkelgrade auf 40-0-30°, wobei in „Beugstellung die Abduktionsmöglichkeit deutlich zunimmt“ (Filler, 2005, S.10).

⁸ Eine Flexion in der Hüfte von 90° ist mindestens erforderlich, um Alltagshandlungen, wie das Aufstehen von Sesseln, zu bewältigen. Daher sieht Filler (2005, S.10) dies als Mobilitätsziel nach einer Hüftendoprothesenoperation.

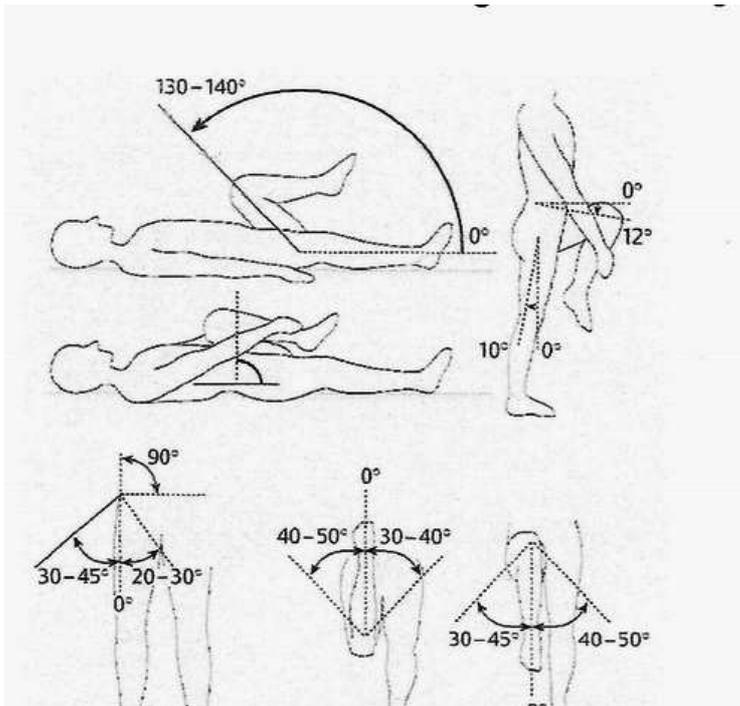


Abbildung 2: Prüfung der Bewegungsumfänge des Hüftgelenks im Liegen: Flexion/Extension), Abduktion/Adduktion, Innen- und Außenrotation bei gestreckter und 90° gebeugter Hüfte (aus Reichel (2000, S.30) zit. n. Schwentner (2007, S.29))

Die Außen-/Innenrotation beträgt bei der gesunden Hüfte 45-0-45°, wobei die Messung in Bauchlage bei 0° Extension durchgeführt wird, da sie „für die Hüftmuskulatur aussagekräftigere Werte als die Rotationsmessung in Rückenlage“ (Jerosch, Heisel, 2001, S.170) ergibt (vgl. Abb.2).

Die oben erwähnten Werte sind nur passiv zu erreichen. Matthijs, Van Paridon-Edauw und Winkel (2006, S.23) beschreiben bei der aktiven Beugung des Hüftgelenkes weit kleinere Werte. So liegt die aktive Hüftflexion bei 81° - 96° (zit. n. Tully).

3. Biomechanik des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk spielt eine zentrale Rolle im Alltag des Menschen. Es verbindet den Rumpf mit der unteren Extremität und trägt damit das Gewicht des Oberkörpers. Auf der anderen Seite werden auch die Bodenreaktionskräfte die beim Gehen und Laufen entstehen teilweise auf das Hüftgelenk übertragen. Dabei achtet stets der Körper nicht aus der Balance⁹ zu kommen. Das heißt also, dass das System Mensch und hier genauer das System Hüftgelenk (mit seinen auf dieses Gelenk wirkenden Muskeln) kein statisches, geschlossenes System ist. Allerlei (2003, S.8) sieht den Menschen „nicht in einem statischen Zustand, sondern kann als ein offenes komplexes dynamisches System verstanden werden“. Offen bedeutet, dass es zu jeder Zeit in Interaktion mit seiner Umwelt steht, komplex weist auf das Vorhandensein vieler Komponenten hin und dynamisch beschreibt Allerlei (2003, S.8) als die Beweglichkeit und Variabilität des Systems.

Jerosch und Heisel (2001, S.171) teilen die Biomechanik in Kinematik und Dynamik. Während die Kinematik sich mit den Bewegungen eines Gelenkes unabhängig von den Kräften und Massen die auftreten befasst, forscht die Dynamik „nach den Auswirkungen von Massen und Kräften auf ruhende bzw. sich bewegte Körper“ (Jerosch und Heisel, 2001, S.171). Die Statik als Untergruppe der Dynamik handelt von ruhenden Massen und Kräften.

Mit Analysen von Bewegungen ist die Kinetik befasst. Sie setzt Größen wie Körpergewicht, Teilgewichte von Extremitäten, Muskelkräfte, Stellungen in Gelenken und Kräfte die während einer Bewegung auf das Gelenk wirken in Beziehung (Jerosch und Heisel, 2001, S.172). Damit liefert sie die aussagekräftigsten Ergebnisse was Bewegungen des Alltags betrifft.

⁹ das heißt er trachtet stets im Gleichgewicht zu bleiben. Das Erlernen und Behalten des Gleichgewichts (Steuerung) - auch in erschwerten Situationen, zum Beispiel im Sport- ist ein sehr komplexes Geschehen, das neuronale, neuromuskuläre und propriozeptive Vorgänge (z.B. Rezeptoren in der Gelenkkapsel) und Rückkoppelungen beinhaltet. „Der teilweise Ausfall eines Systems führt zu Koordinationsstörungen wie beispielsweise [...] ein Ausfall propriozeptiver Informationen bedingt durch eine Hüftgelenksoperation bzw. Totalendoprothesen-Versorgung.“ (Bendig, 2006, S.16)

3.1. Kontaktflächen und Schmierung des Hüftgelenks

Aus den anatomischen Gegebenheiten, wie der knorpeligen, mondformigen Facies lunata, ist ersichtlich, dass die Gelenkflächen zwischen Femur und Acetabulum nicht kongruent sind. Matthijs et al. (2006, S.33) meinen dazu, dass „sowohl der Ort der Belastung als auch die Größe der Kontaktflächen zwischen Femurkopf und Acetabulum“ individuell verschieden sind. Meist besteht eine Dyskongruenz, die sich auf die Belastung im Gelenk auswirkt. Die Höhe der Belastung scheint auch die Größe der Kontaktfläche zu beeinflussen. Bei Untersuchungen stellte Eckstein 1997 (zit. n. Matthijs 2006, S.35) fest: „Der Umfang der Kontaktfläche der Facies lunata nahm von 20% bei geringer Belastung auf 98% bei hoher Belastung zu.“

Matthijs et al. (2006, S. 35) schreiben in Bezug auf die Inkongruenz der Gelenkflächen: „Die geringste Belastung entstand bei einer Kombination aus großem Hüftkopf und tiefem Pfannendach (43 N/mm^2), was zu der Schlussfolgerung führt, dass Inkongruenz weniger belastend und für die Nahrung der Gelenkflächen günstiger ist als Kongruenz.“

Garbe (1998, S.36) hingegen sieht das Hüftgelenk als hydraulisches System, „in dem auch die Gesetze der Hydraulik gelten müssen. Das bedeutet, dass sich die Belastung des Gelenks, woher auch immer sie kommt, auf die gesamte Gelenkfläche des Gelenkspalts verteilt.“ Weiters meint er, dass ein Pumpmechanismus zwischen dem inneren und äußeren Hüftgelenk¹⁰ besteht. Beim Eintauchen des Hüftkopfes in die Pfanne wird die Synovialflüssigkeit teilweise in das äußere Hüftgelenk gedrückt und mit ihr die Abriebkörper. Das Labrum Acetabulare wirkt wie ein Ventil und verhindert das Rückfließen der Synovia in das innere Gelenk. So ist gewährleistet, dass immer frisch gebildete Synovialflüssigkeit das Gelenk versorgt.

3.2. Kräfte im Hüftgelenk

Bei der Ermittlung von Kräften im Hüftgelenk lassen sich zwei Situationen unterscheiden. Das sind der Stand und der Gang. Ausgehend von der wenig komplexeren Situation wird hier zunächst die Dynamik im Stehen besprochen. Hierbei muss zwischen dem Stand auf beiden gleich belastenden Beinen und dem Einbeinstand unterschieden werden. Danach wird auf das sehr komplexe Szenario des menschlichen Ganges aus der Sicht der Biomechanik inklusive der bestehenden Messmethoden eingegangen. Generell gibt es

¹⁰ Garbe (1998, S.36) bezeichnet das innere Hüftgelenk als den Bereich des Acetabulums mit dem Labrum als Begrenzung, entsprechend ist der andere Teil des Gelenkes von der Gelenkkapsel begrenzt.

zwei Möglichkeiten der Ermittlung von Gelenkskräften. Jerosch und Heisel (2001, S.172) führen einerseits die rechnerische und andererseits die messtechnische Feststellung von Gelenkskräften an.

3.2.1. rechnerische Ermittlung von Gelenkskräften

Die rechnerische Feststellung von Gelenkskräften basiert immer auf einem biomechanisch-mathematischen Modell. Dabei wird auch auf anatomische und radiologische Erkenntnisse zurückgegriffen. Der Vorteil dieser Methode besteht in ihrer Nicht-Invasivität. Als Kritikpunkt kann gesehen werden, dass die Ergebnisse immer von dem jeweiligen Modell und dessen Annäherung an die Realität abhängig sind.

Die ersten wissenschaftlichen Berechnungen wurden von Pauwels 1973 durchgeführt, der auf die genauen Messungen des Anatoms Braune und des Mathematikers Fischer (zit. n. Foell, 2004, S.11) zurückgriff. Er entwickelte ein Modell, das die Hüftkräfte im Stehen berechnen ließ.

Zur Berechnung der Gelenkskräfte führte Pauwels weiters die Begriffe Belastung und Beanspruchung ein. Dabei setzt sich die Belastung „aus der Summe der von außen auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte“ (Jerosch und Heisel, 2001, S.172) zusammen. Die Größe kann als Vektor dargestellt werden (Abb. 3) und wird allgemein als R (Hüftgelenkskraft) bezeichnet. Polster (1990, S.137) sieht sie als eine zeitlich veränderliche Größe, die von der Zugkraft der Muskeln, der Sehnen und Bänder und den jeweilig wirkenden Trägheitskräften anhängig ist.

Er gibt eine genauere biomechanische Definition von Belastung :

Als Belastung des Hüftgelenks bezeichnet man die vektorielle Summe aller Kräfte, die von der Pfanne auf den Hüftkopf übertragen werden. Die Belastung des Hüftgelenks wird in Kilopond oder in relativen Einheiten, gezogen auf das Körpergewicht, angegeben.“

Pauwels (zit. n. Jerosch und Heisel, 2001, S.172) grenzt diesen Begriff von der Beanspruchung ab, die er als „den aufgrund von Belastungen entstehenden Spannungszustand im Körper“ definiert. Jerosch und Heisel (2001, S.172) setzen die Beanspruchung im Hüftgelenk im Stehen mit Druck gleich und liefern eine biomechanische Definition von Beanspruchung. „Die Druckbeanspruchung stellt den Quotienten aus auftretender Belastung und belasteter Fläche dar; ihre Einheit wird in Kilopond/cm² angegeben.“ (Jerosch und Heisel, 2001, S.172)

Das bedeutet, dass die Beanspruchung eines Gelenkes erst durch Belastung entstehen kann und sehr stark abhängig von Form und Anordnung der Gelenkteile zueinander ist¹¹. Hieraus wird klar, dass die Beanspruchung die relevante, biologisch wichtige Größe ist.

Betrachtet man nun den zweibeinigen Stand kann man von folgender Situation ausgehen. Unter physiologischen Bedingungen, das heißt keine krankhaften Veränderungen an Knochen, Bändern und Gelenken, verteilt sich das Körpergewicht zu 50% auf jeweils ein Hüftgelenk. Abzuziehen ist das Gewicht der beiden Beine das nach Funken (2004, S.6) je 1/6 des Körpergewichtes beträgt. Somit bleibt als Belastung eines Hüftgelenks 1/3 des Körpergewichtes übrig. Die Körperschwerpunktlinie fällt dabei nahezu lotrecht durch die Mittelachse des Beckens. Jerosch und Heisel (2001, S.172) nehmen an, dass nur sehr geringe, zu vernachlässigende Muskelkräfte auftreten. Dies wird durch die kräftige Gelenkscapsel und die besondere Anordnung der Bänder der Hüfte ermöglicht¹².

Ausgehend von diesem Modell lassen sich auch die Kräfte und Belastungen im Einbeinstand, der nach Jerosch und Heisel (2001, S.173) als „eine isolierte, zeitlich begrenzte Einheit des Gangzyklus betrachtet werden kann berechnen.

Beim Heben eines Beines verlagert sich die Belastung des Körpergewichtes (abzüglich dem Gewicht des Standbeins) auf ein Hüftgelenk, wobei der Körperschwerpunkt weiter zur Spielbeinseite wandert (Abb.3). Zusätzlich treten Momente auf, die um ein Absinken des Beckens zu verhindern muskulär aufgefangen werden müssen. Dies geschieht vornehmlich durch den Muskels glutaeus medius und Muskulus tensor fasciae latae (Jerosch und Heisel, 2001, S.173).

¹¹ Polster (1990, S.137) nennt in diesem Zusammenhang die zu berücksichtigenden Größen für die Berechnung der Beanspruchung: elastische Eigenschaften der knöchernen und knorpeligen Anteile von Kopf und Pfanne; Größe der eigentlichen Kontaktfläche der Gelenkknorpel, die wiederum von der Belastung abhängig sind; Betrag und Richtung der Belastung. Weiters spielt das Geschlecht eine Rolle. Der Unterschied besteht darin, „dass der Hüftkopfradius relativ zum Abstand der Hüftgelenke bei weiblichen Personen kleiner ist.“ (Polster, S.139). Das Körpergewicht liegt im Mittel unter dem männlicher Personen, gleicht aber die erhöhte Beanspruchung nicht aus.

¹² Die Lage des Körperschwerpunktes wird von Filler (2005, S.10) als nicht mittig über der gedachten Achse zwischen den beiden Hüftgelenken beschrieben. Sie ist leicht dorsal dieser angesiedelt, wodurch sich eine Tendenz des Rumpfes und damit des Beckens zur Kippung nach dorsal (Extension der Hüfte) ergibt. Die „Bänderschraube“ (das Anspannen der Ligg. Iliofemoralia, Ligg. Ischiofemoralia und der Ligg. pubofemoralia) kann diese Abkippung ohne nennenswerte Muskelaktivität verhindern.

Bei näherer Betrachtung der Hebelverhältnisse ist der Hebelarm des Körpergewichtes (l_k) weitaus größer als der Hebelarm l_m der Muskulatur. Das heißt die Muskelkraft (M) muss um den Faktor l_k/l_m größer sein als die Gewichtskraft (K). Die Gelenkskraft, das ist die Belastung, die auf das Gelenk wirkt, ist die Vektoraddition von M und K und ist also nochmals größer als M .

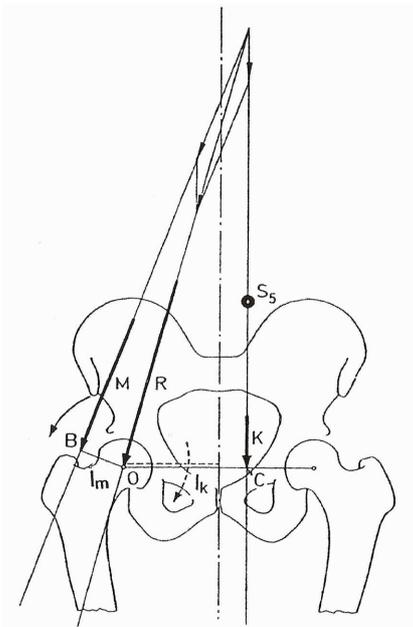


Abbildung 3: Hüftgelenkkräfte im Stehen (nach Pauwels, in Bergmann, 1997, S.7). Drehpunkt ist O der Gelenksmittelpunkt. K stellt das Gewicht des Oberkörpers und des Spielbeins dar. l_k ist der dazugehörige Hebelarm. Das Moment $K \cdot l_k$ bewirkt ein Kippen des Beckens. Die Abduktoren mit ihrer Kraft M und dem Hebelarm l_m wirken mit $M \cdot l_m$ dem Abkippen des Beckens entgegen. R ist die Gelenkskraft, die sich aus der vektoriellen Summe von K und M zusammensetzt.

Der Hebelarm der Kraft K (Körpergewicht minus Standbein) ist, bei physiologischen Verhältnissen etwa dreimal länger als der Hebelarm der Muskelkraft. Daraus folgert Aebi-Müller et al. (1997, S.21), dass die Gelenkskraft viermal das Körperparitalgewicht (Körpergewicht minus Standbein) beträgt, was bei der Hüfte ungefähr dem dreifachen Körpergewicht entspricht (Abb. 4).

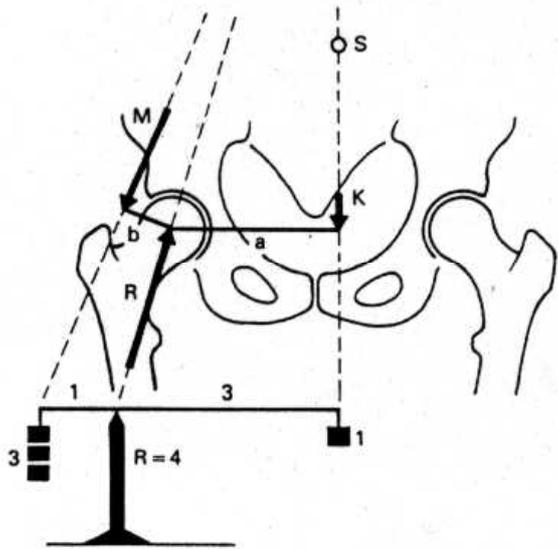


Abbildung 4: Gelenkskräfte im Einbeinstand (nach Pauwels, zit. n. Allerlei (2003, S.10))

Auf ähnliche Resultate kommen die in Tabelle 2 angeführten Autoren (modifiziert nach Jerosch und Heisel, 2001, S.174). Die Abweichungen lassen sich durch die doch aufwendige Ermittlung von anthropometrischen Daten erklären, die meist aus Röntgenbilder gewonnen werden. Diese wiederum können mit Fehlern behaftet sein (keine Erkennbarkeit wichtiger Konturen), oder so führt Polster (1990, S.139) aus ist die korrekte Lagerung bei der Röntgenaufnahme für die Bestimmung der Achsen von Wichtigkeit.

Bergmann(1997, S.26) betrachtet in seiner Arbeit die Ergebnisse der Gelenksbelastung verschiedener Autoren und kommt zu dem Schluss, dass die Belastung zwischen 178 und 388 Prozent des Körpergewichts (%BW) liegt.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich die rechnerisch ermittelten Kräfte auf das Hüftgelenk auf das Zweieinhalb- bis Dreieinhalbfache des Körpergewichtes belaufen, wobei die Abweichungen einerseits von den unterschiedlichen Modellen und andererseits von den individuellen, personenspezifischen Gegebenheiten herrühren könnten.

Tabelle 2: Berechnung der Gelenkkräfte im Hüftgelenk während der Standphase nach Autoren.

Autoren	Angegebener Wert (x Körpergewicht)
Amtmann/ Kummer (1968)	3,3
Brinkmann et al. (1974)	2,5
Debrunner (1975)	2,92-3,44
Hähnelt/Ehricht	3,3
Spring (1981)	2-3
Polster (1988)	2,5
Bergmann et al.	3,6
Frankel/Nordin (1989)	~2,7
Rohlmann et al.	~3

Quelle: nach Jerosch und Heisel, 2001, S.174.

3.2.2. messtechnische Ermittlung von Gelenkkräften

Die Messung der Gelenkskräfte in vivo hat gegenüber der rechnerischen Ermittlung den Vorteil, dass auf Vereinfachungen, die Modelle immer darstellen verzichtet werden kann. Ein Nachteil ergibt sich für den Probanden, da die Messeinheit erst in den Körper eingebracht werden muss und so ein invasives Verfahren darstellt. Aus diesem Grund kommen nur Probanden in Frage, für die eine Hüftendoprothese vorgesehen ist.

Die ersten Messungen wurden 1966 von Rydell und 1974 von Häggström durchgeführt (zit. n. Bergmann, 1997, S.34)¹³. Weitere Messungen erfolgten im Anglo-amerikanischen Raum. Aufgrund der noch nicht miniaturisierten Technik war es nötig die Senderantenne

¹³ Bergman (1997, S.34) beschreibt das Gewinnen der Messdaten und das Tragen der Messprothese. Demnach wurde die Prothese mit Messfühlern ausgestattet und ein Kabel, das später zur Datenübertragung diente unter die Haut mit einem Stecker verlegt. Nach einem halben Jahr wurde dieser mit einem Hautschnitt freigelegt. Das Entfernen der Kabel nach erfolgter Messung passierte durch einfaches Abreißen.

beziehungsweise die Induktionsspule, welche zur Energieversorgung diene, unter die Haut zu legen.

Bergmann (1997, S.43) kommt nach intensiven Untersuchungen zu dem Schluss, dass nur „hermetisch, in das Implantat eingebaute Telemetrieschaltungen“ zur Anwendung kommen sollten. Dies ist schon wegen der Patientensicherheit zu fordern.

Als Messfühler kommen Dehnmessstreifen zur Anwendung, die die Kräfte zwischen Prothese und Femurschaft ermitteln. Weiters können auch die räumlichen Kräfte mit dieser Methode gemessen werden¹⁴. Diese sind für die Bestimmung der Gelenkbelastung Voraussetzung. In Abbildung 4 wird die Instrumentierung einer Hüftprothese ersichtlich. Der Einbau erfolgt in den Hals der Prothese.

Die Messeinheit besteht aus einer elektronischen Schaltung, der Telemetrieinheit, seitlich angeordneten Dehnmessstreifen, einer in den Kopf verlegten Antenne und einer Induktionsspule. Im Gegensatz zu einer Batterie, die nur begrenzt über mehrere Stunden die Versorgung der Messeinheit gewährleisten kann¹⁵, ist durch ein Anlegen eines Magnetfeldes die Stromversorgung bei jeder Messung gesichert.

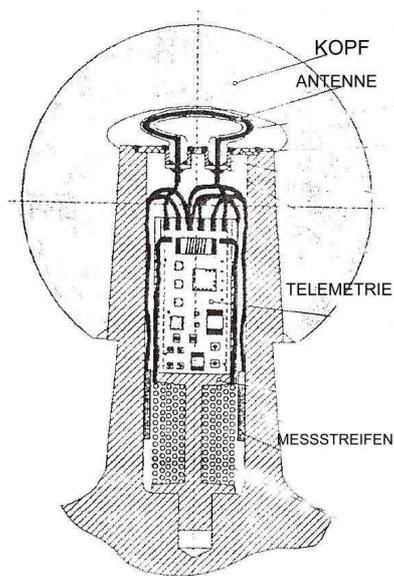


Abbildung 5: Schema einer instrumentierten Prothese (in Bergmann, 1997, S.112)

¹⁴ Die Messung der Kräfte erfolgt auch hier über Dehnmessstreifen. Da sie im Prothesenhals angeordnet sind, sind auch hier komplexe, mathematische Verfahren notwendig um die Kräfte in allen drei Raumdimensionen bestimmen zu können. Bergmann (1997, S. 57) nennt diese Methode Matrix-Methode

¹⁵ Bergmann (1997, S.90) erwähnt weitere Nachteile, beispielsweise hat eine auslaufende Batterie im Körper eine hohe Toxizität.

Hodge, Carlson, Fijan, Burgess, Riley, Harris und Mann (1989, S.1378-1386) entwickelten eine Messprothese mit 14 Messfühlern, die direkt in den künstlichen Hüftkopf eingearbeitet wurden. Ausgehend vom Zentrum des Hüftkopfes, wo der erste Messfühler platziert wurde, erfolgte die weitere Anordnung in zwei konzentrischen Kreisen, wie in Abbildung 10 dargestellt. Dadurch wurde eine Messung einzelner Bereiche im Gelenk möglich. Aus diesem Grund sind auch die gemessenen Werte in Megapascal angegeben¹⁶. Auf die Ergebnisse wird im Kapitel Kräfte und Drehmomente an der Hüfte im Bewegung eingegangen.

3.3. Die Ganganalyse

Der im vorherigen Kapitel besprochene symmetrische Zweibeinstand und der Einbeinstand, als Momentaufnahme der Standbeinphase beim Gehen können nur sehr begrenzt für Bewegungen des Alltags und für sportliche Bewegungen herangezogen werden. Als eine Bewegung die alltäglich vollführt wird kann das Gehen bezeichnet werden. Dies wird vielen erst bewusst wenn eine Beeinträchtigung des Ganges, zum Beispiel eine degenerative Veränderung des Hüftgelenkes, vorliegt. Deshalb wird es notwendig den menschlichen Gang genauer zu betrachten.

Die wissenschaftliche Betrachtung des Ganges geht auf das 18. Jahrhundert zurück. Schon damals erkannte man die begrenzte Wahrnehmungsfähigkeit des Auges. Die einzelnen Phasen des menschlichen Ganges, auf die noch eingegangen wird, konnten nicht genau voneinander unterschieden werden. Dies ermöglichte erst die Erfindung der Fotografie. Die weitere Analyse, beschreibt Foell (2004 S. 11), wurde mit dem Film fortgeführt und konnte schließlich mit der Videoanalyse und der Zeitlupenaufnahme verfeinert werden. Hinzu kamen weitere Messinstrumente, wie Druckmessplatten zur Bestimmung der Bodenreaktionskräfte und die Entwicklung der Elektromyografie (EMG), die eine Aussage über die Aktivität eines Muskels zuließ.

Wird von Ganganalyse gesprochen haben Sportwissenschaftler, Mediziner, Physiotherapeuten, Psychologen und Biomechaniker meist unterschiedliche Auffassungen des Begriffs Ganganalyse.

¹⁶ Normalerweise wird die Kraft, die auf das Hüftgelenk wirkt in Newton gemessen, entsprechend der Gesamtkraft. In dieser Untersuchung war die gemessene Kontaktfläche, definiert durch die einzelnen Messfühler, bekannt und so ergibt sich eine Kraft pro Fläche. 1 Pascal = 1Newton/m²

3.3.1. Gangbildanalyse

Im klinischen Bereich, so führt Foell (2004 S. 13-14) aus, wird meist die Gangbildanalyse angewandt. Sie beschreibt die Gliedmassen in der Ganzkörperbewegung. Dabei werden Aussagen über Rhythmus, Stabilisationsfähigkeit und kompensatorische Ausgleichsbewegungen getroffen. Diese werden durch Winkelmessungen ergänzt. Sie ist daher „eine subjektive Einschätzungsmethode mit objektiven Bestandteilen, somit bestenfalls semiquantitativ“ (Foell, 2004, S.14). Dennoch muss gesagt werden, dass diese Methode häufig angewandt wird, auch in den Sportwissenschaften. Ihre Stärke liegt in der Einfachheit der Anwendung und ist aber stark von der wahrnehmenden Person abhängig.

3.3.2. Psychomotorische Ganganalyse

Die psychomotorische Ganganalyse sieht den Gang als „sozioemotionales Signal“ (Foell, 2004, S.14) und ist damit Ausdruck der persönlichen, momentanen Lage einer Person.

3.3.3. apparative Ganganalyse

Wissenschaftliche Daten, die auch reproduzierbar und auswertbar sind, liefert die apparative Ganganalyse. Heute stehen verschiedene Systeme zur Ganganalyse zur Verfügung. Foell (2004, S.12) nennt hier Oberflächen-EMG, Nadel-EMG, Ganglinien und Sohlendruckprofile. Zur Bestimmung der Gliedmaßen im Raum werden kleine reflektierende Kugeln, so genannte Marker, auf die Haut aufgeklebt und während der Bewegung von einem Videosystem (meist Infrarot, um störende Lichtreflexe zu vermeiden) mit mehreren Kameras aufgenommen.

Die Messungen können entweder auf einem Laufband, auf einem Laufsteg oder mit mitfahrender Kamera erfolgen.

Zur Gewinnung von aussagekräftigen Daten ist es von Vorteil einzelne Systeme zu kombinieren und die so gewonnenen Daten in zeitlichen Bezug zueinander zu setzen. Moderne Computer mit genügend Rechenleistung und die entsprechenden Programme ermöglichen dies.

So untersuchte Mad (2007) den Zusammenhang zwischen COM (Center of Mass) also dem Körperschwerpunkt und COP (Center of Pressure), das ist die Druckspitze während eines Schrittes, bezogen auf die Fußsohle. Er kombinierte ein Videoaufnahmesystem mit in den Boden eingelassenen Druckmessplatten¹⁷. Die Probanden wurden mit reflektierenden Markern ausgestattet, um die Position der Extremitäten im zeitlichen

¹⁷ Eine andere Möglichkeit sind Druckmessplatten, die in die Schuhsohle verlegt werden können.

Verlauf bestimmen zu können. Die Ergebnisse der Druckmessplatte setzte Mad (2007) mit den Aufzeichnungen des Videosystems in zeitlichen Bezug.

Eine weitere Möglichkeit ist die rechnerische Implementierung von Muskelkräften. Pedersen, Brand und Davy (1997, S.959-965) gingen von Messungen mittels piezoelektrischer Messplatte und Videoaufzeichnungen aus und berechneten anhand dieser Daten die Kräfte im Hüftgelenk.¹⁸

Es muss gesagt werden, dass die apparative Ganganalyse immer nur einen Teil des Ganges erfassen kann, da der menschliche Gang sehr komplex ist und die Messsysteme an ihre Grenzen stoßen¹⁹.

3.4. Der Gangzyklus

Zur Analyse des menschlichen Ganges ist es zunächst nötig einzelne Phasen dieses zu erkennen, sie genau voneinander zu trennen und anschließend zu bewerten.

Der Gang kann zunächst grob in zwei Teile geteilt werden, Die Stand- und die Schwungphase, wobei die Standphase ungefähr 60% und die Schwungphase 40% des Zyklus ausmacht (Matthijs et al., 2006, S.23).

Die Standphase kann daran erkannt werden, „dass ein Bein, ob durch Zehe, Sohle oder Ferse, den Boden berührt“ (Mad, 2007, S.53). Sie gliedert sich weiter in die erste Doppelstandphase, die Einzelstandphase und die zweite Doppelstandphase.

Der erste Fersenkontakt am Boden leitet die erste Doppelstandphase ein. Das Knie ist dabei durch Muskelaktivität gestreckt. Mad (2007, S.53) kommt in seinen Messungen zu

¹⁸ Erwähnenswert ist, dass sie das biomechanische Muskelmodell stark verbesserten. So setzten sie Bedingungen, wie zum Beispiel, dass alle Muskeln außerhalb der Knochen verlaufen mussten und keine Überschneidungen der Muskellinien zulässig waren „all superficial muscles had to pass outside deeper muscles“ (Pedersen et al., 1997, S.959)

¹⁹ Standard ist die Aufnahme mit einer Infrarotkamera, um Lichtreflexe zu vermeiden. Dabei, so stellt Mad (2007, S.17) fest kann es zu einem Verdecken beziehungsweise einer Überlagerung der Marker kommen. Die räumlich Ausdehnung der Marker (kleine am Probanden befestigte reflektierende Kügelchen) stellt an sich schon eine Vereinfachung dar, da das auswertende System sie als Punkt einfließen lässt. Außerdem setzen sich Messungenauigkeiten vom ausgehenden Sprunggelenk nach cranial multipliziert fort. Heller, Bergmann, Deuretzbacher, Dürselen, Pohl, Claes, Haas und Duda (2001, S.883) meinen dazu: „...starting from the ankle joint, the largest errors due to error propagation and error accumulation were most likely to occur at the most proximal joint in the model, the hip joint.“

dem Ergebnis, dass in dieser Phase der Körperschwerpunkt die tiefste Position hat. Damit hat die Bewegungsenergie ein Maximum, da die potentielle Energie ein Minimum erreicht.

Als nächstes wird der Fuß flach gesetzt. Das ist der zweite Abschnitt der ersten Doppelstandphase. Hier wird ein großer Teil des Körpergewichts auf diesen Fuß verlagert. „In dieser Phase beginnen die entsprechenden Muskeln der Massenträgheit des Oberkörpers, der damit verbundenen Vorwärtsbewegung desselben, entgegen zu wirken.“ (Mad, 2007, S.54). Der Körperschwerpunkt hebt sich.

Die Mittelstandphase ist dadurch gekennzeichnet, dass das gesamte Körpergewicht auf einem Bein lagert und das andere Bein sich in der Schwungphase befindet, wie in Abbildung 6 in der dritten Figur von links ersichtlich.

Danach hebt die Ferse (des jetzt hinteren Beins) ab, wobei mit den Zehen noch Bodenkontakt besteht. Ein Großteil der Körpergewichts, so stellt Calow, (2005, zit. n. Mad, 2007, S.54) fest, liegt noch auf diesem Fuß und wird von Ballen und Zehen getragen. Das andere Bein ist zwischen der Phasen Fersenkontakt und Fuß flach.

Mit dem Abheben der Zehen wird die Standphase beendet und gleichzeitig die Schwungphase eingeleitet. Der Oberschenkel ist bereits beschleunigt, das andere Bein befindet sich zwischen Fuß flach und Mittelstandphase.

In der Schwungphase wird das Bein zum nächsten Aufsatzzpunkt geführt. Sie gliedert sich in Beschleunigungs-, Mittelschwung-, und Bremsphase.

Das Abstoßen des Fußes bedingt eine Beschleunigung des Oberschenkels und eine passive Beugung des Knies. Die Hüftmuskulatur (Hüftbeuger) kontrahiert und setzt so die Aufwärtsbewegung des Oberschenkels fort. Der Unterschenkel folgt der Bewegung mit einer Vorwärtsbewegung.

In der Mittelschwungphase pendelt der Fuß unter dem Körper durch. Mad (2007, S.55) kommt in seinen Analysen zu dem Schluss, dass „sich der Hüftgelenkwinkel linear verändert“, während der Kniewinkel „zunächst annähernd konstant“ bleibt und erst gegen Ende der Schwungphase größer wird.

Durch die jeweiligen Muskeln erfolgt die Stabilisation des Fußes und der Übergang zum nächsten Fersenkontakt, was einen weiteren Gangzyklus einleitet (Abb. 7).

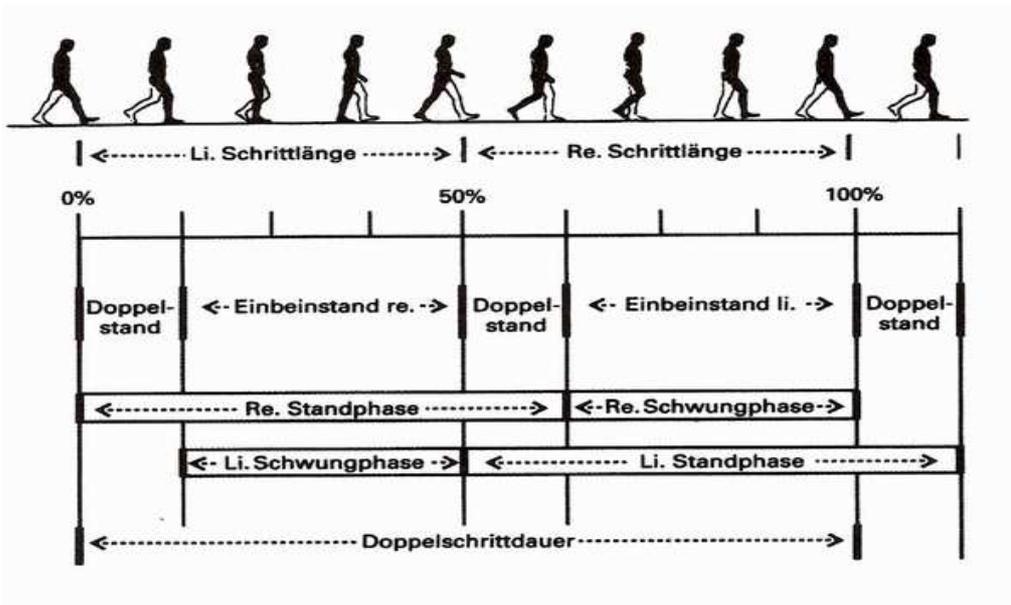


Abbildung 6: Ablauf eines vollständigen Gangzyklus (Doppelschrittdauer) (aus Knüsel, 2000, S.107)

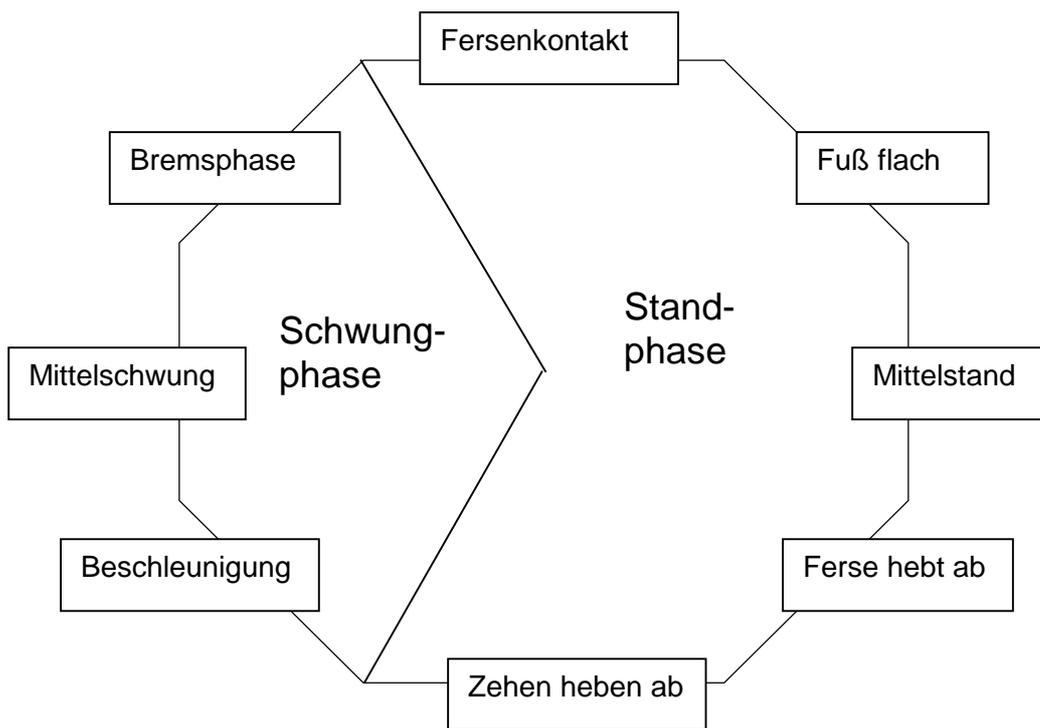


Abbildung 7: Die 8 Phasen eines Gangzyklus.

Betrachtet man nun das Hüftgelenk beziehungsweise die sich bewegende Hüfte, so ergibt sich folgendes Bild. Sowohl Norden als auch Perry (zit. n. Matthijs et al., 2006, S.24) beschreiben die Winkelgrade wie folgt.

Während des normalen Gehens rotiert die Hüfte²⁰ in der Parasagittalebene um etwa 40°. Die maximale Beugung von 30-35° wird während der späten Schwungphase bei etwa 85% des Gehzyklus erreicht. Maximale Extension von 10° besteht bei etwa 50% beim Übergang von der Stand- zur Vorschwungphase.

Auch stellt Perry (zit. n. Matthijs, 2006, S.24) fest, dass zu Beginn der Standphase eine Adduktion und zu Beginn der Schwungphase eine Abduktion (5-7°) stattfindet.

Aus der Sicht des gesamten Beckenringes findet während des Ganges eine Rotation des Beckens statt. Diese Rotation schwankt „bei einer Gehgeschwindigkeit zwischen drei und sieben Stundenkilometern zwischen 4° und 12°.“ (Matthijs et al., 2006, S.26). Er führt weiter aus, dass eine gleichzeitige ausgleichende Bewegung der Lendenwirbelsäule stattfindet und dadurch die Rotation kaum sichtbar wird.

3.5. Kräfte und Drehmomente an der Hüfte in Bewegung

In der Ganganalyse werden die einzelnen Phasen eines Doppelschrittes festgehalten und analysiert. Zum Messen der auftretenden Kräfte bedarf es einer Kraftmessplatte, die die Bodenreaktionskräfte eines einzelnen Schrittes misst.

Zur rechnerischen Bestimmung der Drehmomente sind anthropometrische Daten wie Volumen, Masse, Schwerpunktlage und lineare und winkelmäßige Beschleunigungen der Körpersegmente nötig (Baumann, Schär und Meier, 1992, S.29f). Diese werden mit Hilfe der Inversen Dynamik am Computer berechnet²¹. Es kann eine Aussage getroffen werden

²⁰ gemeint ist hier das einzelne Hüftgelenk

²¹ Gruber und Theis (2000, 16. Februar) besprechen das Problem der direkten Dynamik in den Sportwissenschaften. Sie führen aus, dass die meisten Kräfte während Bewegungen nicht messbar sind (zum Beispiel Muskelkräfte). Zur inversen Dynamik halten sie fest: „Wesentlich einfacher ist es im Sport, durch Messung von Markierungspunkten an Versuchspersonen, den zeitlichen Verlauf von Koordinaten einzelner Teilkörper, beispielsweise über eine Filmanalyse, zu bestimmen. Zweimaliges Differenzieren liefert die Beschleunigungen und damit die rechte Seite der Gleichungen. (gemeint ist $F=m \cdot a$, Anm. des Autors). Auf diesem Weg lassen sich prinzipiell innere Kräfte (und Momente) auf die einzelnen Teilkörper, die in den Gelenken wirken berechnen. Diese Methode wird inverse Dynamik genannt.“ (Gruber und Theis, 2000, 16. Februar)

zu welchem Zeitpunkt der Bewegung eine Kraftspitze auftritt , wie groß und wie gerichtet die Drehmomente im Gelenk sind.

Eine typische (idealisierte) Kraftkurve eines Schrittes ist in Abbildung 8 dargestellt. Der Graph beginnt mit Auftreffen der Ferse auf der Kraftmessplatte und endet mit Verlassen der Großzehe. Es sind zwei Spitzen erkennbar. Fz1 stellt das Kraftmaximum während des Auftreffens der Ferse dar. Danach verringert sich die Bodenreaktionskraft zu einem Minimum (Fzmin). Dies erfolgt in der Mittelstandphase. Das andere Bein befindet sich in der Schwungphase. Die Ferse des Standbeins hebt ab und es baut sich erneut eine Kraftspitze auf, wobei der Druck auf dem Ballen liegt (Mad, 2007, S.10). Dies ist der Punkt, wo der stärkste Antrieb erfolgt. Bis zum Verlassen des Bodens über die Großzehe sinken die Bodenreaktionskräfte wieder.

Die gedachte Linie des Druckschwerpunktes während des Abrollens von Ferse zu Zehe wird als Ganglinie bezeichnet, siehe Abbildung 9. Mad (2007, S.10) hält hierzu fest:

„Dieser Verlauf kann unter Zuhilfenahme von Kraftmessplatten ermittelt werden und gibt Aufschluss über das Gangbild der jeweiligen Person, da diese Kurven alle ähnliche Charakteristik aufweisen. Der zeitliche Verlauf der Koordinaten des Druckschwerpunktes ist in der deutschen Literatur auch unter dem Begriff Ganglinie bekannt.“

Will man diese Kräfte messen, so sind instrumentierte Hüftimplantate nötig. Heller et al. (2001, S.883) stellen fest: „To date, non-invasive measurement of in vivo muscles forces is still impossible“.

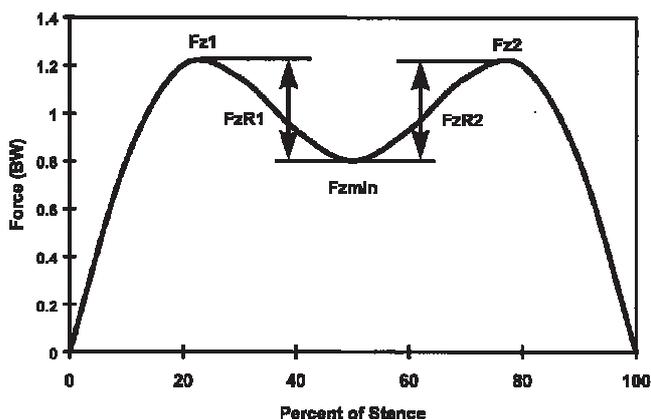


Abbildung 8: Kurve der Bodenreaktionskraft während eines Schrittes (Ajemian et al., 2004, S.1967); BW = % des Körpergewichts

Weiters erwähnen sie, dass es sich entweder um mathematische Modelle oder um Messungen in vivo handelt:

„An additional method of validating the predicted muskulo-skeletal loading conditions is to compare the calculated hip contact forces with the in vivo measured forces. [...] To our knowledge, computed hip contact forces and those measured in vivo in the same patient have only been compared in one study.” (Heller et al., 2001, S.883)

Es sind also so gut wie keine direkten Vergleiche von Berechnungen und Messungen an dem gleichen Probanden zur selben Zeit in der Literatur verfügbar. Dies kann vom Autor, trotz intensiver Recherchen nur bestätigt werden. Auf die wenigen vorhandenen wird noch in diesem Kapitel eingegangen.

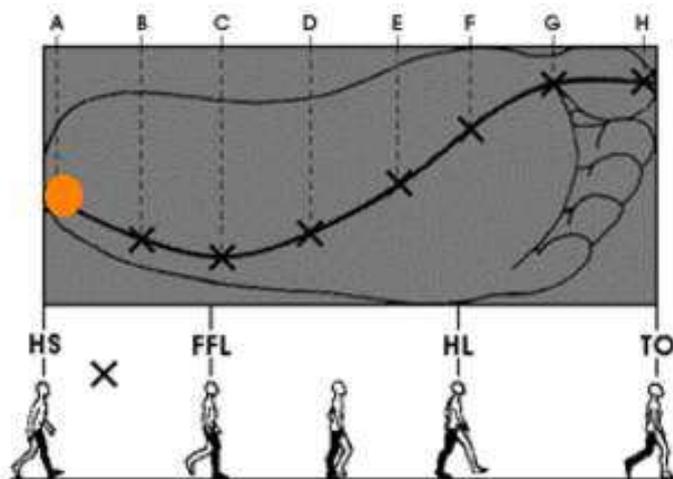


Abbildung 9: Ganglinie projiziert auf die Fußsohle. Der Erstkontakt erfolgt an der Ferse lateral, wandert weiter lateral und erreicht das Maximum in der Fuß flach Phase. Danach bewegt sich der Druckpunkt nach medial zwischen ersten und zweiten Metatarsalknochen, um schließlich an der Großzehe zu enden. (aus Pribut, 2007, 16. September) (HS...Heel Strike, FFL...Foot Flat, HL...Heel Off, TO...Toe Off)

Für Personen mit einer Beeinträchtigung im Hüftgelenk ist es von Interesse wie sich die Bodenreaktionskräfte, die an der Ferse in den Körper eingeleitet werden auf das Hüftgelenk auswirken. Klar ist, dass Kräfte entstehen, die vom Femur auf das Acetabulum und damit auf den Körper übertragen werden. Diese können linearen oder rotatorischen Charakter haben.

Hodge et al. (1989, S.1378ff) implantierten einer dreiundsiebzigjährigen Patientin nach einem Oberschenkelhalsbruch eine spezielle Messendoprothese mit deren Messfühlern die auftretenden Kräfte genau lokalisiert werden konnten. Der Prothesenkopf war mit 14 Messfühlern ausgestattet über die die lokal auftretenden Drucke gemessen werden konnten. Die Anordnung der Messfühler ist in Abbildung 11 ersichtlich. Aus diesem Grund

werden die Werte auch in Megapascal (MPa) angegeben²². Das Acetabulum und der Knorpel blieben erhalten.

Sie ermittelten Werte für Gehen, Treppensteigen und Aufstehen von einem Stuhl. Isometrische Belastungen, wenige Tage nach der Operation wurden ebenfalls aufgezeichnet. Dabei ergaben sich Werte von bis zu 3,2 MPa (Benützen einer Leibschüssel). Die höchsten Werte, jeweils bei isometrischer Anspannung, konnten bei der Adduktion (5,0 MPa) und Hüftextension (4,9 MPa) gemessen werden. Immer war es der Messfühler Nummer 5, der diese Werte maß. Er ist, bezogen auf das Acetabulum hinten-oben gelegen. Dies deckt sich auch mit der Knorpeldickenverteilung, die Polster (1990, S. 137) erwähnt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 10 dargestellt. Die größte Knorpeldicke ist kranial-dorsal im Acetabulum zu finden. Am Femurkopf sind die Dickewerte des Knorpels lateral der Fovea capitis gelegen.

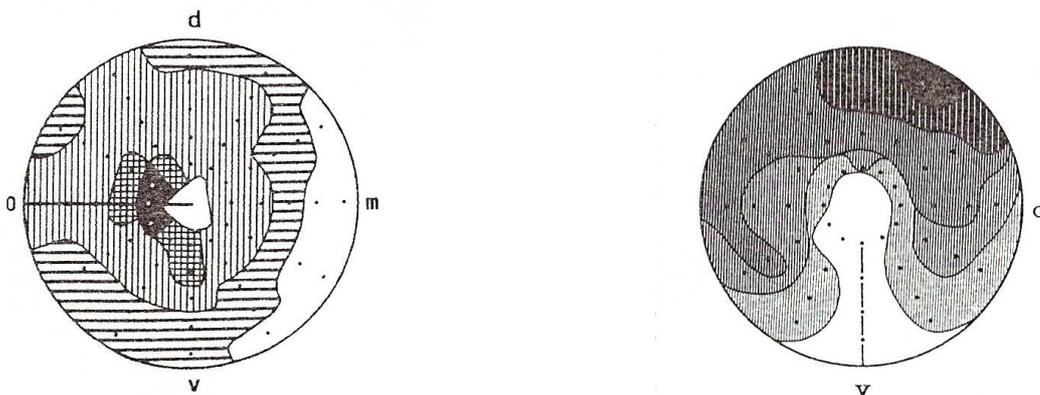


Abbildung 10: Dickewerte des Knorpels am Hüftgelenk. Je dunkler die Zonen desto dicker der Knorpel. linkes Bild Femurkopf mit Fovea capitis (0), rechtes Bild Acetabulum, v...ventral, m...medial, d...dorsal, c...kranial

Beim Gehen wurde 5,5 MPa erreicht, beim Treppensteigen 10,7 MPa und beim Aufstehen von einem Stuhl 18,0 MPa. Bemerkenswert war, dass sich die Werte mit zunehmender Tragedauer der Prothese verkleinerten. Die größten Kräfte waren bis zu einem Jahr nach der Implantation aufgetreten, danach nahmen sie bei jeder getesteten Bewegung ab. Hodga et al. (1989, S.1385) vermuten dazu: „This rise and fall of peak contact pressures probably reflected a combination of rehabilitation of the muscles [...] and improvements in muscle coordination.“ Beim Gehen war der Messfühler Nummer 3 der mit den größten Werten, beim Treppensteigen und Aufstehen von einem Stuhl war es Nummer 1.

²² 1 MPa entspricht 1 N/mm²

Weiters wurden auch die Kräfte beim Joggen und beim Springen untersucht. Sie erreichten Werte bis zu 7,7 MPa.

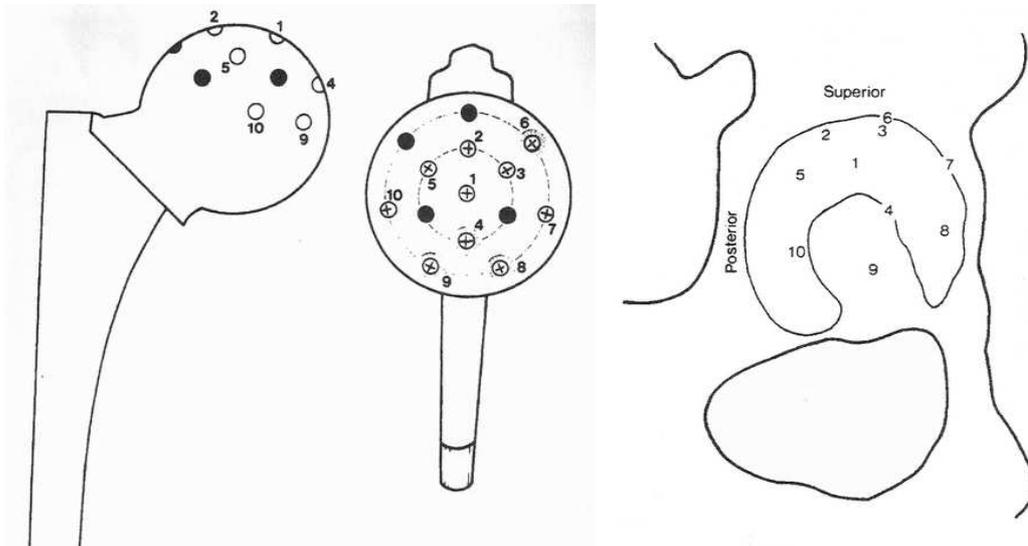


Abbildung 11: linkes Bild: instrumentierter Prothesenkopf von seitlich und mit Blick auf den Prothesenkopf. rechtes Bild: Hüfte mit Acetabulum von lateral. Die Zahlen von 1 bis 10 stellen die Positionen der Messfühler und die korrelierenden Bereiche im Acetabulum dar. Die schwarzen Kreise sind nicht funktionsfähige Messfühler. (aus: Hodge et al. 1989, S.1379)

Pedersen et al. (1997, S.960) berechneten die auftretenden Kräfte zwischen Femur und Acetabulum anhand eines computergenerierten Modells unter Einbeziehung der Muskelkräfte. Dabei validierten sie die berechneten Ergebnisse mit den gemessenen Werten einer instrumentierten Hüftendoprothese eines 72 Jahre alten Mannes. Es wurden die Hautdicke, inklusive Unterhautfettgewebe, die anatomische Lage der Muskeln und auch die Dicke der Gelenkkapsel berücksichtigt. Die Berechnungen und Messungen wurden für den freien Gang gemacht, wobei die Gehgeschwindigkeit frei wählbar war. Sie schreiben dazu: „The non-linear optimization citation was based upon the known non-linear relationship between muscle force and endurance, and the assumption that in freely selected walking speed we maximize endurance.“ (Pedersen et al. 1997, S.960).

Sie kommen zu dem Ergebnis, dass die Gelenkskräfte von 12° bis 63° medial und von 15° bis 50° posterior gerichtet auftreten. Die Kraftspitze im Gelenk war in der Standphase, während des Abdrucks des Fußes. Sie betrug 1952 Newton was 3,148 %BW entsprach.

Die Kraftspitze der Hüftmuskulatur hingegen fand während der ersten Hälfte des Gangzyklus statt, wobei die Mm. gluteus maximus und medius beziehungsweise der M. semimembranosus die größten Werte aufwiesen. Hier muss die Muskulatur die

Bodenkräfte, die während des Auftreffens des Fußes in den Körper eingeleitet werden kompensieren.

Beachtenswert waren die medial und posterior gerichteten Werte. Sie erreichten 657 N (medial) und 765 N (posterior). In ihrer Studie kommen sie zu dem Ergebnis, dass die Richtung der Kräfte am Femur sehr konstant auftreten, ungeachtet der Aktivität. Sie schreiben: „Large loads are directed downward, laterally, and posteriorly. This is not surprising when one considers that the muscles contactions create the larger portion of joint loads, ...”

Im Gegensatz dazu steht das Acetabulum. Hier variieren die Richtungen der Kräfte in Abhängigkeit der Bewegung deutlich. Pedersen et al. (1997, S.963) meinen: „ ..., this is not surprising when one considers that the muscle directions change considerably relative to the pelvis during activities.”

Baumann et al. (1992, S.29) vermaßen 20 Kinder und Jugendliche. Ermittelt wurden Volumen, Masse und Schwerpunktlage der Körpersegmente. Danach berechneten sie anhand einer Ganganalyse mit Kraftmessplatte die Kräfte und Drehmomente für Hüft- und Kniegelenk. Die Ergebnisse wurden auf eine fiktive Person (18 Jahre, 180 cm Körpergröße; 78,3 kg Körpermasse) umgerechnet. Auch in dieser Untersuchung kommt es zu beachtlichen Kräften in der Transversalebene (nach vorne, beziehungsweise hinten gerichtet). Wieder sind die Kraftspitzen in der ersten Phase des Ganges mit 301,9 N (39% BW) zu finden, in der Abdruckphase des Fußes sind sie weit aus geringer (130,7 N dies entspricht 17% BW). Außerdem baut sich die Kraftkurve weitaus langsamer auf, was weniger Stress für das Gelenk , vor allem des Acetabulums, bedeutet.

Schubkräfte nach medial treten am Beginn und am Ende der Standphase auf. Sie erreichen 32,7 N (4% BW). Baumann et al. (1992, S.31) halten dazu noch fest: „Während dem Großteil der Stand- und Schwungphase ist die Reaktionskraft dagegen nach medial gerichtet, entsprechend einer Tendenz des Femurkopfes zur Lateralisierung.“

Die Kräfte in der Längsachse des Femurs betragen 752,3 N (Bremsperiode, Ferse Bodenkontakt) beziehungsweise 739 N während der Abdruckphase (Ferse hebt ab).

Besondere Aufmerksamkeit verdienen die auftretenden Drehmomente. Zu Beginn und am Ende der Standphase treten „reaktive Abduktionswerte bis 49 Nm“ (Baumann et al. 1992, S.32) auf, in den Phasen dazwischen haben die Momente adduzierenden Charakter.

Die nach innen rotierenden Kräfte zu Beginn der Standphase sind am höchsten (7,1 Nm) und behalten bis zur Antriebsphase (Ferse hebt ab) die Drehrichtung.

Diese Ergebnisse bestätigen weitgehend die anatomischen Gegebenheiten, da die Außenrotatoren kraftmäßig überwiegen und so dem nach innen rotierenden Drehmoment

entgegenwirken. Es treten auch abduzierende Drehmomente auf, die von der Adduktorenmuskulatur kompensiert werden müssen.

Bergmann (1997) beschäftigte sich eingehend mit Belastungen des Alltags in seiner Habilitation. Er implantierte eine von ihm entwickelte Messendoprothese zwei Patienten und maß die Belastungswerte beim Aufstehen von einem Stuhl, beim Treppensteigen, beim Tragen von Lasten und beim Joggen auf verschiedenen Untergründen. Die Messungen erfolgten bis zu 47 Monate nach der Operation. Dabei fand er keinen Zusammenhang zwischen der Tragedauer der Prothese und einer signifikanten Veränderung der Gelenkskräfte. Dies steht im Gegensatz zu der Untersuchung von Hodge (1989). Bei Bergmann (1997, S.156) waren auch die Kräfte beim Hinsetzen weitaus geringer, er dazu meint:

„Die Diskrepanz zwischen den eigenen Ergebnissen und den Literaturangaben kann möglicherweise durch eine punktförmige Kraftübertragung zwischen dem in der zitierten Untersuchung verwendeten metallischen Prothesenkopf und der natürlichen Gelenkspfanne erklärt werden.“

Die Maximalwerte beim Aufstehen betragen 460 %BW und die Torsionswerte lagen bei 3%BW.

Das Gehen und Joggen wurde auf einem Laufband durchgeführt. Andere Untersuchungen verwendeten eine Kraftmessplatte, die im Boden integriert war. Vogt und Banzer (1999, S.88) kommen zu dem Schluss: „Insgesamt erscheint, trotz kinematischer Unterschiede, neuromuskulär eine Adaptation an das Laufbandgehen möglich, so dass die Muskeln im zeitlichen Verlauf ihrer Aktivierung nicht wesentlich beeinflusst werden.“ Die Maxima beim Gehen waren 467 %BW und beim Joggen 556 %BW mit 7 km/h.

Während der Tests stolperten die Patienten einige Male. Die Kraftwerte erreichten bis zu 870 %BW. Dies war mit Abstand die größte je gemessene Kraft in dieser Untersuchung. Bergmann (1997, S.183) vermutet dazu: „Vielmehr wurde zur Stabilisierung des Gelenks offensichtlich eine ansteigende konzentrische Muskelkontraktion aufgebaut, die eine Kraft von bis 400 %BW zusätzlich zur gewichtsbedingten Belastung verursachte.“

Im Gegensatz zu anderen Untersuchungen beschäftigte sich Bergmann (1997) auch mit den Auswirkungen unterschiedlicher Böden beziehungsweise des Schuhmaterials. Sowohl das Tragen weicher Schuhe als auch das Gehen auf weichem Untergrund, in Form einer 2 cm dicken Matte, vergrößerte jedes Mal die Gelenkskraft. Dabei wurde tendenziell ein höherer Anstieg gemessen je weicher die Schuhe waren. Bei den

Torsionsmomenten²³ verzeichnete Bergmann (1997, S.332) Anstiege bis zu 52 % im Vergleich zu den Messungen beim Bahrfußgehen. Diese Kräfte können sich negativ auf die Festigkeit der Prothese auswirken und sind auch bei der Sport- und Sportgerätewahl zu berücksichtigen.

Bergmann, Deuretzbacher, Heller, Graichen, Rohlmann, Strauss und Duda (2001a, S.859ff) testeten an Hand vier Patienten mit einer instrumentierten Hüftprothese unterschiedliche Bewegungen des Alltags. Darunter waren langsames, mittleres und schnelles Gehen, wobei die Patienten die Gehgeschwindigkeit immer selbst wählen konnten.

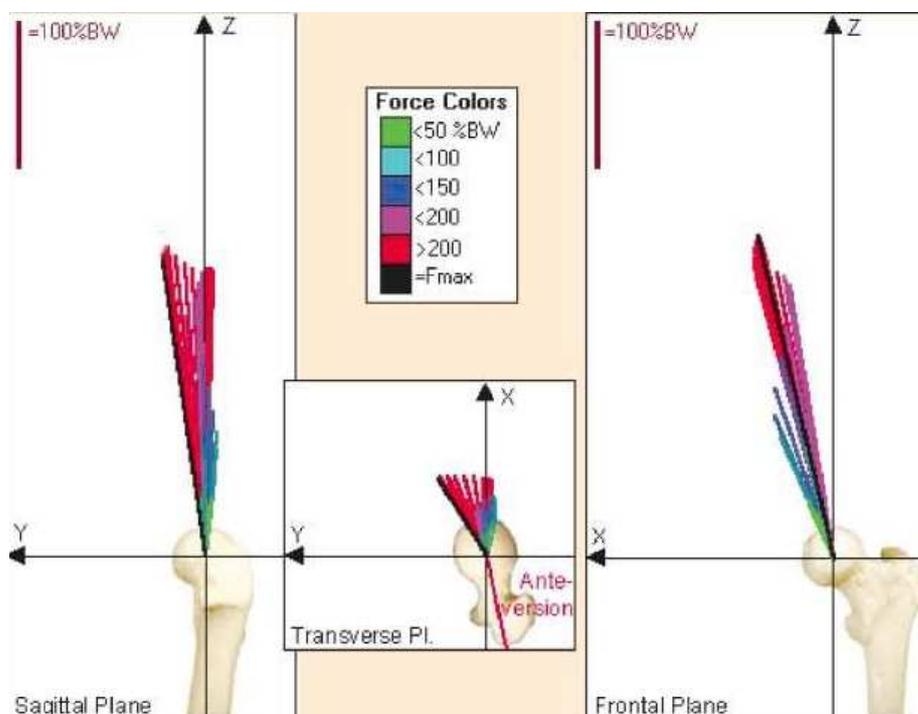


Abbildung 12: Kräfte am Femur in der Sagittal- Transversal- und Frontalebene während eines Schrittes. Die Kräfte sind auf ein relativ kleines Segment konzentriert. Abbildung 13 stellt die entsprechenden Kräfte am Acetabulum dar. (aus Bergmann et al. 2001a, S.864).

Weiters wurden die Kräfte beim Stiegensteigen (hinauf und hinunter), beim Aufstehen von einem Stuhl, beim Hinsetzen, beim Wechsel von Zweibeinstand in den Einbeinstand und

²³ Torsionsmoment ist „diejenige Komponente der statischen resultierenden Moments aller am Balken oder Stab angreifenden äußeren Beanspruchungen, die längs der Balken- oder Stabachse gerichtet ist und eine Torsion (Verdrehung) hervorruft.“ (Meyers Lexikon Online (2008, 9. September)

wieder zurück und beim Beugen der Knie gemessen. Aus den anatomischen und gemessenen Daten wurde wiederum ein „Durchschnittspatient“ mit gemittelten Daten berechnet. Bergmann et al. (2001a, S.859) erwähnen hierzu: „The intra-individual variations of contact force and gait patterns were mostly small for the cyclic activities of level and stair case walking. The inter-individual differences, however, were often much larger.“

Die höchsten Kräfte ergaben sich beim Stiegensteigen bergab (260 %BW), gefolgt vom Stiegensteigen hinauf (251 %BW). Beim Gehen in der Ebene mit mittleren Tempo lagen die Werte bei 238 %BW. Das Stehen auf einem Bein erreichte 231 % BW.

Bergmann et al. (2001a, S.867) berechneten auch die Drehmomente. Die größten Momente waren beim Stiegensteigen hinauf (2,24 %BWm), wobei er erwähnt: „Futhermore the variation between patients and trails is much larger while going upstairs then during walking.“ Um die 1,5 %BWm maßen sie für das Gehen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Alle anderen Bewegungen lagen darunter.

Daraus kann man schließen, dass das Gehen und auch das Stufensteigen aussagekräftige Daten über die Belastung eines Hüftimplantats liefern kann. Andere Bewegungen des Alltags liefern weit kleinere Belastungen. Eine Ausnahme bildet das Stolpern. „One exception was stumbling, when extremely high forces of up to 870 %BW acted“ (Bergmann et al. 2001a, S.870 zit n. Bergmann)

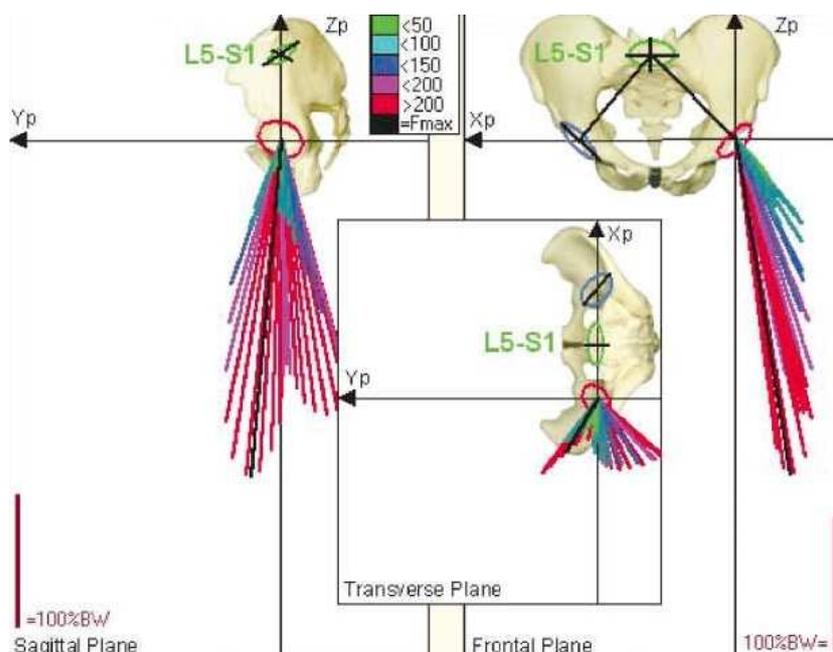


Abbildung 13: Kräfte am Acetabulum in den Raumebenen während eines Schrittes. Die Kräfte sind vor allem in der Sagittal- und Transversalebene über einen großen Winkel gestreut. (aus Bergmann et al. 2001a, S.864)

Die Tatsache, dass die Variationsbreite bei nicht zyklischen Bewegungen weit größer war, lässt den Schluss zu, dass hier ein Koordinationsdefizit besteht, das mit gezielten Übungen ausgeglichen werden sollte.

Bemerkenswert war, dass nicht bei jedem Patienten eine Kurve mit zwei Spitzen gemessen wurde (von der instrumentierten Prothese), obwohl von der Kraftmessplatte die typischen zwei Druckspitzen registriert wurden. Bergmann et al. (2001a, S.868) schreiben weiter: „Obviously there is no strict relation between both.“ Dies deckt sich auch mit Ergebnissen von Bergmann (1997, S.180) wo er schreibt: „Aus Änderungen der Bodenreaktionskräfte, etwa bei der Untersuchung mit verschiedenen Schuhen, kann daher in keiner Weise auf gleichartige Änderungen im Hüftgelenk geschlossen werden.“

Heller et al. (2001, S.883ff) führten an vier Patienten mit einer instrumentierten Hüftendoprothese Messungen durch, um die Kräfte im Gelenk während des Gehens und des Aufstehens von einem Stuhl zu ermitteln. Ein weiteres Ziel bestand darin die gemessenen Kräfte mit den errechneten zu vergleichen.

Es wurde ein Muskelmodell entwickelt, das auf den Computertomographiedaten des Visible Human²⁴ Datensets besteht. Mit dieser Grundlage generierten sie ein Knochen- und Muskelmodell, das auch gefächerte Ansätze, wie zum Beispiel des M. gluteus medius berücksichtigte, indem der Muskel durch mehrere Linien repräsentiert wurde. Es wurde auch der nicht geradlinige Verlauf einiger Muskeln berücksichtigt.

Danach wurden die Daten an die anatomischen Verhältnisse der jeweiligen Patienten, mittels Skalierungsprozesse angepasst. Sogar die künstliche Hüfte wurde simuliert. Heller et al. (2001, S.886) beschreiben den Vorgang folgendermaßen:

“Head and neck of the Visible Human femur were resected to simulate the THA surgery. In a first step, the proximal part of the femoral prothesis [...] was scaled based on the patient’s neck length and head diameter. In a second step, neck and head were positioned and orientated towards the resected femur ...”

Die besten Übereinstimmungen zwischen gemessenen und kalkulierten Daten fand sich in der Teilkraft parallel zur Femurachse. Dies galt sowohl für das Gehen wie auch für das Stiegensteigen. Die nach medial-lateral und nach anterior-posterior gerichteten Kräfte wiesen größere Varianzen auf.

²⁴ Das Visible Human data set ist eine, nach Heller et al.(2001, S.886), öffentlich zugängliche Datensammlung der National Library of Medicine, die aus computertomographischen Scans eines menschlichen Körpers besteht. Die Schichtdicke beträgt 1mm.

Zusammenfassend meinen Heller et al. (2001, S. 887): „Overall, there seems to be a tendency for an overestimation of the hip contact forces by the optimization approach.“

Im Durchschnitt ergab sich eine Abweichung der ermittelten und errechneten Werte von 12% bezogen auf das Gehen und von 14% bezogen auf das Steigensteigen.

Aus diesen Gründen ist die rechnerische Näherung durchaus geeignet die Kräfte im Hüftgelenk einigermaßen realistisch wiederzugeben. Nicht zuletzt da das rechnerische Modell eine leichte Überschätzung der Kräfte im Hüftgelenk ergab. Voraussetzungen sind individuelle Modelle und eine genaue Messung.

Ajemian et al. (2004, S.196ff) testeten 14 Personen mit einer Totalendoprothese. Es wurden Ganganalysen mittels Kraftmessplatte und einem Videosystem mit reflektierenden Markern durchgeführt. Die Muskelaktivität des Muskulus gluteus medius, des Muskulus tensor fasciae latae, des Muskulus erector spinae und des Muskulus rectus femoris wurden ebenfalls mittels Oberflächen EMG aufgezeichnet. Mit Hilfe der inversen Dynamik ermittelten sie die Drehmomente in der Sagitalebene für das Hüftgelenk auf der operierten und nicht operierten Seite. Die Messungen erfolgten vor, vier und acht Monate nach der Operation, wobei die Werte, die nach acht Monaten gemessen wurden niedriger waren, als die nach vier Monaten. Der Mittelwert aller getesteten Personen belief sich bei der Hüftstreckung auf 13,9 %BWNm (4 Monate nach Operation, operierte Hüfte) und bei der Hüftbeugung auf 14,7 % BWNm.

Zusammenfassend kann folgendes über gemessene und berechnete Kraftwerte im Hüftgelenk gesagt werden.

Mit Hilfe der inversen Dynamik ist es möglich eine Aussage über die auftretenden Kräfte und Momente im Hüftgelenk zu bekommen. Da mit den Berechnungen vom Fuß als Fixpunkt ausgegangen wird ist immer eine Unschärfe vorhanden. In einem direkten Vergleich von gemessenen und errechneten Werten ergaben sich die besten Übereinstimmungen mit den Kraftwerten in der Längsachse des Femur. In der Horizontal- und Transversalebene waren die Abweichungen zwischen gemessenen und berechneten Werten größer.

Es müssen immer anatomisch-individuelle Anpassungen des Rechenmodells gemacht werden²⁵, um brauchbare Werte zu erhalten.

Die Variationsbreite ist intraindividuell nicht sehr groß, die Unterschiede zwischen den Personen hingegen sehr wohl²⁶. Die auftretenden Kräfte im Hüftgelenk scheinen sehr von der Gangart, beziehungsweise den koordinativen Fähigkeiten der jeweiligen Person abzuhängen.

Beim Einsatz einer Kraftmessplatte ist zu bedenken, dass zwischen der auftretenden Kraft und der Kraft die auf das Hüftgelenk wirkt nicht unbedingt ein direkter Zusammenhang bestehen muss. Bergmann (1997, S.331) vermutet dazu folgendes: „Zumindest für das Hüftgelenk kann den pulsartig wirkenden Bodenreaktionskräften daher keine mechanische oder biologische Bedeutung zugeschrieben werden.“

Auf Grund der Messtechnik ist es nur möglich die Gesamtkraft, die auf das Hüftgelenk wirkt zu berechnen (eine Ausnahme stellt die vorgestellte Untersuchung von Hodge et al. (1989) dar).

Die Kräfte konzentrieren sich auf einen relativ kleinen Teil des Femurkopfes ungeachtet der Bewegung. Dieser befindet sich im oberen hinteren Segment. Dies wird in Abbildung 12 deutlich.

Die größten Kraftwerte treten in der Längsrichtung des Femur auf, wobei auch Kräfte nach medial und posterior auftreten, die vor allem muskulär kompensiert werden müssen. Die innenrotatorische Komponente ist am Beginn der Standphase am höchsten.

Beim Gehen liegen die Maximalwerte in allen Untersuchungen um die 300 %BW, was dem dreifachen Körpergewicht entspricht. Andere Aktivitäten wie Treppensteigen; Aufstehen von einem Stuhl und Radfahren liegen in den vorgestellten Untersuchungen darunter.

²⁵ Dies ist über standardisierte Tabellen möglich, in denen zum Beispiel die Dichtewerte eines Körperteils ermittelt werden können. „Für junge Männer, Soldaten und Sportler stehen Tabellenwerke über die Trägheitswerte zur Verfügung, für Kinder, Frauen und Greise fehlen sie.“ meint Baumann et al. (1992, S.30).

²⁶. Bergmann (1997) untersuchte zwei Patienten, wobei der eine ein auffälliges Gangbild hatte (neurologische Störung). Seine Werte waren durchwegs höher als die des anderen Patienten. Bergmann (1997, S.187) schreibt dazu: „Neurologische Störungen wie bei JB (Patientenkürzel, Anm. des Autors) bewirken, dass nicht zu jedem Zeitpunkt einer Körperaktivität die hinsichtlich der Hebelwirkungen um die Gelenke mechanisch am besten geeigneten Muskeln aktiviert werden.“

Beim Laufen maß Bergmann (1997, S.182) Kraftwerte bis zu 584 %BW. Der Zusammenhang zwischen Laufgeschwindigkeit und Erhöhung der auftretenden Kräfte ist nicht eindeutig und keinesfalls linear. Sehr weicher Untergrund beziehungsweise Schuhe senken die Hüftgelenkskräfte nicht. Eine mögliche Erklärung wäre: auf Grund der vermehrten Stabilisationsarbeit der Muskulatur erfolgt eine Erhöhung der Spannung der Hüftmuskulatur was wiederum einen starken Anstieg der Kräfte im Hüftgelenk bewirken würde.

Bemerkenswert ist, dass eine isometrische Anspannung der Muskulatur scheinbar Kräfte im Hüftgelenk erzeugen kann, die weit über denen beim Gehen liegen. Dies wird beim Stolpern besonders bemerkbar, da sich dann, wie von Bergmann (1997, S.183) vermutet, die Muskel- und Bodenreaktionskräfte addieren. Die Spitzenwerte lagen bei 870 % BW und wurden nicht annähernd bei gezielt provozierten Versuchen erreicht.

In einigen Untersuchungen wurden kurz nach der Implantierung der Messprothese bis zu einem Jahr danach ein Anstieg der Kräfte beobachtet und danach ein Abfall. Dies war aber nicht einheitlich und nicht signifikant. Dennoch lassen die Ergebnisse den Schluss zu, dass mit zunehmender Tragedauer der Prothese sich die koordinative Leistung verbessert, wobei der Zeitpunkt stark abhängig von der Bewegung und der jeweiligen Person ist.

4. Das künstliche Hüftgelenk - die Endoprothese

4.1. Geschichtliche Entwicklung der Endoprothetik

Eines der ersten innen liegenden²⁷ (endoprothetischen) Gelenke wurde schon im 19. Jahrhundert implantiert. Es handelte sich nach Jerosch und Heisel (2001, S.37) um ein Kiefergelenk aus Holz, das 1840 eingesetzt wurde.

Im Jahre 1890 setzte Gluck eine Prothese ein, die aus Elfenbein und Stahl gefertigt war und mit Kollophonium fixiert wurde. Sie wurde so schreiben Jerosch und Heisel (1997, S.31) „direkt im zentralen Kanal der entsprechenden Röhrenknochen befestigt.“ Die Prothese musste aber bald wieder entfernt werden.

Auf Grund der unzureichenden Befestigung der Prothesen im Knochen und der inadäquaten Materialien, die verwendet wurden gab es nur unbefriedigende Ergebnisse. So wurde im Jahre 1938 ein Hüftkopf aus Plexiglas eingesetzt, der aber wegen des hohen Abriebs und der Lockerung der Prothese bald wieder entfernt werden musste, berichtet Reinisch (2004, S.4). Weiters schreibt er:

„1943 entwickelte Moor eine nach ihm benannte Hemiendoprothese aus einer Kobalt-Chrom Legierung, wobei nur der Kugelkopf durch ein stielartiges Metallimplantat mit aufgesetzter Kugel ersetzt wurde. Das Becken wurde unbehandelt belassen. Unter diesen Gegebenheiten ist eine Penetration des Beckens durch die Metallkugel ein durchaus übliches Szenario für lang implantierte Hemiendoprothesen.“

In den 1960er Jahren gelang es den Briten Sir John Charnley eine haltbare und stabile Endoprothese herzustellen. Er verwendete für ihn eigens angefertigtes Metall für den Prothesenstiel und Polyäthylen für die Pfanne. „Diese Werkstoffe und insbesondere ihre Kombination miteinander erwiesen sich als weitaus haltbarer als frühere Materialien“ schreibt Jerosch und Heisel (1997, S.31).

Unter anderem gelang es Aldinger in den 1970er Jahren, so berichten Jerosch und Heisel (2001, S.37), eine Prothese zu entwickeln, die ohne Knochenzement auskam. Die zementlose Hüftendoprothese ermöglichte die Verankerung des Implantats mit dem Knochen durch Einwachsen in die poröse Oberflächenstruktur der Prothese.

Es wurden laufend Verbesserungen in der Operationsmethode und den Materialien durchgeführt. Zum Beispiel fand eine Verbesserung beim Anrühren und Einbringen des Knochenzements statt.

²⁷ endo (griechisch): innen, drinnen und Prothese (griechisch): Vorsatz, Schaustellung (Reinisch, 2004, S.3)

Trotz der Vielfalt an Prothesensystemen gibt es nach Funken (2004, S.4) immer noch keine ideale Prothese und auch im Prothesendesign gibt es sehr kontroversielle Meinungen, die noch dazu jeweils von gegenläufigen Untersuchungen gestützt werden.

4.2. Anforderungen an Implantate

Eine Endoprothese muss gewisse Kriterien erfüllen. Hier sind zunächst die biologischen und die mechanischen Eigenschaften zu nennen. Weiters muss eine gewisse Funktionalität gegeben sein, die dem natürlichen Gelenk gerecht wird und zumindest Alltagsbewegungen ermöglicht. Der Operateur stellt Forderungen wie leichte Implantierbarkeit und gute Verankerungsmöglichkeit. Zu guter letzt sollten sich die Herstellungskosten im einem vertretbaren Rahmen bewegen.

Im Zuge dieser Anforderungen haben sich spezielle Forschungsgebiete in der Endoprothetik entwickelt. Jerosch und Heisel (2001, S.36) nennen die Entwicklung des Designs, Materialkunde, Biomechanik und Fixationstechnik. Diese Gebiete sind stark miteinander verschränkt, da ein anderes Material ganz andere mechanische Eigenschaften und unterschiedliche biologische Kompatibilität zur Folge haben kann. Weiters beeinflusst die Fixationstechnik das Design der Prothese, da eine zementierte Prothese ganz andere Kriterien erfüllen muss, als eine ohne Knochenzementfixierung.

4.3. Design von Endoprothesen - Prothesenarten

Die Endoprothese der Hüfte lässt sich nach verschiedenen Kriterien einteilen. Eine Unterteilung der Hüftgelenksprothesen bezieht sich auf das Ausmaß der ersetzten Strukturen im Gelenk.

4.3.1. Totalendoprothese (TEP)

Bei der Totalendoprothese (TEP²⁸) wird sowohl die Hüftpfanne als auch der Femurkopf ersetzt . Sie stellt mit Abstand den größten Teil der implantierten Prothesen dar. Diese Form der Prothese hat sich „als Standardmodell eines künstlichen Hüftgelenks“ durchgesetzt, stellen Schönle et al. (2008, S.11) fest. Sie wird im Markraum des Femurschaftes verankert. Ihre Bestandteile sind der Prothesenstiel, der Prothesenkopf, die Prothesenpfanne und das Pfanneninlay bei nicht zementierten Pfannen.

²⁸ Im anglikanischen Raum sind die Abkürzungen THA (Total Hip Arthroplasty), THR (Total Hip Replacement) oder AHJ (Artificial Hip Joint) gebräuchlich.

Je nach Schaftlänge können Langschaft- und Kurzschaftprothesen unterschieden werden, die im Hinblick auf ihre Verankerung unterschiedliche Strategien verfolgen, auf die im Kapitel Fixations- und Verankerungstechniken eingegangen wird.

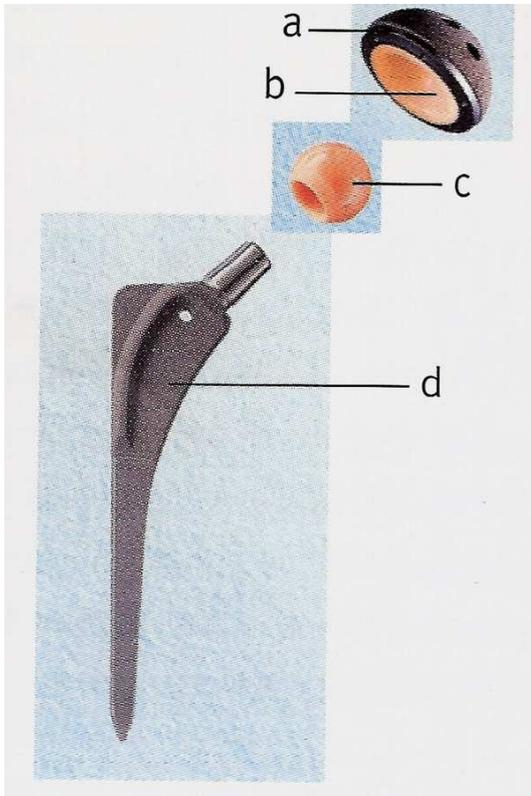


Abbildung 14: Hüfttotalendoprothese. a...Pfanne, b...Inlay, c...Kopf, d...Stiel (aus Schönle et al., 2008, S.12)

4.3.2. Hemiendoprothese (HEP)

Bendig (2006, S.10) beschreibt die Hemiendoprothese so: „Daneben gibt es auch so genannte Hemiendoprothesen (HEP), bei denen nur der Schaft ersetzt wird.“. Sie werden nur dann eingesetzt, wenn eine kurze Operationsdauer erforderlich ist. Dies ist nach Schönle, Hess und Rödiger (2008, S.19) meist bei älteren Menschen nach einer irreparablen Oberschenkelhalsfraktur der Fall. Schönle et al.(2008, S.19) meinen dazu: „Da die natürliche Pfanne unter der Belastung des künstlichen Prothesenkopfes rasch verschleißt, ist die Dauerbelastbarkeit der Hemiprothesen deutlich herabgesetzt.“

4.3.3. Kappenprothese

Der Engländer Mc Minn entwickelte in den 1990 Jahren einen Oberflächenersatz des Femurkopfes. Dabei wird nach Schönle et al. (2008, S.16) nur der zerstörte Knorpel abgefräst und mit einer Prothesenkappe versehen. Die Hüftpfanne wird bei dieser

Prothesenform ebenfalls ersetzt. „Diese Prothese“ so meinen Koesling und Stiegler (2007, S.12) „wird in der Regel bei jungen Menschen eingesetzt“. „Unbestrittener Vorteil der Kappenprothese ist“, so Schönle et al. (2008, S.17) weiter, „dass im Falle einer Lockerung als zweites Modell eine herkömmliche, markraumverankerte Prothese eingesetzt werden kann“. Das ist deshalb möglich, weil der Markraum bei dieser Prothesenart unversehrt bleibt.

4.3.4. Druckscheibenprothese

Bei dieser Art der Prothese wird der kurze gerade Prothesenschaft an der Außenseite des Femur mittels Platte und Schrauben fixiert wie in Abbildung 15 dargestellt. Eine Vergrößerung der Auflagefläche, der Prothesenkragen, vergrößert den Kontaktschluss zwischen Knochen und Prothese und dient zur Einleitung der Kräfte. Jerosch, Heisel und Imhoff (2005, S.232) nennen den Vorteil dieser Prothesenart: „Dabei bleibt der übrige Markraum des Femur unversehrt, so dass zu einem späteren Zeitpunkt problemlos eine normale Hüft-TEP implantiert werden kann. Wenn ein Wechsel notwendig werden sollte.“

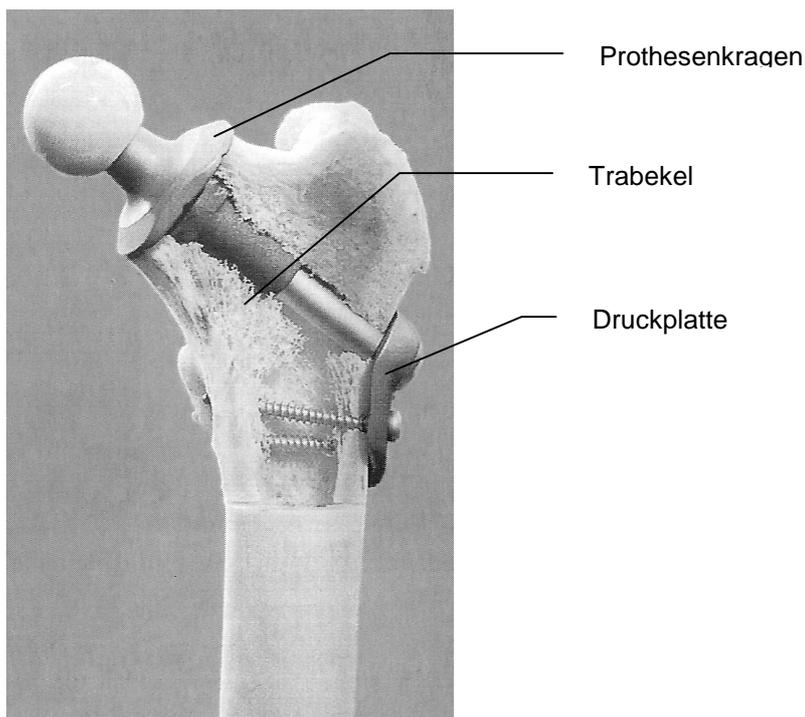


Abbildung 15 Druckscheibenprothese. Deutlich ist die Platte rechts außen am Knochen zu sehen. Sie wird mit Schrauben fixiert und hält die Prothese in Position. (aus: Hermichen und Kistermann, 2001, S.43)

4.3.5. trabekulär orientierte Prothese

Diese Prothesenart ist an der Knochenbälkchenstruktur²⁹ des Hüftgelenks angelehnt (siehe Abbildung 15). Hermichen und Kistermann (2001, S.44) stellen fest, dass diese Prothese so konzipiert ist, dass der Knochen während des Heilungsverlaufes in die Metallstrukturen einwachsen soll.

4.3.6. Modulare Prothesenarten

Die modular aufgebaute Prothese versucht der anatomischen Variabilität des Femurs gerecht zu werden. Sie besteht aus Stiel, der „zunächst ohne Berücksichtigung der Gelenkgeometrie so weit in den Oberschenkelköcher eingeschlagen wird, bis er dort seinen bestmöglichen Halt findet.“ (Aldinger, 1996, S.41). Danach passt der Operateur mittels unterschiedlicher Stechköpfe und Stiele die Prothese den anatomischen Gegebenheiten an.

Aldinger (1996, S.42) erwähnt die großen Variationsmöglichkeiten, die diese Prothesenart bietet. Sie lässt sich „in den Torsions-, Varus- und Valguswinkeln, sowie im Offset³⁰ und in der Schenkelhalslänge“ perfekt anpassen. Diese Vielfalt sieht er aber auch als Nachteil, da die Operationsplanung und –technik sehr anspruchsvoll ist.

4.3.7. Individualprothese

Bei einer Individualprothese wird „durch genaues Ausmessen der Femurröhre anhand von CT-Bildern ... eine individuelle Prothese angefertigt, welche in voller Länge Kontakt zur Kortikalis hat.“ (Jerosch et al., 2005, S.232), so genannter Vollkontaktschaft.

Der Vorteil ist eine perfekte Anpassung an die anatomischen Verhältnisse. Fehlstellungen, eine perfekte Planung vorausgesetzt sind so nicht möglich. „Der Patient erhält dadurch die gewünschte Beinlänge und das Gelenk selbst die bestmögliche

²⁹ Der Oberschenkelknochen besteht aus einer kompakten Außenwand und einem mit Knochenbälkchen durchzogenem Innenteil. Diese so genannten Trabekel richten sich nach den Belastungslinien im Oberschenkel aus.

³⁰ Das Offset beschreibt Funken (2004, S.4) in seiner Arbeit als „die horizontale Distanz zwischen Femur-Schaftachse und Kopfmittelpunkt.“

Geometrie, ohne Rotationsfehler und ohne Varus- oder Valgusfehlposition.“ hält Aldinger (1996, S.42) fest³¹.

Die Indikation einer solchen Prothese sieht Aldinger (1996, S.45) überwiegend bei jungen und aktiven Patienten sowie bei Patienten mit einer schlechten knöchernen Ausgangssituation wie zum Beispiel Deformität des Femurs.

Als Nachteil müssen die Kosten und die Notwendigkeit einer CT-Untersuchung gesehen werden. Wenn mit einer computergestützten Navigation implantiert wird, müssen Metallkörper in den Femur als Markierungspunkte eingebracht werden. Jerosch et al. (2005, S.232) nennen als weiteren Nachteil, dass die Wunden durch diese Markierungspunkte oft lange Beschwerden verursachen.

4.4. Materialkunde

Die Materialkunde beschäftigt sich zum einem „mit den verwendeten Legierungen für die Herstellung der femoralen Komponente, ... zum anderen mit den unterschiedlichen Beschichtungsmöglichkeiten“ sowohl des Schaftes als auch der künstlichen Pfanne (Jerosch und Heisel, 2001, S.36).

Wie bereits erwähnt wurde am Beginn der Forschung und Implantierung künstlicher Gelenke mit unzureichenden und wenig haltbaren Materialien gearbeitet.

Im Zuge der Gewinnung empirischen Daten und der Erforschung von Werkstoffen ergaben sich unterschiedliche Anforderungen an das Material.

4.4.1. Bioverträglichkeit

Bensmann (1996, S.2) definiert Bioverträglichkeit folgendermaßen: „Die Bioverträglichkeit bezieht sich auf die Fähigkeit des Werkstoffes, während der beabsichtigten Implantationszeit biologisch ungiftig zu sein und zu bleiben und den diversen Korrosionsangriffen zu widerstehen.“

Diese Schädigung kann durch das verwendete Material selbst „oder durch freigesetzte Bestandteile (Abbau- oder Korrosionsprodukte, Abrieb- oder Verschleißpartikel usw.) hervorgerufen werden.“ (Jerosch und Heisel (2001, S. 36)

³¹ Eine mögliche Folge einer Hüft-TEP kann eine anatomische Fehlstellung des Gelenkes sein, erwähnen Koesling und Stiegler (2007, S.16). Es können Beinlängenveränderungen um 0,5 bis zu 1,5 cm erforderlich sein, um „eine optimale Passform bei optimalem Halt mit genügender Muskelspannung“ zu gewährleisten, schreiben sie weiter.

4.4.2. Biofunktionsfähigkeit

Ein weiteres Kriterium ist die Biofunktionsfähigkeit unter der Bensmann (1996, S.2) „die Fähigkeit des Implantats, den beabsichtigten Zweck während der voraussichtlichen Verweilzeit im Körper zu erfüllen“ versteht. Sie ist abhängig vom eingesetzten Werkstoff und dessen Verarbeitung. Sie beinhaltet Verschleißfestigkeit, Zugfestigkeit, Streckgrenze, Kerbempfindlichkeit. Jerosch und Heisel (2001, S.37) halten dazu fest:

„Zwischen den biologischen und den mechanischen Eigenschaften von Biomaterialien besteht eine antagonistische Tendenz. Je besser ihre Gewebeverträglichkeit ist, desto schlechter sind ihre mechanischen Eigenschaften.“

4.4.3. Biokompatibilität

4.4.3.1. biotolerante Werkstoffe

Diese Materialien sind nicht in der Lage mit dem Knochen eine Verbindung einzugehen. Vielmehr entsteht eine Schicht zwischen Werkstoff und Knochen, die „Distanzosteogenese, d. h. die Implantate werden bindegewebig eingeschaidet“ (Jerosch und Heisel, 2001, S.37). Funken (2004, S.4) nennt Beispiele für biotolerante Stoffe. Dies sind Knochenzement, Stahl, Chrom und Kobaltlegierungen.

4.4.3.2. bioinerte Werkstoffe

Bei bioinerten Materialien kommt es zu einem Knochenkontakt, der Kontaktosteogenese. Sie haben eine gute Verträglichkeit, eine hohe Druckbelastung und Korrosionsbeständigkeit. Dies sind Materialien wie Aluminiumoxyd-Keramik und Kohlenwasserstoffverbindungen. Nachteilig, so meint Funken (2004, S.4) wirkt sich die mangelnde Biegebelastbarkeit beider Werkstoffe aus. Dies erfordert die Verwendung von Verankerungen aus Metall. Jerosch und Heisel (2001, S.36) zählen Titan, das gebräuchlichste Material für Prothesenschäfte zu den bioinaktiven, also inerten, Stoffen, wo hingegen Funken (2004, S. 5) diesem Material eine Sonderstellung zwischen biotolerant und bioinert einräumt. Er führt dazu aus: „Titan ist belastungsstabil und weist im biologischem Milieu eine hohe Beständigkeit auf. Es ist biomechanisch zwischen biotolerant und bioinert einzustufen.“

4.4.3.3. bioaktive Werkstoffe

Mit bioaktiven Werkstoffen kann eine biologische Fixation erreicht werden. Funken (2004 S. 4) beschreibt es als direktes Verwachsen von Implantat und umliegenden Knochen, eine Verbundosteogenese. Calciumhydroxylapatit ist der Konchensubstanz sehr ähnlich und wird in der Endoprothesenherstellung als bioaktiver Stoff eingesetzt.

Ein Nachteil liegt in der geringen Festigkeit des Materials. Aus diesem Grund wird es zur Beschichtung der Prothesenoberfläche verwendet. Der kraftaufnehmende Teil besteht weiterhin aus Titan oder Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen.

4.4.4. Tribologie

„Die Tribologie beschäftigt sich mit den Gebieten von Reibung, Verschleiß und Schmierung, sowie deren Wechselwirkung in Forschung, Lehre und Anwendung (ÖNORM M 8120)“ (Reinisch, 2004, S.1)

Bei einem tribologischen System gibt es also in der Regel einen Grundkörper und einen Gegenkörper, die sich gegeneinander bewegen. Weiters dient ein Zwischenstoff zur Schmierung beziehungsweise Minimierung der Reibung.

Streicher (1995, S.39) nennt grundsätzlich zwei Arten der Schmierung. Er schreibt: „Bei Flüssigkeitsschmierung sind beide Festkörper durch den Zwischenstoff vollständig getrennt, während bei Trocken- oder Grenzschmierung die Oberflächen der artikulierenden Körper im direkten Eingriff stehen.“ Eine Mischform ist möglich, wo der Zwischenstoff die Körper nur teilweise trennen kann.

Ein menschliches Gelenk kann ebenso als tribologisches System angesehen werden. Es besteht aus zwei Festkörpern, den Knochen, die mit Knorpel überzogen sind und einem Zwischenmedium, der Synovia. Diese ist „ein Dialysat von Blutplasma aus Wasser mit Proteinen und Salzen mit einem hochmolekularem Protein (Hyaluronsäure), die beide Festkörper abhängig von der Funktion des Knorpels mehr oder weniger vollständig trennt.“ (Streicher, 1995, S.39). Unter normalen Bedingungen ist dieses System verschleißfrei, beziehungsweise besitzt Mechanismen um es verschleißfrei zu halten (Abtransport des Abriebs).

Nach der Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes ist das tribologische System im Gelenk ein völlig anderes. Es fehlen die elastischen, porösen Schichten (Knorpel), sie sind durch nicht poröse ersetzt. „Somit ist Festkörperkontakt im künstlichem Gelenk praktisch immer gegeben“ stellt Streicher (1995, S.40) fest. Daraus ergeben sich höhere Reibewerte und zwangsläufig ein höherer Verschleiß.

Als Standard haben sich zur Zeit folgende Materialien etabliert (nach Reinisch, 2004, S.8):

ultrahochmolekulares Polyethylen (UHMWPE³²), beziehungsweise

X-PE (crossed linked Polyethylene), das durch Bestrahlung freie Radikale bildet, die sich dann wieder vernetzen, als Werkstoff für Prothesenpfannen und

³² Ultra High Molecular Weight Polyethylene

Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen (CoCrMo) beziehungsweise

Aluminium-Oxyd-Keramik als Material für den Prothesenkopf.

Die Verschleißrate bei der Paarung UHMWPE mit CoCrMo-Legierungen liegt laut Streicher (1995, S.40) bei ungefähr 0,2mm pro Jahr.

Zichner (1995, S.11) gibt in seiner Untersuchung an, dass 77% der getesteten Hüften einen Abrieb unter 0,2mm pro Jahr aufwiesen.

Für die Paarung UHMWPE mit Aluminiumoxid-Keramik gibt er einen Abrieb von durchschnittlich 0,1mm pro Jahr an. Gemessen wurden 105 Hüften mit CoCrMo-Köpfen und 100 Keramikköpfe.

Die Härte der Biokeramik und die hochpolierte Oberfläche erwiesen sich als günstig bezogen auf das Verschleißverhalten. Als ungünstig stellte sich jedoch bei Keramikköpfen ihre spröden Eigenschaften heraus, die vereinzelt zu Brüchen führen können.

Bei extremen Beanspruchungen, stellt Reinisch (2004, S.85) fest, wie „bei Blockierung der Bewegung durch Anschlagen des femuralen Prothesenhalses am Inlayrand“, dem impingement, können Risse entstehen, die zu einem Abplatzen ganzer Schichten der Keramik führen können. Dies löst einen kapitalen Abrieb aus und eine neuerliche Operation und ein Austausch der Prothese ist unumgänglich.

Eine andere Komplikation ist der Drittkörperverschleiß. Hierbei gelangen Abriebkörper zwischen den Grund- und Gegenkörper wo auf Grund der erhöhten Reibung die Flächen aufgeraut werden, was wiederum einen stärkeren Verschleiß nach sich zieht. Die Drittkörper können aber auch bei zementfixierten Prothesen vom Knochenzement stammen, der in Folge von Ermüdungserscheinungen Partikel abgeben kann (Reinisch, 2004, S.86).

Auch zementfreie Prothesen sind im Bezug auf Drittkörperverschleiß nicht unproblematisch. Reinisch (2004, S. 86) erwähnt hierzu:

„Auf der anderen Seite kann sich das im Herstellungsprozess zur Aufrauung der Implantatflächen für die ossäre Integration verwendete Aluminiumoxid- oder Siliziumdioxid-Streugut durch Mikrobewegungen zwischen Knochen und Schaft bzw. Inlay von der Implantatoberfläche lösen und ebenfalls über das lymphatische System aus dem Knochengewebe in den Gelenksraum gelangen.“

4.5. Fixations- und Verankerungstechniken

Häufig wird als Einteilungsmerkmal die Verankerungstechnik der Prothese im Knochen herangezogen. Hier hat der Operateur die Wahl zwischen zementierten und nicht zementierten Prothesen. Es sind auch Mischformen in Gebrauch, wo jeweils ein Teil der

Prothese, also Pfanne oder Schaft, zementiert werden und der andere Teil ohne Knochenzement einwachsen soll. Diese Mischform kann „gelegentlich aus technischen Gründen erforderlich sein. Man spricht dann von sog. Hybridprothesen.“ (Hermichen und Kistermann, 2001, S.52).

Jede Verankerungstechnik hat gewisse Vor- und Nachteile vor allem was Belastbarkeit und Ausübung von Sport betrifft auf die noch eingegangen wird.

4.5.1. Fixation mit Knochenzement

Die Fixation mit Knochenzement³³ hat eine relativ lange Tradition. Wie bereits erwähnt wurde erstmals in den 1960 Jahren eine Hüft-Totalendoprothese mit Kunststoff befestigt.

Bei der Operation werden die Knochen (Femur und beziehungsweise oder Hüftpfanne) präpariert, um dann die Prothesen mittels Knochenzement zu fixieren. Sie ist nach der Operation sofort belastbar.

Knochenzement (Polymethylmetacrylat, PMMA) ist biotolerant, das heißt er tritt nicht in direkten Kontakt mit dem Knochen. Es erfolgt kein Einwachsen des Knochens in den Kunststoff.

Als Kunststoff besitzt PMMA einige, für lebendes Gewebe, ungünstige Eigenschaften (nach Jerosch und Heisel (2001, S: 39):

Bei der Aushärtung erzeugt die Polymerisation Wärme, die zu einer Denaturierung des Eiweißes führen kann und so Zellnekrosen verursacht. Beim Auspolymerisieren bleiben Monomere übrig, die lokal toxisch wirken können. Diese Wirkungen können mit entsprechenden Operationsmethoden kompensiert werden³⁴.

PMMA unterliegt einer Alterung und wird spröde, was zu Brüchen des Zements führen kann. Besondere Empfindlichkeit besteht gegen seitliche Stöße und Scherkräfte.

Knochenzement verstopf den Markraum, stört die Durchblutung und verhindert so die reparativen Vorgänge.

³³ Knochenzement ist ein „selbstpolymerisierender Kunststoff (Polymethylmetacrylat - PMMA), der innerhalb von wenigen Minuten aushärtet.“ (Jerosch et al., 2005, S. 233).

³⁴ Für die Homogenität des Zementes wird dieser im Vakuum blasenfrei angerührt und auch unter Vakuum mit der Prothese implantiert, um eine Schädigung der Spongiosa und ein Auspressen in die Blutbahn zu vermeiden, was zu einer Zementembolie führen kann, meint Jerosch und Heisel (2001, S.40)

Die Reaktion des menschlichen Gewebes, des Knochens, auf PMMA bleibt nicht voraussehbar meint Jerosch und Heisel (2001, S.39) und ist oft entscheidend für die Stabilität der Prothese.

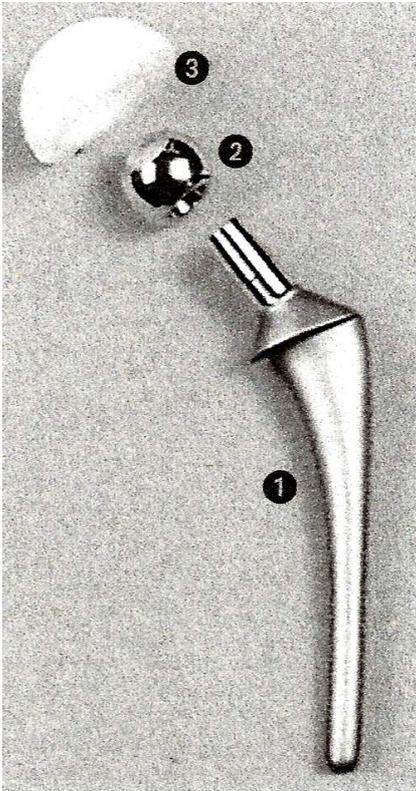


Abbildung 16: zementierte Prothese. 1... glatter Prothesenstiel, 2... Kugelkopf, 3...Prothesenpfanne (hier aus Polyäthylen) aus: Städtische Kliniken Esslingen a. N., (2006, März)

4.5.2. zementfreie Fixierung

Auf Grund der erwähnten Eigenschaften des PMMA wurde nach Alternativen gesucht. Man strebte einen direkten Kontakt zwischen Implantat und Knochen an. Dazu muss die Oberfläche aufgeraut „oder mit winzigen Fortsätzen versehen werden.“ meint Jerosch et al. (2005, S.232). Bei Prothesen mit langem Schaft kann dies wieder nachteilig wirken, da sich dort die Kräfte punktförmig auf den Femur übertragen würden. Außerdem wurden proximale Atrophie des Knochens und Probleme beim Entfernen des Schaftes beobachtet, schreibt Funken (2004, S.10). Deshalb werden die Enden teilweise ohne Rauigkeit gefertigt (siehe dazu Abbildung 17).

Wirtz, Heller und Niethard (1998, S.311) bezeichnen diesen direkten Kontakt als Osteointegration. Es ist eine „histologisch nachweisbare direkte Auflagerung von Knochen an der Implantatoberfläche“ (Wirtz et al., 1998, 311, zit. n. Branemark).

Voraussetzungen sind, so fahren Wirtz et al. (1998, S.311) fort, die Verwendung von Materialien mit osteophiler Oberfläche, eine ausreichende Primärstabilität und eine adäquate Belastung.

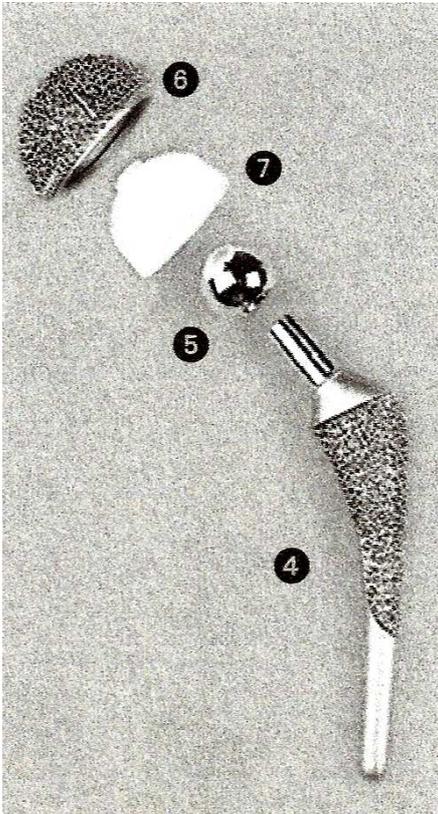


Abbildung 17: zementfreie Prothese. Die Rauigkeiten dienen dem Knochen zur Einwachsung in die Prothese; 4....Prothesenstiel mit strukturierter Oberfläche, 5....Kugelkopf, 6....Metallsockel, 7....Pfanneninlay. Die glatte Oberfläche am unteren Ende des Stieles soll die punktförmige Übertragung von Kräften auf den Femur verhindern. aus: Städtische Kliniken Esslingen a. N., (2006, März)

Die Primärstabilität hängt stark von der jeweiligen Operation und dem gewählten Prothesendesign ab. Um von Anfang an eine hohe Stabilität zu erreichen, muss die Prothese möglichst genau in das Knochenlager eingepasst werden. Dies geschieht mit der Press Fit Technik. Dies bedeutet, so definiert Trepte (1996, S.21), dass „ein Implantat in das Implantatlager unter Vorspannung eingetrieben wird.“ Dieser ständige Druck des Implantats auf den Knochen führt zu „einer druckinduzierten Knochensklerosierung“, was die primäre Stabilität sichern soll, meinen Jerosch und Heisel (2001, S.44)

Durch adäquate Belastung wird das Einwachsen der Knochenbälkchen in die Rauigkeiten der Prothese induziert. Jerosch et al. (2005, S.232) geben eine Vollbelastung des Gelenks frühestens nach vier bis acht Wochen an. Wirtz et al. (1998, S.311) meinen, dass das „primäre Knochenwachstum mindestens 3 Monate, der

vollständige Umbauprozess von neu gebildetem Faser- in dauerhaften lamellären Knochen jedoch insgesamt 18 bis 24 Monate“ dauert.

Die Osteointegration ist von der Bewegung Knochen zu Implantat abhängig betonen Wirtz et al. (1998 S.311). Übersteigt diese Mikrobewegung einen bestimmten Wert³⁵, so kann nur mehr eine bindegewebige Interfacebildung beobachtet werden.

Sie schlagen vor, dass bei zementfreien Implantaten Gelenksbelastungen mit dem zwei- bis dreifachem Körpergewicht und Torsionsbewegungen in der postoperativen Nachbehandlungsphase zu vermeiden sind.

4.5.3. proximale versus distale Verankerung

Bei einem zementierten Prothesenstiel besteht ein Kraftschluss über die ganze Länge des Stiels bedingt durch den Knochenzement. In der Regel kommt die Prothese also nicht in direkten Kontakt mit dem Knochen. Dennoch kann die Krafteinleitung im Schaftverlauf unterschiedlich sein. Gierse (1996, S.37) spricht auch von Kortikalisveränderungen bei zementierten Stielen. Häufig ist der Abbau proximal zu finden, wo hingegen der Anbau von Knochensubstanz in der Nähe der Prothesenspitze liegt.

Bei einem zementfrei implantierten Prothesenstiel besteht nach Einbringen des Implantats nicht immer ein gleichmäßiger Kraftschluss über die volle Länge.

Hier stellt das unterschiedliche mechanische Verhalten der eingesetzten Werkstoffe gegenüber dem Knochen ein Problem dar. Das Schwingungsverhalten sollte dem des Knochen sehr nahe kommen, fordern Jerosch et al. (2005, S.231). Titan besitzt fast das gleiche Elastizitätsmodul wie Knochen und müsste gegenüber CoCrMo-Legierungen Vorteile aufweisen. Dies hat sich aber in der Praxis nicht bestätigt führen Jerosch et al. (2005, S.231) weiter aus.

Eine mögliche Ursache könnte das inhomogene Elastizitätsmodul des Femurs sein. Flemming und Roth (2003, S.18) geben den Quotienten von Elastizitätsmodul der Kortikalis zu Elastizitätsmodul Spongiosa am Oberschenkelkopf mit 10 an, wo hingegen der Quotient im intertrochantären Bereich auf 37 steigt. Auch sind die interindividuellen Unterschiede des Oberschenkelknochens groß.

Wie bereits im Kapitel 4.5.2. zementfreie Fixierung erwähnt bestehen immer Mikrobewegungen an der Knochen-Implantatgrenze. Diese sind für zementierte Hüftprothesen weitaus geringer als für zementfreie. Wirtz et al. (1998, S.312) nennen bei Belastungen mit dem zwei- bis dreifachen des Körpergewichts Bewegungen zwischen

³⁵ Wirtz et al. geben diesen Wert mit 150 Mikrometer an

20 bis 40 μm für zementfixierte Hüften, wo hingegen bei zementlosen Hüften Bewegungen bis 200 μm möglich sind, die vor allem im Schaftbereich auftreten.

4.5.3.1. Wolffsches Gesetz der Transformation der Knochen

Bereits 1892 postulierte Wolff seine Überlegungen, die besagen, dass die knöcherne Antwort des Organismus vom Grad der Belastung abhängt. Er meint, dass „sich der Knochen bei Unterschreiten eines von der Natur aus vorgegebenen Spannungsbereiches solange abbaut, bis die Spannung wieder im vorgegebenen Bereich liegt.“ (Flemming und Roth, 2003, S.17).

Umgekehrt bedeutet dies, dass bei einer Zunahme der Spannung ein Aufbau von Knochensubstanz erfolgt, bis das Verhältnis Spannung zu Knochendicke wieder das Ausgangsniveau erreicht hat. Pauwels nannte dieses Ausgangsniveau Sollspannung, die für das Gleichgewicht zwischen Knochenresorption und –apposition verantwortlich zeichnet.

„Übermäßige unphysiologische Belastungen führen jedoch langfristig zu einer Destruktion“ hält Funken (2004, S.6) fest.

4.5.3.2. proximale Krafteinleitung

Ausgehend von der physiologischen Krafteinleitung in die Diaphyse über die Trochanterregion, verfolgt die proximale Krafteinleitung der Prothese eben diesen Mechanismus. Dadurch kann nach Jerosch et al. (2005, S.231) ein späterer Knochenabbau der proximalen Femuranteile verhindert werden.

Ein so genannter Prothesenkragen, dies ist eine Verbreiterung am Beginn des Stieles und sitzt dem Knochen auf (siehe Abbildung 15), kann die auftretenden Kräfte besser an die Innenwand des Knochens übertragen. Es gibt aber auch zahlreiche Prothesenmodelle, die ohne diesen Kragen auskommen.

Die proximale Verankerung wird mit Kurzschaftprothesen erreicht. „Trotz individueller Unterschiede besteht der gemeinsame Nenner in der Philosophie der ausschließlich proximalen Kraftübertragung, sodass sich alle Kurzschäfte durch eine geringere Längendimensionierung auszeichnen.“ stellen Gulow, Scholz und Freiherr von Salis Soglio (2007, S.353) fest, wobei hauptsächlich eine metaphysäre, aber auch eine kurze diaphysäre Verankerung gegeben ist.

Daneben gibt es noch Schenkelhalsprothesen (zum Beispiel Drucksscheibenprothese), wo der Druck nur über den Schenkelhals übertragen wird. Das Pendant zum Kurzschaft ist der Standardschaft, wo eine metaphysäre und eine längere diaphysäre Verankerung vorliegt.

Die Vorteile sehen Gulow et al. (2007, S.354) in der knochensparenden Operationstechnik, die eine allfällige Revisionsoperation erleichtern. Das setzt eine gute Qualität der Spongiosa im proximalen Teil des Femur voraus.

Da die Trochanterregion laut Jerosch et al.(2005, S.231) große anatomische Variationen und Unregelmäßigkeiten aufweist ist es mitunter schwierig die passende Prothesenform zu finden. Wird die falsche Form gewählt besteht die Gefahr, dass die Prothese nicht fest genug verankert werden kann.

4.5.3.3. distale Krafteinleitung

Die Gefahr der zu losen Verankerung besteht bei dieser Art der Krafteinleitung weniger, da das Implantat bis in die Markhöhle vorgetrieben wird und an der Prothesenspitze „eine knöcherne Sklerosierungszone“ (Jerosch et al.2005, S.231) entsteht, welche die Prothesenspitze fest umschließt. Gierse (1996, S.38) berichtet von Fällen, wo „sowohl proximal als auch distal die Prothese mit feinen Spongiosabälkchen, die auf die Prothese zulaufen, stabilisiert war.

Eine mögliche Komplikation ist der Knochenabbau im proximalen Bereich der Prothese, der durch die fehlende oder zu geringe Belastung entsteht. Das kann zu einer Lockerung des Implantats führen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die proximale Krafteinleitung über Kurzschäfte eine Erweiterung der Möglichkeiten für den Patienten und den Operateur darstellt. Ein vollständiges Ersetzen der diaphysären Verankerung mittels Langschaft ist nicht in Sicht.

4.6. Lockerung der Prothese

Die Lockerung der Hüftprothese stellt die häufigste Komplikation dar. Für eine Lockerung kommen unterschiedliche Mechanismen in Frage.

Hier sind die Mikrobewegungen zu nennen, die bei unzureichender Fixierung mittels Knochenzements eine Lockerung auslösen können.

An zweiter Stelle stehen die Abriebpartikel des Prothesenmaterials. Jerosch et al. (2005, S.34) nennen hier vor allem das Polyethylen der Hüftpfanne als Hauptverursacher. Die in großer Zahl anfallenden Abriebpartikel können von den Fremdkörperriesenzellen nicht mehr phagozytiert werden und lagern sich in der Kapsel ab beziehungsweise wandern in das umliegende Gewebe, wo sie entzündliche Reaktionen hervorrufen. Dies führt „zur Bildung eines Granulationsgewebes, das über die Stimulierung von Osteoklasten

Knochenabbau und damit die Entstehung von Osteolyse induziert (Willert, Göbel, Buchhorn, 1996, S.26). Damit verschlechtert sich auch die Verankerung der Prothese.

Durch hohe Kräfte kann auch eine Lockerung auftreten. Dabei entstehen kleine Risse in der Knochenspongiosa, die durch Bindegewebe aufgefüllt werden. Es ist nicht klar, so erwähnt Jerosch et al. (2005, S.235), ob eine zeitweise erhöhte Belastung (z.B. Gehen oder Laufen), die Gesamtbelastung über einen langen Zeitraum, oder extreme aber seltene Belastungen, wie ein Sturz die Implantatlockerung auslöst.

Bergmann, Graichen, Rohlmann, Verdonschot und van Lenthe (2001b, S.421) nennen noch die Erwärmung bei Bewegung mit einem künstlichen Hüftgelenk als mögliche Ursache einer Lockerung. In ihrer Untersuchung stellen sie einen steilen Anstieg der Temperatur in der Anfangsphase der Bewegung fest, der dann abflacht. Die höchsten Temperaturen (43,1°C) wurden am Prothesenkopf gemessen und nahmen zum Schaft hin ab. Die Gleitpaarung Keramikkopf zu Keramikpfanne lieferte geringere Temperaturen als die Paarung Keramik zu Polyethylen. In Bezug auf die Hüftkräfte schreiben sie: „However, no positiv correlation was found between force magnitude and maximum temperature during walking.“ (Bergmann et al. 2001b, S.421).

4..7. Differentialindikation bei Hüft-TEP-Versorgung

In Tabelle 3 wird eine Übersicht über den aktuellen Standard bei der Wahl zwischen zementierter und nicht zementierter Prothesensysteme, sowie deren Gleitpaarungen gegeben.

Generell gilt für eine gute Knochenqualität und jüngerem Alter (unter 65 Jahren) zementfreie Systeme zu wählen, die auch sehr gute Langzeitergebnisse erwarten lassen, schlägt Jerosch und Heisel (2001, S.182) vor. Bei fortgeschrittenem Alter und schlechter Knochenqualität ist ein zementiertes System vorzuziehen. Mischformen sind auch möglich, wobei meistens die Prothesenpfanne zementfrei eingesetzt wird. Sie ist der Lockerungsgefahr weniger ausgesetzt, da hier auf Grund des tribologischen Systems nur sehr geringe Torsionsmomente auftreten.

Da die Lebenserwartung in westlichen Ländern steigt und viele Senioren körperlich aktiv sind kann auch noch im Alter zwischen 65 und 75 Jahren eine zementfreie Hüft-TEP eingesetzt werden. Als Pannmaterial hat sich UHMWPE als *der* Standard etabliert.

Tabelle 3: Differentialindikation für die Wahl der Fixationsmethode und der Gleitpaarung, abhängig von Alter, Geschlecht und Knochenqualität.

Gute Knochenqualität				
Alter (Jahre)	unter 65	65-80	65-80	über 80
Geschlecht	m, w	m	w	m, w
Femurschaft	zementfrei	Zementfrei	zementiert	zementiert
Femurkopf	Keramik, Metall	Metall	Metall	Metall
Pfanne	zementfrei	zementfrei	zementfrei	zementiert

Schlechte Knochenqualität				
Alter (Jahre)	unter 65	65-80	65-80	über 80
Geschlecht	m, w	m	w	m, w
Femurschaft	zementiert	Zementiert	zementiert	zementiert
Femurkopf	Keramik, Metall	Metall	Metall	Metall
Pfanne	zementfrei	Zementfrei	zementfrei	zementiert

Quelle: modifiziert nach Jerosch und Heisel, 2001, S.183

5. Rehabilitation nach künstlichem Gelenkersatz

Die Forschungsergebnisse und die damit verbundene Verbesserung der Materialien und Operationsmethoden haben zu einer erheblichen Verlängerung der Standzeiten von Hüft-TEPs geführt, die durchschnittlich 15-20 Jahre betragen berichten Hahn und Dora (2006, S.13).

Nicht zuletzt deswegen entscheiden sich immer mehr Personen zwischen dem 40. und 60. Lebensjahr für eine Operation. Dadurch ist die Personengruppe, die ein künstliches Hüftgelenk eingesetzt bekommt in Bezug auf ihr Alter und ihre sportlichen Fähig- und Fertigkeiten sehr inhomogen.

Dementsprechend gestalten sich auch die Erwartungen. So könnte zum Beispiel bei einem achtzigjährigen Patienten der Wunsch schmerzfrei zu gehen und die Alltagsbewegungen ausführen zu können im Vordergrund stehen. Hingegen besteht bei einem vierzigjährigen Patienten nach der Implantation einer künstlichen Hüfte vielleicht der Wunsch wieder Bergsteigen oder Tennis spielen zu können.

Um diesen Wünschen gerecht zu werden, ist es nötig ein Rehabilitationskonzept anzuwenden, das genügend Flexibilität aufweist und dennoch wirkungsvoll eingesetzt werden kann.

Dieses Konzept beginnt sinnvoller Weise einige Zeit *vor* der Operation. Das ist leicht zu bewerkstelligen, da ein solcher Eingriff absehbar ist und vorausgeplant wird (Ausnahmen sind traumatische Ereignisse). Das heißt die „medizinische Rehabilitation“³⁶ stellt einen kontinuierlichen Prozess dar und beginnt vor der Operation, um dann unmittelbar nach der Operation weitergeführt zu werden.“ hält Kladny (2007, S.360) fest. Horstmann, Jöger, Heitkamp, Mayer, Winter und Dickhuth (2001, S.166) berichten,

„dass die präoperative Physiotherapie die Beweglichkeit und die Bewältigung der Schmerzen positiv beeinflusst und die Operation bis zu vier Jahre hinausschieben kann. Auch konnte gezeigt werden, dass präoperativ trainierte Muskeln langsamer atrophieren und sich postoperativ schneller erholen.“

Das präoperative Training ist nicht Gegenstand dieser Arbeit, kann aber dem postoperativen Training, das in dieser Arbeit vorgestellt wird sehr ähneln und in manchen Punkten auch ident sein, da im Vorfeld der Operation schon eine Krankheit besteht und die Leistungsfähigkeit dadurch herabgesetzt ist.

³⁶ der Autor dieses Artikels grenzt hier zwischen medizinischer und beruflicher Rehabilitation ab.

5.1. Coxarthrose und deren Auswirkungen

Meist besteht vor dem Einsetzen einer Huftendoprothese eine langjährige Beeinträchtigung des Hüftgelenkes und ein damit verbundener Schmerz. Die häufigste Erkrankung ist die Coxarthrose. Sie

„umfasst alle degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenks, die zu einer progressiven Zerstörung des Gelenksknorpels unter Mitbeteiligung wie Knochen, synovialen und fibrösen Gelenkskapseln sowie der periartikulären Muskulatur führen.“ (Schwentner, 2007, S.13, zit. n. Reichel, 2000).

Durch verstärkten Abrieb und die dadurch entstehende Einlagerung im Kapsel und Knochengewebe kommt es zu einer Granulombildung. Es entsteht eine Kapselüberdehnung und schließlich eine Schrumpfung der Kapsel.

Die Schmerzen veranlassen zu einer Schonhaltung des Gelenkes in der der Schmerz minimiert wird. Der Patient hat „häufig die Stellung der Außenrotation, der Abduktion, der leichten Flexion eingenommen, wodurch die Kapsel entspannt ist.“ berichten Schulte-Frei, Horst und Horst, 1998, S.311). Die sich daraus ergebenden Bewegungseinschränkungen betreffen die Innenrotation und die Extension, das so genannte *Kapselmuster*.

Der Spannungszustand der gelenkumgreifenden Muskeln ändert sich reflektorisch. „Die schmerzverstärkenden Muskeln werden somit hyperten und artophieren.“ schreibt Schwentner (2007, S.13, zit. n. Reichel 2000).

Meist besteht eine Muskelverkürzung der Adduktoren, Außenrotatoren und Flexoren. Insuffizienzen finden sich vor allem im großen Gesäßmuskel und in der gesamten Oberschenkelmuskulatur³⁷, führen Schulte-Frei, et al. (1998, S.311) weiter aus.

Während der sich langsam einstellenden Arthrose bildet sich ein nicht physiologisches Gangmuster aus. Dieses Muster zu *verlernen* und ein normales Gangbild wieder zu erlangen ist auch Ziel der Rehabilitation.

Horstmann, Martini, Mayer, Sell, Knack und Zacher (1995) maßen in ihrer Untersuchung die isometrische Kraft in Abduktion, Innen-, Außenrotation und in 20° Flexion bei 58 Patienten mit Coxarthrose vor, 9 Wochen und 6 Monate nach einer Hüft-TEP Operation. Weiters bestimmten sie die isokinetische Kraft der Extensoren- und Flexorenmuskulatur bei 60°s und 120°s. Die Flexoren- und Extensorenmuskulatur zeigten eine deutliche Kraftzunahme bereits nach 9 Wochen und nach 6 Monaten. Die Werte stiegen auf der

³⁷ Hier wird leider keine genauere Angabe gemacht um welche Oberschenkelmuskeln es sich handelt.

operierten Seite um 119% bei 60°s und um 124% bei 120°s (hoch signifikant) führen Horstmann et al. (1995, S.565) aus. Die isometrische Kraft der Rotatoren nahm nur gering zu, die der Abduktoren fielen nach 9 Wochen sogar ab und erreichten erst nach 6 Monaten das präoperative Ausgangsniveau.

Interessant ist das Ergebnis, dass zwischen Abduktorenkraft und Trendelenburg-Zeichen³⁸ keine Korrelation gefunden werden konnte, obwohl das Hinken in 25 der 37 Fälle postoperativ abnahm. Die Autoren vermuten einen multifaktoriellen Zusammenhang zwischen Schmerz, Trendelenburg-Zeichen und Hinken. Sie halten fest, dass die Kraft von und die Koordination zwischen den Hüftextensoren, Hüftflexoren und der Oberschenkelmuskulatur für das Gangbild wesentlich sind.

Sie fordern auf Grund dieser Ergebnisse ein regelmäßiges Training der Rotatoren- und Abduktorenmuskulatur. Das ist bei Personen mit Coxarthrose leichter durch zu führen als bei Patienten nach Hüft-TEP, da hier einige Punkte nach der Operation zu beachten sind (siehe Kapitel 5.2.)

Die kardiovaskuläre Einschränkung ergibt sich aus dem Krankheitsbild, das zu einer Verminderung der körperlichen Bewegung zwingt. „Die Schwere der kardiovaskulären Dekonditionierung korreliert bei Arthrosepatienten mit der Schwere der Arthrose und der funktionellen Einschränkung.“ stellen Horstmann et al. (2002, S.17) fest.

Sie untersuchten 55 Hüftarthrosepatienten kurz vor und sechs Monate nach der Implantation einer Hüft-TEP. Dem wurde eine altersgematchte Gruppe von 24 Personen gegenübergestellt.

Es wurde eine Laufbandergometrie bei 3 km/h und zunehmender Steigung durchgeführt. Das Zeitinkrement betrug 35s, das Belastungsinkrement 1% Steigung, die Laktatmessung erfolgte unmittelbar vor, nach und alle 2 Minuten während der Belastung. Nach neun Minuten beziehungsweise bei Erreichen einer 15% Steigung wurde abgebrochen.

Im Vergleich zur Normgruppe ließ sich eine erhöhte Herzfrequenz um 20 Schläge/min und postoperativ um 10 Schläge/min bei den Probanden mit Hüft-TEP feststellen. Auch bezüglich des Laktats stellten Horstmann et al. (2002, S.19) fest, „dass bis auf die Vorbelastungsphase alle Werte außerhalb des Konfidenzbereichs der Normgruppe“ lagen. Während bei der Normgruppe die Laktatwerte bei 0,8 bis 1,0 mmol/l lagen, stiegen sie bei der Patientengruppe bis auf 3,1 mmol/l an. Alle Probanden der Normgruppe erreichten die 15% Steigung, wo hingegen in der Patientengruppe im Mittel nur 13,3%

³⁸ Unter Trendelenburg-Zeichen versteht man „das Absinken der kontralateralen Beckenseite während der Einstützphase auf dem betroffenen Bein.“ (Brettmann, 2003, S. 8)

präoperativ und 14,2% Steigung postoperativ erreicht wurde. Dieses Laktatverhalten zeigt, dass „vor allem die lokale aerobe Kapazität, ... deutlich eingeschränkt bleibt“, schreiben Horstmann et al. (2002, S.20) weiter.

Daraus kann gefolgert werden, dass das alltägliche Bewegungsausmaß nach einer Hüft-TEP-Operation nicht ausreicht, um Normalwerte einer gesunden Person zu erreichen. Vielmehr muss ein sporttherapeutisches Programm durchgeführt werden, um eine Verbesserung der aeroben Kapazität und der Kraftausdauer zu erreichen

5.2. Exkurs: operative Zugänge zum Hüftgelenk

Eine erfolgreiche Implantation eines künstlichen Hüftgelenks wird unter anderem wesentlich von der Operationstechnik bestimmt. Ein Abschnitt während einer Operation ist das Freilegen der Hüftgelenkscapsel und des Femurhalses. Die hüftumgebenden Muskeln müssen dabei möglichst schonend behandelt werden. Je nach Zugang werden unterschiedliche Strukturen beeinträchtigt und diese bestimmen in weiterer Folge auch die jeweilige Rehabilitation mit. Aus diesem Grund wird im folgenden kurz auf die häufigsten chirurgischen Zugangsarten eingegangen.

Prinzipiell lassen sich zwei Arten unterscheiden. Als erstes sind die herkömmlichen Zugangsarten zu nennen, die sich in vordere, seitliche und hintere Zugänge gliedern, hält Roth (2007, S.30) fest.

5.2.1. konventionelle Zugangsarten

Beim vorderen Zugang ist die Durchtrennung der fascia latae nötig. „Der Zugang setzt sich fort zwischen dem M. tensor fascia latae und dem M. satorius.

Der anteriolaterale Zugang, bei der ebenfalls die Fascie durchtrennt wird hat den Nachteil, dass für den weiteren Zugang „ein partielles Ablösen der Sehnen der Mm. glutaeei medius und minimus notwendig ist.“ (Roth, 2007, S.33).

Ein Spalten der Glutealmuskulatur (Mm glutaeeus medius et minimus) ist beim lateralen Zugang nötig. Dadurch kann es zu einem bleibenden Hinken kommen. Ein Vorteil dieses Zuganges ist das geringe Risiko einer postoperativen Luxation und die gute Sicht auf das Operationsgebiet, erwähnt Roth (2007, S.35).

Bei der Operationstechnik mittels hinterem Zugang liegt der Patient in Seitlage und es werden, nach Mobilisation der Fasern des Muskulus glutaeeus maximus die kurzen Rotatoren (M. piriformis, Mm. gemelli superior et inferior, M. quadratus femoris, M. obturatorius internus) durchtrennt.

5.2.2. minimal invasive Zugänge

Roth (2007, S.125) stellt zum Begriff *minimal invasiv* fest:

„Bis heute hat sich keine allgemein anerkannte Definition, was unter minimal invasiv zu verstehen ist, durchgesetzt. Minimal invasive Chirurgie zielt auf eine Verminderung des Gewebeschadens ab, um dadurch den Blutverlust und die postoperativen Schmerzen zu verringern.“

Auch hier werden vordere, anteriolaterale, laterale und hintere Zugänge verwendet. Einige unterscheiden sich lediglich in der Schnitfführung und -länge von den herkömmlichen Zugängen. „Für die seitlichen und hinteren Zugänge bedeutet daher minimale Invasivität lediglich eine Verkleinerung des Hautschnittes“ (Roth, 2007, S.126).

Hahn und Dora (2006, S.14) stellen in ihrer Untersuchung mittels Magnetresonanz bei konventionellem Zugang eine fettige Degeneration des Muskulus gluteus medius bzw. minimus nach einem Jahr postoperativ fest. Aus diesem Grund favorisieren sie in der minimal invasiven Hüftendprothetik den vorderen Zugang, wo dies nicht der Fall war. Ein Vorteil dieser Operationstechnik stellt die Mobilisation unter Vollbelastung dar, halten Hahn und Dora (2006, S.15) fest.

5.3. Verhalten nach der Operation

Nach der Operation beginnt in der Regel die Rehabilitation nach der Wundheilung und dem Entfernen der Nähte. Diese ist von Klinik zu Klinik unterschiedlich. Sie sollte nach Schönle et al. (2008, S.68) eine Gangschulung, die Verwendung von Hilfsmitteln, eine Reduktion der Lymphschwellung, Lockerung der Muskulatur, Schmerzlinderung und Mobilisierung des Hüftgelenks beinhalten. Ein wichtiger Punkt ist das Erlernen richtiger Verhaltensweisen nach Implantation einer künstlichen Hüfte.

Nach dem Einsetzen eines künstlichen Hüftgelenkes bildet sich erst nach einiger Zeit eine stabile Gelenkkapsel. Die Muskulatur ist teilweise insuffizient und die fehlenden Bandstrukturen, die ein Herausgleiten des Femurkopfes aus der Pfanne verhindert haben fehlen jetzt. Um eine Luxation und eine neuerliche Operation zu vermeiden sind bestimmte Verhaltensregeln zu beachten, die natürlich auch für die Trainingstherapie gelten (nach Schönle et al. (2008, S.42ff):

- Maximal 90° Beugung im Hüftgelenk. Das heißt kein zu tiefes Sitzen, eventuell einen Sitzkeil verwenden, Keine Dehnung der kontralateralen Hüftbeuger durch Heranziehen der Beines zum Oberkörper.

- Richtiges Abspreizen: aktives Abspreizen ist erlaubt, Heranführen bis maximal zur Körpermitte
- Keine Adduktion über Null Grad: dazu gehören das Übereinanderschlagen der Beine, Unterschenkel auf den anderen Oberschenkel ablegen
- Rotationen (sowohl Innen- als auch Außenrotation³⁹) im Hüftgelenk vermeiden: insbesondere bei Richtungswechsel kleine Schritte machen
- In Rückenlage nur das angewinkelte Bein anheben.
- Beim Hinsetzen und Aufstehen von einem Stuhl Armlehnen verwenden

Die Adduktion ist frühestens nach zwölf Wochen erlaubt, forcierte Rotationen nach 6 Wochen.

Theoretisch sind zementierte Hüftprothesen in der postoperativen Phase voll belastungsfähig, „zementfreie Prothesen sollten für mindestens 6 Wochen teilbelastet werden.“ schlägt Wirtz et al. (1998, S.315) vor. Zu beachten sind bei der Vollbelastung einer zementierten Hüft-TEP die Muskel- und Fasziennähte, die auch hier eine Teilbelastung in den ersten 6 Wochen nötig machen.

5.4. Bewegungstherapie – Medizinisches Aufbautraining (MAT) - Medizinische Trainingstherapie (MTT) – Gerätegestützte Krankengymnastik (KGG) – Sporttherapie, eine Begriffsklärung

In den letzten Jahrzehnten vollzog sich ein Wandel was die Prävention von Krankheiten und die Nachbehandlung dieser betrifft.

Waren es früher Spitzensportler, die nach einer Verletzung des Bewegungsapparates möglichst schnell wieder leistungsfähig werden wollten, so sind es heute Hobbysportler und auch Personen, die keinen Sport betreiben.

Daraus entwickelte sich ein neues Betätigungsfeld, das in Österreich hauptsächlich von Physiotherapeuten abgedeckt wird, obwohl ihre Ausbildung eindeutig auf die Rehabilitation von Patienten ausgelegt ist. Dennoch entstehen immer mehr private

³⁹ Die Luxationsgefahr bei der Innen- beziehungsweise Außenrotation ist von der Operationstechnik abhängig. Um eine einheitliche Empfehlung geben zu können, empfiehlt es sich sowohl Innen- als auch Außenrotation zu untersagen.

Institute, die apparategestütztes Training⁴⁰ anbieten, das von den Krankenkassen aber nicht vergütet wird.

In Deutschland wurde 2001 eine durch die Kassen abrechenbare Position, die gerätegestützte Krankengymnastik eingeführt (Seidenspinner, 2005, S.7). Diese schreibt eine Zusammenarbeit zwischen Masseur, Physiotherapeut und Sportlehrer vor!

Haber und Tomasits (2006, S.1) schreiben zur Begriffsklärung, dass es noch keine einheitliche Definition von zum Beispiel *Medizinischer Trainingstherapie (MTT)* gibt und die Begriffe Bewegungstherapie und Sporttherapie synonym verwendet werden.

All diese zusammengesetzten Worte enthalten die Begriffe Therapie und Sport. Therapie impliziert die Anwendung an einem Patienten, bei dem es eine Verletzung oder Krankheit gibt.

Hingegen ist die Ausübung von Sport gesunden Personen, wie Verletzten oder Kranken möglich. Hier kann Sport sehr verschiedene Ziele verfolgen. Diese können in einer Verbesserung der Leistung liegen, sie können soziale Funktion erfüllen oder als Ausgleich zum Alltag dienen.

Zur Verbesserung eines körperlichen (und geistigen) Zustandes bedarf es des Übens.

5.4.1. Üben

Haber und Tomasits (2006, S.2) verstehen unter Üben körperliche Bewegung, durch die „das Zusammenspiel verschiedener Muskeln- und Muskelgruppen verbessert wird, was zur Optimierung von Bewegungsabläufen führt.“ Das bedeutet Üben nutzt die vorhandenen Ressourcen und optimiert sie. Es kommt aber zu keiner Steigerung von physiologischen Parametern. Dies ist erst mit einer gewissen Regelmäßigkeit möglich.

5.4.2. Training

Eine Definition von Training aus der Sicht des Sports liefern Zintl und Eisenhut (2001; S.11):

⁴⁰ Die Geschichte des medizinischen Trainings mit Geräten geht bis auf *Turnvater* Jahn und die Heilgymnastik des Schweden Per Hendrik Ling zurück. Der Arzt Gustav Zander entwickelte ein heilgymnastisches Apparatesystem der medico-mechanischen Therapie (Seidenspinner, 2005, S.3), auf der die so genannten Medico-mechanischen Institute in Deutschland bis vor dem 2. Weltkrieg aufbauten. Die Apparate waren für aktive und passive Bewegungen, so wie für mechanische Einwirkungen konstruiert.

Training ist ein „planmäßiger Prozess, der eine Zustandsänderung (Optimierung oder Stabilisierung oder Reduzierung) der komplexen ... sportlichen Leistungsfähigkeit beabsichtigt bzw. mit sich bringt. Aus medizinisch-biologischer Sicht müssen durch Training Anpassungs- und Umstellungsreaktionen im Organismus hervorgerufen werden.“

Wichtig ist in dieser Definition die Regelmäßigkeit, der planmäßige Prozess und die körperliche Anpassung, dies unterscheidet es zum Üben.

5.4.3. Sport

Sport als Begriff unterlag in den letzten Jahrzehnten einem Wandel, der auch aus der gesteigerten Bewegungsbereitschaft in der Gesellschaft herrührt. Je nach Ansatz gibt es sehr differente Ansätze zur Definition Sport, die nicht Gegenstand dieser Arbeit sind.

Sport soll hier als bewusst herbeigeführte regelmäßige Bewegung mit dem Ziel sich mit anderen Menschen unter bestimmten Regeln zu vergleichen verstanden werden. Sport wird also auch, neben der körperlichen, eine psychische und soziale Komponente zugewiesen.

5.4.4. Therapie

Die Therapie setzt eine Verletzung oder Krankheit voraus. Sie umfasst alle Maßnahmen, die getroffen werden um eine Heilung zu erreichen.

Kunz (2003, S.2) gibt eine Definition von Therapie: „Therapie ist die Behandlung von Krankheiten. Es werden kausale, symptomatische oder palliative Maßnahmen unterschieden.“

5.4.5. Bewegungstherapie

Bewegungstherapie ist ein relativ unscharfer Oberbegriff für alle bewegungstherapeutischen Maßnahmen.

5.4.6. Krankengymnastik mit Gerät (KGG)

Ist ein Begriff der mit den neuen deutschen Heilmittelrichtlinien für Physiotherapeuten 2001 als abrechenbare Position in Bezug auf die Krankenkasse aufgenommen wurde (Seidenspinner, 2005, S7). KGG wird mit und an Krafttrainingsgeräten durchgeführt.

5.4.7. Medizinische Trainigstherapie (MTT)

Für Roth (2007, S.154) beinhaltet die MTT „ausschließlich aktive, gerätegestützte Übungen zum Kraftausdauertraining, die selektiv über den Widerstand, die Bewegungsausführung und die Wiederholungszahl modifiziert werden können.“

Für Haber und Tomasits (2005, S.1) ist der Begriff weiter gefasst. Sie versuchen eine Definition von MTT zu geben: „MTT ist die Anwendung körperlichen Trainings bei (noch) Gesunden oder Patienten, im Rahmen einer medizinischen präventiven oder kurativen Behandlung, auf ärztliche Empfehlung oder Verordnung, mit klaren Indikationen, zur Erreichung von definierten Therapiezielen.“

Sie räumen aber ein, dass MTT noch kein fest etablierter Begriff ist und daher kein Standard existiert welche Inhalte MTT hat.

Diese Inhalte sollten die Eigenschaften Kraft, Beweglichkeit, Koordination und Ausdauer enthalten.

Da in der MTT das Wort *Therapie* beinhaltet ist, ist sie für Personen bestimmt, die bereits krank oder verletzt sind, beziehungsweise bei denen die Krankheit noch keine Symptome zeigt.

5.4.8. Medizinisches Aufbautraining

Kunz (2003, S.2) gibt eine Definition: „MAT ist ein indikationsspezifisches und allgemeines Training, bei dem die Gesundheitsspezifikation im Vordergrund steht.“

Laut Horn und Steinmann (2001, S.2) sollte eine „arbeits- und sportspezifisch ausgerichtete Rehabilitation erfolgen. Gleichzeitig wirken diese gezielten Übungen als Prävention gegen erneute Verletzungen oder Überlastungen.“

Das MAT sieht sich in seinem Ansatz nicht (nur) als therapeutische Maßnahme, sondern stellt die Gesundheit in den Vordergrund und schließt somit auch den präventiven Aspekt des Trainings mit ein. Im Gegensatz dazu werden bei der MTT „große inhaltliche Teile eines Trainings unter gesundheitlichen Aspekten“ nicht berücksichtigt, erwähnt Kunz (2003, S.2).

5.4.9. Sporttherapie

Über den Begriff *Sporttherapie* und dessen Zielsetzung gibt es unterschiedliche Ansichten. Dies mag mit den Begriffen Sport und Therapie zusammenhängen, die ein weit gefächertes Feld von bewegungstherapeutischen über psycho- und sozialtherapeutische Methoden bis hin zu sozialen Funktionen des Sports ergeben.

Für den deutschen Sportärztebund bedeutet Sporttherapie „eine bewegungstherapeutische Maßnahme, die mit geeigneten Mitteln des Sports gestörte körperliche, psychische und soziale Funktionen kompensiert, regeneriert, sekundären Schäden vorbeugt und gesundheitlich orientiertes Verhalten fördert“ (zit. n. Jerosch und Heisel, 2001, S.135).

Halle (2008, S.3) fügt dieser Definition noch hinzu: „Sie beruht auf biologischen Gesetzmäßigkeiten und bezieht besonders Elemente pädagogischer, psychologischer und sozialtherapeutischer Verfahren ein und versucht eine überdauernde Gesundheitskompetenz zu erzielen.

Nach dieser Definition hat die Sporttherapie das Behandeln von Verletzungen oder Krankheiten zum Ziel, wobei eine bestimmte Lebenseinstellung zur Bewegung vermittelt wird. Das vorwiegende Mittel sind sportliche Elemente, die aber nicht den Wettkampfgedanken implizieren. Eine individuelle Leistungssteigerung wird nur bis zur Aufhebung der entstandenen Einschränkungen angestrebt.

Sporttherapie stellt somit das Bindeglied zwischen der postoperativen Rehabilitation und dem (Wieder)Einstieg in eine Sportart dar.

5.5. von der Rehabilitation zum Sport

Die Zielsetzungen einer Sporttherapie können sein:

Im somatischen Bereich: Wiedergewinnung einer eingeschränkten Funktion, Kräftigung der Muskulatur, Erlangung von Beweglichkeit, Steigerung der Koordination und Verbesserung der Ausdauerleistung.

Im psychischen Bereich: Erlangung oder Verbesserung der eigenen Körperwahrnehmung, vor allem die Belastbarkeit betreffend, Bewusstmachung der Erkrankung, Stärkung des Selbstwertgefühls.

Im sozialen Bereich: Integration in eine Gruppe, Schulung der Kommunikation, Bewältigung von Konflikten.

Die Inhalte sind immer von den jeweiligen Patienten abhängig und sollten zwischen Arzt, Patient und Sportwissenschaftler besprochen werden rät Hois und Ziegner (2006, S.103).

Besteht die Übungsgruppe aus jüngeren Patienten kann der sportliche Gedanke in den Vordergrund rücken, handelt es sich um ältere Personen werden diese ein körperzentriertes Training bevorzugen.

Am Anfang werden Elemente aus der Kranken- und auch Wirbelsäulengymnastik stehen, auch Pilates ist möglich. Sie beinhalten statische, später auch dynamische Übungen. Die Schulung der Beweglichkeit unter Beachtung der kontraindizierten Bewegungen, die Kräftigung der Muskulatur und die Verbesserung der Koordination stehen im Vordergrund.

Das Dehnen erfolgt weitgehend passiv. Es muss darauf geachtet werden, dass das Körpergewicht nicht unabgestützt den Körperteil in die Dehnlage drückt. Das heißt

Dehnen sollte in einer stabilen Lage des Körpers ausgeführt werden (Abstützen mit den Armen).

Zur Verbesserung der Kraft stehen Maschinen mit und ohne Gewichtsbelastung zur Verfügung, die eingelenkige oder mehrgelenkige Bewegungen zulassen. Eingelenkige Bewegungen sind koordinativ einfacher zu bewältigen, entsprechen aber nicht den physiologischen Bewegungsabläufen. Mehrgelenkige Übungen, wie zum Beispiel die Beinpresse oder freie Kniebeuge, setzen eine gute Koordination und eine bereits entwickelte Kraftkomponente voraus.

„Das muskuläre Training in horizontaler Positionierung ist nur in der Anfangsphase ... und bei erforderlicher Entlastung des Patienten anzuraten“ hält Gnewuch, Lampe und Höner (2000, S.32) fest, da die Rekrutierung der Muskulatur sich im Liegen verändert.

Auf einen exakten und achsgerechten Bewegungsablauf ist besonderes Augenmerk zu legen.

Die Schulung der Koordination und insbesondere des Gleichgewichts kann am Anfang ohne, später mit labiler Unterlage erfolgen. Hier gibt es zahlreiche Produkte am Markt, die aus geschlossenzelligem Schaumstoff bestehen oder Kissen, die mit Luft gefüllt sind. Sie sollten aber nicht im Mittelpunkt der Therapie stehen, da es sich um „unspezifisches Übungsgut“ handelt, also nicht alltagskonform sind schlägt Gnewuch, et al. (2000, S.31) vor.



Abbildung 18a



Abbildung 18b

Abbildung 18a und b: Anwendungsmöglichkeiten eines luftgefüllten Kissens. Abbildung 18a: Einbeinstand mit Stockhilfe, Abbildung 18b: Beinpresse mit luftgefüllten Kissen zur Erhöhung der koordinativen Anforderungen.

Für das Training der Ausdauer stehen Handergometer, Fahrradergometer, Cross-Trainer und Laufband zur Verfügung. Beim Einstellen der Sitzhöhe am Fahrradergometer ist der maximale Kniewinkel zu beachten (Hüftflexion maximal 90°), weiters sollten die Füße nicht in den Schlaufen fixiert sein „um die Aktivität der Hüftgelenksflexoren zu reduzieren“ (Gnewuch et al., 2000, S.33). Ein Ausdrehen der Knie (Kniegelenk nicht über Pedalachse), das heißt eine Außenrotation in der Hüfte sollte erlaubt sein, da dies dem physiologischen Gangbild entspricht⁴¹.

Die Benutzung des Laufbandes erfordert ein stabiles Gangmuster, das im Rahmen der Koordinationsschulung erarbeitet wurde. Die Steigung sollte auf mindestens 1% eingestellt werden, was die exzentrische Komponente verringert.

Nach und nach können die so genannten *kleinen Spiele* in das Programm genommen werden. Sie beinhalten „alle Spielformen, die nicht den traditionellen Sportspielen zugeordnet werden können.“ stellen Jerosch und Heisel (2001, S.144) fest. Die Regeln sind hier frei wählbar und gut dem Niveau der Gruppe anpassbar. Dadurch kann auch eine konditionelle Überforderung vermieden werden.

⁴¹ Zu beachten ist hier das Kniegelenk. Eine zu starke Außenrotation in der Hüfte würde das Kniegelenk überlasten.

6. Sport mit künstlichem Hüftgelenk

An das Ausüben von Sport war bei der Entwicklung der Hüft-TEP in den 1960er Jahren nicht gedacht worden. Es sollte vielmehr eine Schmerzfreiheit und eine Verbesserung des Ganges erzielt werden berichten Mellerowicz, Wilke und Laute (2007, S.307).

Cukras, Praczek, Kostka und Jegier (2007) gingen der Frage nach, ob sich das Aktivitätsniveau nach einer Hüft-TEP verändert und maßen den Kalorienverbrauch mittels standardisierten Fragebogen im Durchschnitt 27 Monate nach der Operation. Im Verhältnis zur Kontrollgruppe ergab sich kein signifikanter Unterschied. Die am häufigsten ausgeübten Sportarten waren Wandern, Radfahren und allgemeine Gymnastik, die schon während der Rehabilitation durchgeführt wurde.

Dies zeigt, dass sich Personen nach einer Implantation einer künstlichen Hüfte was die körperliche Aktivität betrifft nicht einschränken müssen.

Das Faktum der immer jünger werdenden und auch aktiven Endoprothesenträger wurde bereits erläutert. Häufig stellen sich diese Personen die Frage welche sportliche Aktivität sie wieder ausüben können. Bevor dieser Frage nachgegangen werden kann sind mehrere Voraussetzungen für das Sporttreiben mit endoprothetisch versorgter Hüfte nötig.

6.1. Voraussetzungen der Sportfähigkeit bei Hüft-TEP Patienten

6.1.1. Gelenkbezogene Voraussetzungen

Von Seiten des Gelenkersatzes ist eine einwandfreie mechanische Funktion zu beachten, insbesondere der „luxationsfreie Bewegungsumfang“ (Horstmann, 2000, S.26). Weiters muss eine stabile Verankerung der Prothese im Knochen bestehen, fordern Jerosch und Heisel (2001, S.151). Diese hohe Anfangsstabilität ist bei einer zementfreien Prothese nicht immer gegeben, da diese erst ossär in den Knochen integriert werden muss. Hier sind radiologische Untersuchungen angebracht.

Mellerowicz et al. (2007, S. 307) geben, entsprechend den Richtlinien des Deutschen Sportärztebundes an, dass die Operation mindestens 6 Monate zurück liegen muss und die Narbe gut abgeheilt ist.

6.1.2. Patientenbezogene Voraussetzungen

Von Patientenseite ist eine stabile Herz-Kreislaufsituation zu fordern und mittels Belastungs-EKG abzuklären. Die Hüft- und Beinmuskulatur muss zur Stabilisierung der Hüfte die Kraftwerte 4 bis 5 bei einem durchgeführten Muskeltest aufweisen, halten Jerosch und
74

Heisel (2001, S.155) fest. Auf einen funktionellen Gang ist zu achten, der ohne Hinken und ohne Gehhilfen auskommt. Bei geringfügigen Beinlängendifferenzen kann ein Ausgleich mittels Einlegekeil vorgenommen werden. Die Streckung muss bis 0° möglich sein.

Individuelle Voraussetzungen zum Betreiben einer Sportart sind die Vorerfahrung in dieser. „Langjährig gefestigte Bewegungsabläufe bieten eine günstige Voraussetzung, um gelenkschonend Sport treiben zu können.“ erwähnen Scholz und Freiherr von Salis-Soglio (2002, S.426). Durch die erworbenen koordinativen Fähigkeiten in der jeweiligen Sportart kann diese ökonomischer betrieben und so das Verletzungsrisiko minimiert werden

Das Alter und das Körpergewicht müssen ebenfalls in die Entscheidung einfließen welche Sportart ausgeübt wird.

6.2. Kontraindikationen zum Sport mit Endoprothese

Es werden „in der Literatur eine Reihe von Kontraindikationen, genannt, die generell weitgehend übereinstimmend anerkannt sind“ hält Jerosch und Heisel (2001, S.155) fest. Diese sind Gelenksinfektion, Instabilität der Prothese, Revisionsendoprothese, Muskelinsuffizienz und Übergewicht (größer als 10% nach Broca).

Bei einer ausgeprägten Beinlängendifferenz sollten Sportarten, die eine große Laufkomponente beinhalten ebenfalls ausgeklammert werden. Schwimmen wird hingegen von Jerosch und Heisel (2001, S.155) empfohlen, da hier nur unwesentliche Belastungsasymmetrien auftreten.

6.3. Lockerung der Prothese durch Sport

Sport bedingt ein vermehrtes Ausmaß an Bewegung. Unter physiologischen Bedingungen können sich die beanspruchten Strukturen wieder regenerieren beziehungsweise an die vermehrte Belastung anpassen. Dies ist bei einem künstlichen Gelenk nicht möglich. Das Prothesenmaterial ermüdet oder verschleißt. Dies kann zu einer Lockerung der Prothese, wie im Kapitel 4.6. ausgeführt, führen. Die Gefahr einer Prothesenlockerung wird nie ganz auszuschließen sein. Es bleibt die Vorteile des Sports mit der eventuell damit verbundenen Prothesenlockerung abzuwägen.

In ihrer Studie untersuchten Heibel und Grifka (1996, S.68) den Zusammenhang zwischen Radfahren beziehungsweise häufigem Treppensteigen und Lockerungsrate. Mittels Fragebogen wurden die alltäglichen Belastungen ermittelt und quantifiziert. Eine Nachuntersuchung wurde ebenfalls durchgeführt. Die Ergebnisse zeigten ein besonderes hohes Lockerungsrisiko, „wenn sowohl Radfahren als auch die Notwendigkeit häufigen

Treppensteigens angegeben wurden.“ Sie machen die Vermeidung der physiologischen Außenrotation⁴² beim Treten dafür verantwortlich. Dies führt zu relativen Drehmomenten der Prothese und vermehrt zu einer Lockerung.

Maloney, Galante, Anderson, Goldberg und Harris (1999, S.158) fanden in ihrer Multicenter Studie an 1081 implantierten Hüften einen Zusammenhang zwischen Lockerung der künstlichen Pfanne und Alter der Prothesenträger. 22% der unter fünfzigjährigen Prothesenträger (zum Zeitpunkt der Operation) entwickelten nach 10 Jahren eine Lockerung der Prothese, wohingegen die Gruppe der über 50 jährigen nur 7,8% Lockerungsrate hatten.

Widhalm et al (zit. nach Jerosch und Heisel, 2001, S.147) untersuchten 73 Patienten unter anderem auch auf die sportliche Aktivität und den Zusammenhang mit auftretenden Komplikationen. Die Personen, die keinen Sport betrieben, hatten eine 57% Lockerungsrate, wo hingegen die Sportgruppe nur 18% Lockerungsrate aufwies.

Mit einer Fragebogenstudie untersuchten Stempel, Menke und Wirth (1992) die Korrelation zwischen sportlicher Betätigung und Lockerung beziehungsweise Auftreten von Schmerzen. Radfahren war mit 67,2% die am häufigsten ausgeübte Sportart, gefolgt von Schwimmen (49,2%) und Wandern mit 44,2%.

Der Nachuntersuchungszeitraum betrug im Schnitt fünf Jahre. Bei 4,9% der Sportausübenden und bei 9,8% der Nichtsportler traten Lockerungen des Gelenkersatzes auf. Die Schmerzfreiheit lag bei 21,4% bei der sportlichen Gruppe, dem gegenüber waren es in der nicht Sport treibenden Gruppe 17,5%.

Gschwend, Frei, Morscher, Nigg und Loehr (2000) beobachteten jeweils 50 Personen über einen Zeitraum von 10 Jahren. Nach 5 Jahren wurde ebenfalls eine Kontrolle gemacht . Die eine Gruppe betrieb regelmäßig Skilauf beziehungsweise Langlauf, die andere Gruppe betrieben keinen Wintersport. Nach 5 Jahren konnten keine Lockerungen in der Sportgruppe gefunden werden, hingegen wurden bei den Nicht-Sport-Treibenden 5 Lockerungen festgestellt.

Nach 10 Jahren war die Lockerungsrate 2 von 30 Personen bei Wintersport-Treibenden, keine Lockerung fand sich bei den nicht sportiven Personen. Der Abrieb der Pfanne war bei den Sportlern relativ hoch (3-4 mm).

Jerosch et al. (2005, S.239) kommen zu folgendem Schluss: „Eine gleichmäßige körperliche Belastung scheint folglich eine bessere Auswirkung auf den

⁴² Die Knie werden in der Regel beim Radfahren lotrecht über der Pedalachse gehalten. So ist eine optimale Kraftübertragung möglich.

Knochenstoffwechsel und damit auf die knöcherne Umbauung der Prothesenteile zu haben.“

Die Untersuchungen, ob nun erhöhte Aktivität zu einer Lockerung der Endoprothese führt sind also sehr kontrovers. Tabelle 4 gibt eine Übersicht über die wenigen Untersuchungen in Bezug auf Lockerung der Hüft-TEP und Sporttreiben.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Datenlage über den Zusammenhang von Ausübung von Sport und Lockerung der Prothese sehr dünn ist. Das mag mit dem dafür notwendigen langen Beobachtungszeitraum zusammenhängen. Das eigentliche Problem liegt aber darin, dass noch nicht eindeutig gesagt werden kann welche Belastungen bei welcher Sportart nun tatsächlich auftreten. Hierzu sind Messungen im Feld nötig.

Tabelle 4: Untersuchungen zum Einfluss von Sport auf die Lockerungsrate

Chandler et al. (1981) nach 5 Jahren	57% Lockerungsrate
Steinbrück und Gärtner (1982)	
Sportler	5,7% Lockerungsrate
Nichtsportler	3,9% Lockerungsrate
Dubs (1984)	
Sportler (Wandern, Schwimmen, Radfahren)	1,6% Lockerungsrate
Nichtsportler	14,6% Lockerungsrate
Schüle et al. (1990)	
Sportler nach 2 Jahren Sporttherapie	0% Lockerungsrate
Widhalm et al. (1990)	
Sportler	18% Lockerungsrate
Nichtsportler (nach 10 Jahren)	57 % Lockerungsrate ⁴³
Von Stempel et al. (1992) nach 5 Jahren	
Sportler	4,9% Lockerungsrate
Nichtsportler	9,8% Lockerungsrate
Gschwend et al. (2000)	
Sportler (nach 5 / 10 Jahren)	0% / 8,3% Lockerung
Nichtsportler (nach 5 / 10 Jahren)	0% / 6,6% Lockerung

Quelle: Jerosch und Heisel, 2001, S.149, Gschwend, 2000, S. 243.

⁴³ Diese Zahl muss kritisch gesehen werden, da hier die Patientenzahl gering war.

„Letztlich gibt es derzeit keine stichhaltigen Argumente“, schreiben Hahn und Dora (2006, S.15), „mit welchen sich Sport bei Hüftprothesenträgern verbieten oder besonders empfehlen ließe.“ Sie erwähnen in diesem Zusammenhang aber den hohen Nutzen für Herz-Kreislauf und Stoffwechselaktivität.

Auf Grund der vorhandenen Daten scheint es, dass moderates Sporttreiben, ohne Leistungsgedanken, sich eher positiv auf die Festigkeit der Endoprothese auswirkt. Große Beachtung müssen hier die motorischen Fähigkeiten des Sportlers, insbesondere der Kraft und der Koordination, finden.

Wie Bergmann (1997) in seinen Messungen feststellt kann den Muskeln des Beines die wesentliche *Stoßdämpferfunktion* in Bezug auf das Hüftgelenk zugewiesen werden und durch eine gut entwickelte, sportartspezifisch ausgebildete Koordination lassen sich Kraftspitzen vermeiden.

6.4. Sportarten

6.4.1. ausgeübte Sportarten vor und nach Implantation

Clifford und Mallon (2005, S.182) berichten von einem Fall in dem ein Patient nach einer Hüft-TEP (Gleitpaarung ist Keramik-Keramik) 7 bis 8 Meilen⁴⁴ 3 bis 5 Mal pro Woche läuft. Diese Distanzen und vor allem diese Häufigkeit des Sporttreibens eines Prothesenträgers scheinen doch außergewöhnlich und sind durchaus kritisch zu sehen, da hier die Beanspruchung des künstlichen Gelenks und der Nutzen des Sports nicht mehr in Relation stehen.

Sie führen weiter aus, dass sie ihren Patienten nichts verbieten können, und werfen die Frage auf: „If this patient's implants remain well fixed and show improved in-growth radiographically, and if this ceramic bearing does not fracture under repeated impact, will that change our future restrictions for our young active patients?“

Clifford und Mallon wollten offensichtlich Kritik üben, an der geringen Menge von Untersuchungen von Sport mit Hüftendoprothese, und dass es deshalb nicht möglich ist allgemein gültigen Richtlinien aufzustellen. Weiters kommt hinzu, dass die meisten Studien retrospektiv sind.

Von Dubs, Gschwend und Munzinger (1983, S.162) wurden 110 Männer vor und nach (im Durchschnitt 5,8 Jahre) einer Hüft-TEP Operation auf ihr Sportverhalten untersucht. Dabei stellten sie einen leichten Anstieg der Sportart Schwimmen und ein vermehrtes Ausüben

⁴⁴ Ein Kilometer entspricht circa 0,62 Meilen

von Wandern fest. Ballsportarten und Skifahren übten nach der Operation deutlich weniger Personen aus. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

Mit einem postalischen Fragebogen untersuchten Chatterji, Ashworth, Lewis und Dobson (2004) 320 Patienten, die sich einer Hüft-TEP Operation ein bis zwei Jahre davor unterzogen. Die Responstrate betrug 216 Patienten, wobei 19 bilateral operiert wurden, was eine Summe von 235 ergibt. Es konnte sich kein signifikanter Unterschied im Hip score unter den Geschlechtern feststellen. Interessant ist die Tatsache, dass keine Korrelation zwischen Alter und Hip score festzustellen war.

Die Anzahl der Sportausübenden stieg von 188 vor der Operation auf 196 Personen nach der Operation. 13 gaben postoperativ die Sportausübung auf, hingegen begannen 21 Personen nach der Operation Sport zu betreiben.

Wandern und Aqua Aerobics wurden vermehrt betrieben, Golf, Tennis und Jogging zeigten einen signifikanten Abfall in der Ausübung. Der Sports Score, das Produkt von der Anzahl der Personen und der Anzahl der ausgeübten Sportarten, sank um 10,8%, wobei vorwiegend die weibliche Gruppe die Ausübung mehrerer Sportarten einstellte.

Der Frage, ob sportausübende Personen nach einer Hüftprothesenimplantation wieder Sport treiben, gingen Wylde, Blom, Dieppe Hewlett und Learmonth (2008) in einer postalischen Untersuchung nach. Die Erhebung wurde ein bis drei Jahre nach der Implantation durchgeführt. Neben anderen orthopädischen Operationen wurden auch Personen mit einer Hüft-TEP befragt. Von den 911 Befragten waren 318 (34,9%) vor der Operation sportlich aktiv, 84 (26,4%) übten danach keinen Sport mehr aus. Die Gründe mit den meisten Nennungen waren Schmerz, Einschränkungen in der Bewegung und auch Angst das Kunstgelenk zu beschädigen.

Die beliebtesten Sportarten waren praeoperativ Schwimmen, Wandern, Golf, Radfahren und Bowling. Nach der chirurgischen Intervention nahm die Teilnahme an high-impact Sportarten am deutlichsten ab. An erster Stelle stand Badminton, Tennis gefolgt von Tanzen.

In einer Longitudinalstudie über 5 Jahre untersuchten Huch, Müller, Stürmer, Brenner, Puhl und Günther (2005) 420 Hüft-TEP Patienten. Einen Tag vor der Operation wurden sie untersucht und dann nach 5 Jahren mittels standardisierten Fragebogen befragt. 336 Personen konnten in das Follow-up aufgenommen werden. Nahezu alle Patienten trieben ihr Leben lang Sport (97%), wobei 37% diesen noch kurz vor der Operation ausübten. Nach 5 Jahren stieg der Anteil wieder auf 52%.

Die häufigsten Life-Time Sportarten waren Radfahren, Wandern und Schwimmen, gefolgt von Ski fahren. Fünf Jahre nach Einsetzen eines künstlichen Gelenks konnten ein großer

Teil der Befragten wieder ihre Sportart ausüben „This was especially true for biking, hiking and swimming.“ (Huch et al. 2005, S.1719). Der Hauptgrund mit dem Sport aufzuhören war auch hier Schmerz und Vorsicht sich nicht zu verletzen.

In einer Nachuntersuchung von 104 Patienten war eine sportliche Aktivität von 70% gegeben, berichten Niederle und Knahr (2007, S.2). Der Wiederaufnahmezeitpunkt lag bei durchschnittlich 7,5 Monaten. Radfahren und Schwimmen nahmen die Patienten schon nach drei Monaten postoperativ auf.

Eine Gruppe von 21 Patienten, die regelmäßig intensiv Sport betrieben wurde ausgewählt. Die ausgeübten Sportarten waren Radfahren, Tennis, Joggen, und Ski fahren. Nach durchschnittlich 7,3 Jahren kam es zu keinem Implantatversagen und zu keinen Lockerungszeichen und zu keiner Luxation.

Tabelle 5: ausgeübte Sportarten vor und nach einer Hüft-TEP Implantation unterschiedlicher Autoren. (Die Zahlen von Chatterji et al. (2004) ergeben sich aus der Anzahl der ausgeübten Sportarten mal der Personen, die diese ausüben.)
-- bedeutet Sportart wurde nicht untersucht.

Sportart	Dubs et al. (1983)		Chatterji et al.(2004)		Naal et al. (2007)	
	vor Operation	nach Operation	vor Operation	nach Operation	vor Operation	nach Operation
Wandern	44	41	145	169	73	80
Skifahren	43	4	4	1	69	57
Schwimmen	28	35	52	37	54	60
Laufen	17	17	7	1	34	18
Ballsport	16	0	--	--	18	7
Radfahren	14	10	28	18	80	85
Tennis	9	4	14	1	29	13
Reiten	9	1	1	1	5	5
Leichtathletik	6	0	--	--	--	--
Rudern	2	0	2	0	--	--
Segeln	1	3	1	1	--	--
Aqua aerobics	--	--	17	32	--	--
Golf	--	--	39	26	8	10
Nordic Walking	--	--	--	--	9	15

Quellen: (Dubs et al. (1983), Chatterji et al. (2004), Naal et al.(2007)

Naal, Maffiuletti, Munzinger und Hersche beschäftigten sich mit Sport und Kappenprothesen, die an 112 Patienten eingesetzt wurden. Naturgemäß war das Durchschnittsalter bei niedrigen 53,2 Jahren. Befragt nach ihrer Sportausübung gaben sie durchschnittlich 4,8 vor und 4,6 Sportarten nach der Operation an, was keiner signifikanten Änderung entspricht.

Einige Aktivitäten zeigten sehr wohl eine Änderung. Jogging, Tennis und Fußball nahmen signifikant ab, Schwimmen, Nordic Walking, forciertes Gehen und Fitnesstraining (mit Gewichten) nahmen leicht zu. Erwähnenswert ist die nahezu unveränderte Ausübung von Skilauf alpin, die die Autoren auf die geographische Lage (Schweiz) zurückführten. Die beliebtesten Sportarten waren Rad fahren, Wandern, Schwimmen und Skifahren beziehungsweise Nordic Walking. Nahezu 85% gaben an keine Schmerzen während des Sport zu haben.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die am häufigsten ausgeübten Sportarten nach einer Hüftoperation Wandern beziehungsweise forciertes Gehen, Radfahren und Schwimmen sind. Tennis, das zu den high-impact Sportarten zu zählen ist, nimmt hingegen ab. Beachtung muss auch dem regionalen Einfluss auf die Wiederausübung einer Sportart eingeräumt werden. So war in der Schweiz eine 50% Rückkehr zum alpinen Skilauf zu verzeichnen. In England war dies beim Golfsport der Fall. Auch scheint der Einfluss der nachbehandelnden Personen und der nachbehandelnden Therapie eine Rolle zu spielen. Niederle und Knahr (2007, S.3) schreiben dazu: „Dieses Sportarten wurden schon während des Rehabilitationsaufenthaltes erprobt und ausgeübt und konnten somit von den Patienten auch nach der Entlassung fortgeführt werden.“

6.4.2. Kräfte während unterschiedlicher Sportarten

In Kapitel 3.5. wurden die Kräfte, die auf das Hüftgelenk im Gehen wirken vorgestellt. Weiters wurde der Zusammenhang zwischen Abrieb und Gelenkskräfte beschrieben. Für Träger eines künstlichen Hüftgelenks ist von Wichtigkeit die auftretenden Gelenkskräfte bei den unterschiedlichen Sportarten zu wissen, nicht zuletzt weil der Abrieb exponentiell zu den Gelenkskräften steigt, haltet Kuster (2002, S.439) fest. Er gibt eine Übersicht über Kräfte im Hüftgelenk während einzelner Sportarten. Die Kräfte wurden teilweise messtechnisch (in vivo) und teilweise rechnerisch (Muskel- und Gelenkmodelle) ermittelt.

Tabelle 6: Hüftgelenkskräfte während unterschiedlicher Sportarten.

Aktivität	Gelenkskraft (x BW)
Gehen mit 5 km/h	4,7
Laufen mit 5 km/h	5,0
Laufen mit 7 km/h	5,4
Laufen mit 12 km/h	6,0
Radfahren (hoher Widerstand)	1,4
Langlaufen (klassischer Stil)	4 – 5
Skilauf (lange Schwünge, flache Piste)	4,5
Skilauf (lange Schwünge, steile Piste)	6,0
Skilauf (kurze Schwünge, flache Piste)	5,5 – 6,0
Skilauf (kurze Schwünge, steile Piste)	7,0 – 8,0
Skilauf (Buckelpiste)	8,0 – 15,0

Quelle: Kuster, 2002, S.439

6.4.3. empfohlene versus nicht empfohlene Sportarten

Die vorhandenen Daten Messungen in vivo betreffend verschiedener Sportarten sind sehr gering. Hier muss die Entscheidung einer Ausübung einer Sportart nach endoprothetischer Versorgung der Hüfte individuell getroffen.

Dennoch ist es möglich einige Richtlinien zu geben, welche Sportart sehr zu empfehlen ist und von welcher Sportart eher abgeraten werden kann.

McGrory, Stuart und Sim (1995) befragen 28 Chirurgen nach ihren Empfehlungen 28 Sportarten betreffend. Die Antwortmöglichkeiten waren: *yes*, empfehlenswert, *no*, nicht empfehlenswert, oder *depends*, empfohlen mit Einschränkung.

Sportarten mit einer 75% Zustimmung wurden als empfehlenswert, mit 75% Ablehnung als nicht empfehlenswert eingestuft. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7 zusammengefasst.

Healy, Iorio and Lemos (2001) untersuchten die Empfehlungen von 54 Mitgliedern der Hip Society betreffend der Sportausübung. Sie wurden angewiesen die Sportarten nach *empfohlen/erlaubt*, *erlaubt mit Vorerfahrung*, *nicht empfohlen* und *weiß nicht* einzuteilen. Die Einteilung in eine Gruppe erfolgte bei mindestens 73%iger Zustimmung, ansonsten wurde die Sportart in *keine Entscheidung* (auf Grund der Anzahl der Befragten waren sie

statistisch keiner Gruppe eindeutig zuordenbar) eingereiht. Die Ergebnisse sind anderen Befragungen in Tabelle 7 gegenübergestellt.

Klein, Brett, Hozack, Strauss, D'Antonio, Macaulay und Di Cesare untersuchten in einer internetgestützten Umfrage 738 Chirurgen über ihre Klassifikation von Sportarten, die nach einer Hüft-TEP ausgeübt, mit Vorerfahrung ausgeübt und nicht ausgeübt werden sollten. Eine vierte Kategorie war für jene Sportarten gedacht, wo sich die Befragten nicht entscheiden konnten. Die Rücklaufquote betrug 72% (614 Personen). Die Empfehlungen differierten nur unwesentlich von einander. Lediglich bei der Sportarten Tennis (Doppel), Rudern und Training an Kraftmaschinen waren unterschiedliche Einteilungen zu erkennen (Kategorien: erlaubt und erlaub mit Vorerfahrung).

Interessant war die Verschiebung einzelner Sportarten in andere Kategorien im Verhältnis zur Untersuchung von Healy et al. (2001). So verschoben sich die Sportarten Aerobic (low) und Radfahren auf der Straße von *empfohlen mit Vorerfahrung*, zu *empfohlen*.

Skifahren, Gewichtheben und Eislaufen wechselten von *nicht zuordenbar* zu *empfohlen mit Vorerfahrung*.

Tennis (Einzel) wurde von *nicht empfohlen* in die Kategorie *nicht zuordenbar* eingereiht.

59% der Befragten (statistisch signifikant) stimmten einem Beginnen sportlicher Aktivitäten nach 3-6 Monaten zu.

Tabelle 7 lässt folgende Aussagen zu. Alle Ballsportarten, insbesondere die mit gegnerischen Kontakt werden nicht empfohlen, ebenso High Impact Aerobic, also Bewegungen mit Sprüngen und Kontaktsportarten, so genannte Martial Arts. Golf, Radfahren, Schwimmen und Wandern und Aerobics ohne Springen werden hingegen empfohlen.

Tabelle 7: Vergleich der Empfehlungen einzelner Sportarten nach Autoren.

	McGrory et al. (1995)	Healy et al. (2001)	Mellerowicz et al. (2007) ⁴⁵	Klein et al. (2007)
Sportart	Einstufung (% der Zustimmung)			
Golf	● (100)	●	○	●
Radfahren	● (96,4)	● ⁴⁶	●	●
Schwimmen	● (96,4)	●	●	●
Bowling/Kegeln	● (89,3)	○	○	●
Segeln	● (78,6)	k.A.	k.A.	k.A.
Wandern	○ (64,3)	●	●	●
Langlauf	○ (60,7)	○	●	○
Eislaufen	○ (35,7)	?	○	○
Tennis (Doppel)	○ (32,1)	●	k.A.	●
Tanzen	○ (21,4) ⁴⁷	?	k.A.	●
Aerobics (low)	○ (17,9)	○	k.A.	●
Aerobics (high)	k.A.	—	k.A.	—
Volleyball	○ (14,3)	—	—	k.A.
Skilauf	○ (10,7)	?	○	○
Tennis	○ (10,7)	—	—	?
Handball	— (10,7)	—	—	—
Laufen	— (3,6)	—	○	—
Karate	— (0,0)	k.A.	k.A.	—
Fußball	— (0,0)	—	—	k.A.
Rudern	k.A.	?	●	●

● empfohlen
k.A. nicht
untersucht

○ empfohlen mit
Vorerfahrung

— nicht
empfohlen

? nicht
zuordenbar

⁴⁵ zit n. Deutscher Sportärztebund, Sektion Rehabilitation und Behindertensport.

⁴⁶ empfohlen wird Standfahrrad, fahren in der Natur wird mit Vorerfahrung empfohlen.

⁴⁷ Untersucht wurde hier Ballett.

6.4.3.1. Alpiner Skilauf

Der Skilauf hat in den letzten Jahren eine große Entwicklung was Material und Technik des Skilaufens betrifft erfahren. Durch die kürzeren Skier und die geänderte Taillierung ist es möglich die Gewichtsbelastung auch in engen Radien auf beide Skier zu verteilen. Bei der Carving-Technik ist die Drehbelastung auf das Hüftgelenk ebenfalls reduziert. (Jerosch und Heisel, 2001, S.159). Dies kann Endoprothesenträgern zu Gute kommen.

In einer Untersuchung von Van Den Bogert, Read und Nigg (1999) wurden mittels inverser Dynamik und einem am Oberkörper befestigten Beschleunigungsmesser die Kräfte und Momente beim alpinen Skilaufen berechnet. Es wurden lange und kurze Radien auf flacher und auf steiler Piste gefahren.

Die Spitzenbelastungen beim Buckelpistenfahren erreichten bis zu 12,4 BW! 7,8 BW wurden für kurze Schwünge auf steiler Piste gemessen, die resultierende Kraft auf das Hüftgelenk betrug durchschnittlich 1196 N! Sonst waren die Kräfte denen beim Laufen ähnlich (um die 5 BW).

Da der Skilauf eine gute Koordination, Kondition und gut entwickelte Muskulatur erfordert kann nur Endoprothesenträgern, die schon jahrelange Erfahrung haben dieser Sport empfohlen werden. Gehbauer, Zimmer und Burgtorf (1996, S.276) halten fest, dass „die Gefahr, den alpinen Skilauf erst nach Implantation einer Endoprothese zu erlernen, zu groß ist.“⁴⁸ Weiters kommt für sie nur das Befahren gut präparierter Pisten mit langen bis mittleren Schwüngen in Frage.

6.4.3.2. Aqua Training

Grundlegend kann man zwischen zwei Arten des Aqua-Trainings unterscheiden. Das Aqua-Jogging, das im hüft- bis maximal brusttiefen Wasser betrieben wird und dem Tiefwasser-Training, wo die trainierende Person keinen Bodenkontakt hat und mittels eines Auftriebgürtels sich in der Senkrechten halten kann. Dadurch sind Schreitbewegungen und das sich langsame Fortbewegen im Wasser möglich. Es wirken keine Bodenreaktionskräfte, lediglich ist der Wasserwiderstand zu überwinden.

Beim Aqua- Jogging wirken Bodenreaktionskräfte, die um den Auftrieb der im Wasser befindlichen Körperteile reduziert sind. Geh- und Laufbewegungen sind möglich.

In einer Studie von Strommel und Altmann (1996) konnte in einer Gangbildanalyse die Verbesserung und Ökonomisierung des Gangbildes beobachtet werden. Trainiert wurde

⁴⁸ Zum Erlernen wäre auch das Fahren im Schneepflug nötig, das eine sehr ungünstige Innenrotation im Hüftgelenk erfordert.

im hüfttiefen Wasser an einem Unterwasserlaufband ab Ende der 2 postoperativen Woche.

Eine Verbesserung der Schrittlänge, der Gehgeschwindigkeit und der Koordination (Verbesserung des Verhältnis Stand/Schwungphase linker zu rechter Seite) konnten Giaquinto, Ciotola, Margutti und Valentini (2007) messen. Sie unterzogen die Patienten einem Unterwasser-Gehtraining und bestimmten anhand von Videoaufzeichnungen und Markern am Beckenboden Gehgeschwindigkeit, Stand- und Schwungphasen und Schrittlänge.

Für Hüftprothesenträger ist es ähnlich wie das Schwimmen einzustufen, wobei der koordinierte Gang zusätzlich trainiert werden kann.

6.4.3.3. Ballspiele

Ballspiele beinhalten in der Regel den Kontakt zum Gegner und sind damit ein erhöhtes Unfallrisiko, nicht zuletzt weil nicht kontrollierbare Kräfte auf das Gelenk wirken können. Für Mannschaftssportarten gilt „As impact loading and torsional loading escalate, the relative risk associated with an activity increases“ (Clifford und Mallon, (2005, S.181).

Volleyball beinhaltet eine große Sprunghäufigkeit und –belastung. Diese Sportarten sind für Endoprothesenträger nicht geeignet.

6.4.3.4. Eislaufen

Eislaufen wird von Klein et al. (2007) mit Einschränkung empfohlen. Vorstellbar ist Eistanzen mit einem geübten Partner, oder das alleinige Laufen. Zur Abfederung von etwaigen Stürzen sollte ein Hüftprotector getragen werden. Dieser verteilt die Sturzenergie großflächiger (Abbildung 18).



Abbildung 19: Hüftprotector (Tytex A/S. 2008, 9. September)

6.4.3.5. Gewichtheben / Krafttraining

Um eine kräftige Muskulatur zu entwickeln ist Widerstandstraining nötig. Dies kann an Krafttrainingsgeräten gut durchgeführt werden.

Es sollte, um große Biege- und Torsionsmomente zu vermeiden und auch aus Sicherheitsgründen, beidbeinig geübt werden. Bei manchen Geräten wie Beinstrecker, Beinbeuger oder Beinpresse wäre auch ein einbeiniges Üben möglich. Bergmann (1997, S.385) maß Biegemomente für die Beinbeugung am Gerät, die an die des Laufens mit 5 km/h herankamen. An der Beinstreckmaschine wurden Torsionsmomente so hoch wie bei 5 km/h Laufgeschwindigkeit gemessen und an der Beinpresse traten Momente wie beim Gehen mit 3 km/h auf.

Daraus kann die Empfehlung für die Beinpresse gegeben werden, nicht zuletzt da es sich um eine Bewegung handelt, die mehrere Gelenke einschließt. Beachtet werden muss, dass der Beugewinkel im Hüftgelenk nicht zu groß ist. Hier können Bewegungsbegrenzer am Gerät helfen.

6.4.3.6. Golf

Suckel und Best (2006) befragten 16 Patienten mittels Fragebogen nach ihrer Leistungsfähigkeit im Golfsport nach Hüft-TEP gemessen anhand des Handicaps. Lediglich bei 7 trat eine Verschlechterung des Handicaps auf. Weiters fragten sie nach Beschwerden beim Ausüben des Sports. Nur eine Person gab stärkere Schmerzen beim Spielen als vor der Operation an.

Golfspielen wird von den meisten Autoren empfohlen. Schuhe ohne Spikes können eine erhöhte Drehbelastung auf das Hüftgelenk vermeiden, hält Chatterji et al. (2004, S.449) fest.

6.4.3.7. Laufen / Jogging

Laufen wird von den meisten Autoren nicht empfohlen (siehe Tabelle 7). Jerosch und Heisel (2001, S. 161) nennen flaches Gelände, ebenen Boden, eine gute Lauftechnik und keine übermüdete Laufmuskulatur als Voraussetzung, um Laufsport betreiben zu können.

6.4.3.8. Rudern

Das Rudern in Rennbooten erfordert ein erhöhtes Gleichgewicht und eine starke Beugung im Hüftgelenk. Diese Sportart sollte laut Jerosch und Heisel (2001, S.161) nicht ausgeübt werden. Hingegen kann an einem Ruderergometer die Kraftausdauer und die Ausdauer verbessert werden.

6.4.3.9. Radfahren

Die Belastung auf das Hüftgelenk ist gering. Lediglich beim Aufsteigen auf Räder mit einem hohen Mittelrohr treten große Kräfte auf, hier sollte auf einen tiefen Einstieg geachtet werden. Zur Dämpfung der Bodenunebenheiten existieren zahlreiche Dämpfungssysteme in Gabel- oder Sattelbereich. Ein aufrechtes Sitzen vermeidet einen zu großen Hüftwinkel beim Treten.

6.4.3.10. Reiten

Beim Reiten ergibt sich eine verstärkte Außenrotation und Abduktion hält Jerosch und Heisel (2001, 163) fest. Es empfiehlt sich nur für Personen mit entsprechender Vorerfahrung.

6.4.3.11. Schwimmen

Das Schwimmen wird als empfohlene Sportart nach Hüft-TEP angesehen. Aufgrund der Beintechnik beim Brustschwimmen (Schwunggrätsche) ist diese Technik nicht günstig. Eine Alternative stellt der Kraulbeinschlag dar, der bei mangelnder Atemtechnik mit einem Brustarmtempo kombiniert werden kann.

Rückenschwimmen ist ebenfalls gut geeignet. Hier ergeben sich keine Atemprobleme und die Wirbelsäule ist ebenfalls entlastet.

6.4.3.12. Skilanglauf

Bei Untersuchungen von Van Den Bogert et al. (1999) traten bei der Skating-Technik höhere Momente auf als beim klassischen Laufstil. Sie sollte daher vermieden werden. Auf Abfahrten wegen der Sturzgefahr sollte verzichtet werden. Der Abdruck vom Schubbein sollte moderat erfolgen (Hyperextension).

6.4.3.13. Tennis

Tennis im Doppel ist als empfehlenswert anzusehen. Beim Einzel ist das Spielen auf Sand, um abruptes Abstoppen zu vermeiden besser geeignet. Von keinem der untersuchten Autoren wird Tennis (Einzel) als empfehlenswert eingestuft.

6.4.3.14. Wandern

Wandern ist als empfehlenswert anzusehen, wobei dem Aufsteigen gegenüber dem Absteigen der Vorzug zu geben ist (Jerosch und Heisel, 2001, S.166). Das Aufsetzen des Beines in Streckstellung und bei ermüdeter Muskulatur ist für das Hüftgelenk ungünstig. Nordic Walking Stöcke, die richtige Technik vorausgesetzt, können die Kräfte auf das Hüftgelenk reduzieren.

7. Schlussbemerkung:

Die vorliegende Arbeit untersucht unterschiedliche Sportarten auf ihre Eignung für Hüftendoprothesenträger.

Eine abgeschlossene Rehabilitation, der einwandfreie Sitz der Prothese, gute körperliche Konstitution und Erfahrung in der Sportart sind Grundvoraussetzungen, um die Sportart nach einer Hüft-TEP wieder aufzunehmen. Hier sollten die Sportarten betrieben werden, die schon vor der Operation ausgeübt wurden.

Die Prothesenwahl ist vom Alter und der Intensität der Belastung abhängig. Keramik auf Keramik Gleitpaarungen lassen lange Standzeiten erwarten, bergen aber die Gefahr des Bruches. Metall auf Polyäthylen haben einen höheren Abrieb sind aber bruchsfester. Hier sind noch Langzeitstudien ausständig, die vor allem prospektiv gemacht werden sollten.

Nach der Operation und in der anschließenden Rehabilitation ist die Physiotherapie dafür zuständig den Patienten mit entsprechenden Übungen zu seiner Sportart hin zu führen.

Übungsintensität, Trainingstherapie und deren zeitlicher Ablauf richten sich nach dem subjektiven Befinden, dem Alter und Leistungszustand des Patienten und nach den Vorgaben des Operateurs.

Danach kann eine Sporttherapie den Übergang zu der gewünschten Sportart bilden. Hier wäre eine gute Kommunikation zwischen Patient, Chirurg, Physiotherapeut und Sportwissenschaftler anzustreben.

Zweifelsfrei kann gesagt werden, dass regelmäßige, moderate Bewegung sich positiv auf Herz-Kreislaufsystem auswirkt. Eine Gefahr der Lockerung der Prothese durch vermehrte Bewegung ist sehr gering und steht der Inaktivitätsosteoporose gegenüber.

Sportarten, die einen Low-Impact Charakter haben können empfohlen werden, wobei nicht so sehr die Sportart im Vordergrund steht, sondern die Ausübung derselben. Die Entscheidung wie eine Sportart ausgeübt wird muss jedem Endoprothesenträger selbst überlassen werden und ist situationsabhängig zu entscheiden.

Aus heutiger Sicht können keine allgemeinen Empfehlungen gegeben werden was Sportarten betrifft, die einen High-Impact Charakter haben. Es muss immer eine individuelle Entscheidung bleiben, in die viele Faktoren einfließen sollten. Hier sind das Alter, die Vorerfahrung in der Sportart, die nach der Operation ausgeübt werden will, etwaige andere Erkrankungen und die Wahl des Prothesentyps hervorzuheben.

Das heißt die Entscheidung ob und welche Sportart ausgeübt werden will ist schon weit vor einer Hüft-TEP Operation zu treffen. In diese Entscheidung muss der Operateur eingebunden werden, der die Operationstechnik und Prothesenwahl, in Absprache mit dem Patienten, bestimmt. Es sind grundlegende Kenntnisse im Bereich des Sports, besser noch sportliche Eigenerfahrung des Chirurgen und des nachbehandelnden Teams einzufordern.

Das (Wieder)Ausüben einer Sportart nach einem endoprothetischen Hüftgelenksersatz ist nicht punktförmig determiniert, sondern ist als ein Prozess zu sehen, der lange vor einer Operation beginnt, über die Mobilisation und Rehabilitation, weiter zur Sporttherapie und schließlich zu der gewünschten Sportart führt und dort nicht abschließt.

Erklärung

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit, *Rehabilitation und Sport nach endoprothetischer Versorgung am Beispiel der Hüftendoprothese*, selbstständig verfasst habe und nur die ausgewiesenen Hilfsmittel verwendet habe. Diese Arbeit wurde daher weder an einer anderer Stelle eingereicht noch von anderen Personen vorgelegt.

Ort, Datum

Peter Perik

Lebenslauf

Name	Peter Perik
Geburtsdatum	21.01.1967
Geburtsort	Wien
Staatsangehörigkeit	Österreichisch
Schulbildung	1973 – 1977 VS Breitensee 1977 - 1985 Grg 15 Possingergasse
Studium	1985 – 1989 Studium der Medizin, Abschluss des ersten Studienabschnittes 1989 – 2008 Studium Sportwissenschaften / Prävention-Rekreation

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Winkel und Achsen im Hüftbereich (Aebi-Müller et al. 1997, S.9).....	10
Abbildung 2: Prüfung der Bewegungsumfänge des Hüftgelenks im Liegen: Flexion/Extension), Abduktion/Adduktion, Innen- und Außenrotation bei gestreckter und 90° gebeugter Hüfte (aus Reichel (2000, S.30) zit. n. Schwentner (2007, S.29)).....	18
Abbildung 3: Hüftgelenkkräfte im Stehen (nach Pauwels, in Bergmann, 1997, S.7). Drehpunkt ist O der Gelenkmittelpunkt. K stellt das Gewicht des Oberkörpers und des Spielbeins dar. l_k ist der dazugehörige Hebelarm. Das Moment $K \cdot l_k$ bewirkt ein Kippen des Beckens. Die Abduktoren mit ihre Kraft M und dem Hebelarm l_m wirken mit $M \cdot l_m$ dem Abkippen des Beckens entgegen. R ist die Gelenkkraft, die sich aus der vektoriellen Summe von K und M zusammensetzt.....	23
Abbildung 4: Gelenkkräfte im Einbeinstand (nach Pauwels, zit. n. Allerlei (2003, S.10)).....	24
Abbildung 5: Schema einer instrumentierten Prothese (in Bergmann, 1997, S.112).....	26
Abbildung 6: Ablauf eines vollständigen Gangzyklus (Doppelschrittdauer) (aus Knüsel, 2000, S.107)	31
Abbildung 7: Die 8 Phasen eines Gangzyklus.....	31
Abbildung 8: Kurve der Bodenreaktionskraft während eines Schrittes (Ajemian et al., 2004, S.1967); BW = % des Körpergewichts.....	33
Abbildung 9: Ganglinie projiziert auf die Fußsohle. Der Erstkontakt erfolgt an der Ferse lateral, wandert weiter lateral und erreicht das Maximum in der Fuß flach Phase. Danach bewegt sich der Druckpunkt nach medial zwischen ersten und zweiten Metatarsalknochen, um schließlich an der Großzehe zu enden. (aus Pribut, 2007, 16. September) (HS...Heel Strike, FFL...Foot Flat, HL...Heel Off, TO...Toe Off)	34
Abbildung 10: Dickewerte des Knorpels am Hüftgelenk. Je dunkler die Zonen desto dicker der Knorpel. linkes Bild Femurkopf mit Fovea capitis (0), rechtes Bild Acetabulum, v...ventral, m...medial, d...dorsal, c...kranial	35
Abbildung 11: linkes Bild: instrumentierter Prothesenkopf von seitlich und mit Blick auf den Prothesenkopf. rechtes Bild: Hüfte mit Acetabulum von lateral.	

Die Zahlen von 1 bis 10 stellen die Positionen der Messfühler und die korrelierenden Bereiche im Acetabulum dar. Die schwarzen Kreise sind nicht funktionsfähige Messfühler. (aus: Hodge et al. 1989, S.1379)	36
Abbildung 12: Kräfte am Femur in der Sagittal- Transversal- und Frontalebene während eines Schrittes. Die Kräfte sind auf ein relativ kleines Segment konzentriert. Abbildung 13 stellt die entsprechenden Kräfte am Acetabulum dar. (aus Bergmann et al. 2001a, S.864).	39
Abbildung 13: Kräfte am Acetabulum in den Raumebenen während eines Schrittes. Die Kräfte sind vor allem in der Sagittal- und Transversalebene über einen großen Winkel gestreut. (aus Bergmann et al. 2001a, S.864)	40
Abbildung 14: Hüfttotalendoprothese. a...Pfanne, b...Inlay, c...Kopf, d...Stiel (aus Schönle et al., 2008, S.12).....	47
Abbildung 15 Druckscheibenprothese. Deutlich ist die Platte rechts außen am Knochen zu sehen. Sie wird mit Schrauben fixiert und hält die Prothese in Position. (aus: Hermichen und Kistermann, 2001, S.43).....	48
Abbildung 16: zementierte Prothese. 1... glatter Prothesenstiel, 2... Kugelkopf, 3...Prothesenpfanne (hier aus Polyäthylen) aus: Städtische Kliniken Esslingen a. N., (2006, März).....	55
Abbildung 17: zementfreie Prothese. Die Rauigkeiten dienen dem Knochen zur Einwachsung in die Prothese; 4...Prothesenstiel mit strukturierter Oberfläche, 5....Kugelkopf, 6....Metallsockel, 7....Pfanneninlay. Die glatte Oberfläche am unteren Ende des Stieles soll die punktförmige Übertragung von Kräften auf den Femur verhindern. aus: Städtische Kliniken Esslingen a. N., (2006, März).....	56
Abbildung 18a und b: Anwendungsmöglichkeiten eines luftgefüllten Kissens. Abbildung 18a: Einbeinstand mit Stockhilfe, Abbildung 18b: Beinpresse mit luftgefüllten Kissen zur Erhöhung der koordinativen Anforderungen.	72
Abbildung 19: Hüftprotector (Tytex A/S. 2008, 9. September).....	86

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: auf das Hüftgelenk wirkende Muskeln und ihre Funktion.	16
Tabelle 2: Berechnung der Gelenkkräfte im Hüftgelenk während der Standphase nach Autoren.	25
Tabelle 3: Differentialindikation für die Wahl der Fixationsmethode und der Gleitpaarung, abhängig von Alter, Geschlecht und Knochenqualität.	61
Tabelle 4: Untersuchungen zum Einfluss von Sport auf die Lockerungsrate	77
Tabelle 5: ausgeübte Sportarten vor und nach einer Hüft-TEP Implantation unterschiedlicher Autoren. (Die Zahlen von Chatterji et al. (2004) ergeben sich aus der Anzahl der ausgeübten Sportarten mal der Personen, die diese ausüben.) -- bedeutet Sportart wurde nicht untersucht.....	80
Tabelle 6: Hüftgelenkskräfte während unterschiedlicher Sportarten.....	82
Tabelle 7: Vergleich der Empfehlungen einzelner Sportarten nach Autoren.....	84

Literaturverzeichnis:

- Aebi- Müller, J., Gloor-Moriconi, I., Koch, P. (1997). Funktionelle Nachbehandlung von Patienten mit künstlichem Hüftgelenk. Bern: Hans Huber
- Ajemian, S., Thon, D., Clare, P., Kaul, L., Zernicke, R., Loitz-Ramage, B. (2004). .Cane-Assisted Gait Biomechanics and Electromyography after Total Hip Arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 85 (12), 1966-1971.
- Aldinger, G. (1996). Konfektioniert versus Individualprothese. In: J. Jerosch, H. Effenberger & S. Fuchs (Hrsg.). *Hüftendoprothetik. Biomaterialien, Design. Spätinfektion, Qualitätssicherung und Dokumentation.* 40- 45. Stuttgart: Thieme
- Alerlei, Chr. (2003). Analyse kinematischer und elektromyographischer Daten von Patienten nach Hüft-Teop-Operation. Dissertation: Universität Frankfurt am Main
- Baumann, J., Schärf, A. & Meier, G. (1992). Kräfte und Drehmomente an Hüft- und Kniegelenken beim Gehen. *Orthopäde* 21, 29-34
- Bendig, A.,C. (2006). Wirkung einer zehnwöchigen Trainingsintervention mit der Masai Barfuß Technologie (MBT®) auf Schmerzverhalten, Lebensqualität, Gleichgewichtsfähigkeit, Kraftausdauer und Beweglichkeit bei Patienten mit Hüftarthrose oder implantiertem Hüftgelenk. Dissertation: Universität Tübingen.
- Bensmann, G. (1996). Welcher Werkstoff ist für welche Endoprothese geeignet? In: J. Jerosch, H. Effenberger & S. Fuchs (Hrsg.). *Hüftendoprothetik. Biomaterialien, Design. Spätinfektion, Qualitätssicherung und Dokumentation.* 2-6. Stuttgart: Thieme
- Bergmann, G. (1997). In vivo Messung der Belastung von Hüftimplantaten. Habilitation: Freie Universität Berlin
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, H., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J. & Duda, G.N. (2001a). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomechanics* 34, 859-871.
- Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N., Van Lente, G.H. (2001b). Frictional heating of total hip implants. Part 1.measurements in patients. *J Biomechanics.* 34, 421.428.
- Brettmann, K. (2003). Gangmusteranalyse und Interventionsansätze nach hüftendoprothetischer Versorgung. Dissertation: Universität Frankfurt am Main
- Chatterji, U., Ashworth, M., Lewis, P., Dobson, P. (2004). Effect of Total Hip Arthroplasty on Recreational and Sporting Activity. *ANZ J Surg,* 74, 446-449.
- Cilfford, P., Mallon, W. (2005). Sports after Total Joint Replacement. *Clin Sports Med,* 24, 175-186.
- Cukras, Z., Pracko, K., Kostka, T., Jegier, A. (2007). Physical activity of elderly patients after total hip arthroplasty. *Orthopedia Traumatologia Rehabilitacja,* 9, 286-296.
- Dubs, L., Gschwend, N., Munzinger, U. (1983). Sport after Total Hip Arthroplasty. *Arch Orthop Traum Surg,* 101, 161-169.
- Filler, T.J. (2005). Hüfte: Anatomische Grundlagen. In J. Jerosch, J. Heisel, & A.B. Imhoff (Hrsg.) *Fortbildung Orthopädie Traumatologie. Die ASG-Kurse der DGOO.* 3-24. Darmstadt: Steinkopf
- Flemming, M., Roth, S. (2003). Faserverbundweisen. Eigenschaften mechanische, konstruktive, thermische, elektrische, ökologische und wirtschaftliche Aspekte. Berlin: Springer

- Foell, J. (2004). Gangentwicklung und Bewegungswahrnehmung im Hüftgelenk in der Rehabilitation nach TEP-Implantation bei Dysplasiekoxarthrose. Dissertation: Universitätsmedizin Berlin
- Funken, S. (2004). Änderung des femuralen Offset durch Implantation handelsüblicher Hüftprothesen. Dissertation: Universität Münster
- Garbe, S. (1998). Zwischen Biomechanik und Pathomechanik des Femurs: Überlegungen zu einem Prozeß. Bern: Hans Huber
- Gehbauer, D., Zimmer, M., Burgtorf, H. (1996). Skisport und Totalendoprothese. *Sportorthopädie – Sporttraumatologie*, 12, 274-278.
- Gehmacher, D. (2007). Sport mit künstlichem Gelenkersatz. In: H. Zwick (Hrsg.). *Bewegung als Therapie. Gezielte Schritte zum Wohlbefinden*. 178-186. Berlin: Springer
- Giaquinto, S., Ciotola, E., Margutti, F., Valentini, F. (2007). Gait during hydrokinesitherapy following total hip arthroplasty. *Disabil Rehab*, 29, 743-749.
- Gierse, H., (1996). Distale versus proximale Verankerung des Femurschaftes. In: J. Jerosch, H. Effenberger & S. Fuchs (Hrsg.). *Hüftendoprothetik. Biomaterialien, Design. Spätinfektion, Qualitätssicherung und Dokumentation*. 37-39. Stuttgart: Thieme
- Gnewuch, A., Lampe, V., Höner, M. (2000). Medizinische Trainingstherapie nach endoprothetischem Gelenkersatz. *Sport Orthop. Traumatol.*, 16; 30-34:
- Gruber, K., Theis, R. (2000, 16. Februar). Computermodellierung in der Biomechanik des Sports. Zugriff am 10. September 2008 unter <http://www.uni-koblenz.de/sport/Arbeitsbereiche/Biomechanik/Computermodellierung.doc>
- Gschwend, N., Frei, T., Morscher, E., Nigg, B., Loehr, J. (2000). Alpine and cross country skiing after total hip replacement. *Acta Orthop Scand*, 71, 243-249.
- Gulow, J., Scholz, R., Freiherr von Salis Soglio, G. (2007). Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. *Orthopäde*. 36, 353-359.
- Haber, P., Tomasits, J. (2006). Medizinische Trainingstherapie. Anleitungen für die Praxis. Berlin: Springer
- Hahn, F., Dora, C. (2006). Hüftendoprothese und Sport. *Schweizer Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 54, (1) 13-17.
- Halle, M. (2008). Sporttherapie in der Medizin. Evidenzbasierte Prävention und Therapie. Stuttgart: Schattauer
- Haupt, G., Horstmann, T. (2003). Hüftschule. Das Erfolgsprogramm für jung und Alt. Schorndorf: Karl Hoffmann
- Healy, W., Iorio, R., Lemos, M. (2001). Athletic Activity after Joint Replacement. *Am J Sports Med*, 29, 377-388.
- Heimel, H., Grifka, J. (1996). Radfahren und Treppensteigen als Lockerungsrisiken für die Hüftendoprothese. *Orthopädische Praxis*, 32, 686-690.
- Heller, M.O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Dürselen, L., Pohl, M., Claes, L., Haas, N.P. & Duda, G.N. (2001). Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J. Biomechanics*, 34, 883-893.
- Hermichen, H., Kistermann, S. (2001). Gut leben mit dem neuen Hüftgelenk. (2. Auflage). Stuttgart: Thieme

- Hodge, W.A., Carlson, K.L., Fijan R.S., Burgess, R.G., Riley, P.O, Harris, W.H & Mann, R.W. (1989). Contact pressure from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg Am.* 71, 1378-1386.
- Hoffmann-La-Roche-AG (Hrsg.). (1993). Roche Lexikon Medizin (3.Aufl.). München: Urban und Schwarzenberg
- Hois, G., Ziegner, K. (2006). Sporttherapeutisches Gesamtkonzept bei Hüft-Totalendoprothese (TEP). *Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 22, 101-108:
- Horn, H.G., Steinmann, H.J. (2001). Medizinisches Aufbautraining. München: Urban & Fischer
- Horstmann, T., Martini, F., Mayer, F., Sell, S., Knak, J., Zacher, J. (1995). Kraftverhalten der hüftumgreifenden Muskulatur und Gehfähigkeit bei Patienten nach Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese. *Zeitschrift für Orthopädie*, 133, 562-567.
- Horstmann, T. (2000). Sportfähigkeit bei Arthrose und nach endoprothetischer Versorgung. *Sport Orthop. Traumatol.* 16, 26-29.
- Horstmann; T., Jöger, G., Heitkamp, H.C., Mayer, F., Winter, E., Dickhuth, H.-H. (2001). Auswirkungen von Hüftsport auf das Gangbild, Kraftverhalten und Lebensqualität von Koxarthrotikern. *Aktuelle Rheumatologie*, 26, 162-168.
- Horstmann, T., Roecker, K., Vornholt, S., Niess, A.M., Heitkamp, H.C., Dickhuth, H.H., (2002). Konditionelle Defizite bei Coxarthrose- und Hüftendoprothesen-Patienten. *Dt. Zeitschrift für Sportmedizin*, 53, 17-21.
- Huch, K., Müller, K., Stürmer, T., Brenner, H., Puhl, W., Günther, K-P. (2005). Sports activities 5 years after total knee or hip arthroplasty: the Ulm Osteoarthritis Study. *Ann Rheum Dis*, 64, 1715-1720.
- Jerosch, J., Heisel, J. (1997). Leben mit einem künstlichen Gelenk. Die Endoprothesenschule. München:dtv
- Jerosch, J., Heisel, J. (2001). Künstlicher Gelenkersatz. Hüfte Knie Schulter. Grundlagen und Behandlungskonzepte der Endoprothesenschule. München: Pflaum
- Jerosch, J., Heisel, J., & Imhoff A. B.(Hrsg.) (2005). Fortbildung Orthopädie Traumatologie. Die ASG-Kurse der DGOO. Darmstadt: Steinkopf
- Kladny, B. (2007, S.360). Rehabilitation bei jüngeren Endoprothesepatienten. *Der Orthopäde*, 36, 360-364.
- Klein, G., Levine, B., Hozack, J., Strauss, E., D'Antonio, Macalalay, W., Di Cesare, P. (2007). Return to Athletic Activity after Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*, 22, 171-176.
- Knüsel, O. (2000). Das Gangmuster von Patienten mit Hüftarthrose. In L. Zichner, M. Engelhardt, & J. Freiwald (Hrsg.). *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz*. 5. Auflage. (99-111) Nürnberg: Novartis
- Koesling, C., Stiegler, U. (2007). Hüftelenkersatz. Selbstständigkeit und Sicherheit im Alltag. (3. Auflage). Idstein: Schulz-Kirchner
- Kunz, M. (2003). Medizinisches Aufbautraining. Erfolg durch MAT in Prävention und Rehabilitation. München: Urban & Fischer
- Kuster, M. (2002). Exercise Recommendations after Total Joint Replacement. A Review of the current Literature and Proposal of Scientifically Based Guidelines. *Sports Med*, 32, 433-445.

- Mad, H. (2007). Zusammenhang zwischen Massenschwerpunkt und Angriffspunkt der resultierenden Bodenreaktionskraft beim Gehen im medizinischen Kontext. Diplomarbeit: Technische Universität Wien
- Maloney, W., Galante, J., Anderson, M., Goldbreg, V., Harris, W. (1999). Fixation, Polyethylene Wear and Pelvic Osteolysis in Primary Total Hip Replacement. *Clin Orthop Relat Res*, 369, 157-164.
- Matthijs, O., van Paridon-Edauw, D. & Winkel, D. (2006). Manuelle Therapie der peripheren Gelenke 3. Hüfte, Knie, Sprunggelenk, Fuß und Knorpelgewebe. München: Urban&Fischer
- McGrory, B., Stuart, M., Sim, H. (1995). Partizipation in Sports after Hip and Knee Arthroplasty: Review of Literature and Survey of Surgeon Preferences. *Mayo Clin Proc*, 70, 342-348.
- Mellerowicz, H., Wilke, S. & Laute, V. (2007). Sport bei orthopädischen Erkrankungen. In: H-P. Bischoff, J. Heisel, H. Locher. (Hrsg.). *Praxis der konservativen Orthopädie*. 288-345. Stuttgart: Thieme.
- Meyers Lexikon online (2008, 9. September) Zugriff am 9. September 2008 unter <http://lexikon.meyers.de/wissen/Torsionsmoment>
- Naal, F., Maffiuletti, A., Munzinger, U., Hersche, O. (2007). Sports after Hip Resurfacing Arthroplasty. *Am J Sports Med*, 35, 705-711.
- Niederle, P., Knahr, K. (2007). Sport nach Hüft- und Knie totalendoprothese. *Wien Med Wochenschr*, 157, 2-6.
- Perdersen, R., Brand, R., Davy, D. (1997). Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *J. Biomechanics*, 30 (9), 959-965.
- Peters, P., (2003). Mountain Sports and Total Hip Arthroplasty: A Case Report and Review of Mounteneering with Total Hip Arthroplasty. *Wilderness and Environmental Medicine*, 14, 106-111.
- Platzer, W. (2005). Taschenatlas Anatomie. Band1. (9. Auflage). Stuttgart: Thieme
- Polster, J. (1990). Biomechanik des Hüftgelenkes. *Radiologe* 30, 135-140.
- Pribut, S.M. (2007, 16. September). *Gait Biomechanics*. Zugriff am 9. September 2008 unter <http://www.drpribut.com/sports/spgait.html>
- Reinisch, G. (2004). Validierung von Verschleißprozessen in der Hüftendoprothetik. Zur Vergleichbarkeit der Ergebnisse aus Hüftsimulatoren mit Resultaten aus der in-vivo Situation. Dissertation: Technische Universität Wien
- Roth, A. (2007). Minimal invasive Hüftendoprothetik. Bremen. UNI-MED
- Scholz, R., Freiherr von Salis-Soglio, G. (2002). Sportfähigkeit nach endoprothetischem Gelenkersatz. *Der Orthopäde*, 31, 423-431
- Schönle, Chr., Hess, T., Rödiger, S. (2008). Schmerzfrei und beweglich mit dem neuen Hüftgelenk. Stuttgart: Trias
- Schulte-Frei, B., Horst, H., Horst, F. (1998). In: I. Froböse, G. Nellessen. (Hrsg.). *Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis*. 310-318. Wiesbaden: Ullstein Medical
- Schwentner, M. (2007). Postoperative Rehabilitation degenerativer Gelenkerkrankungen; Evaluation der Behandlungspfade bei Patienten mit Hüftgelenk-Totalendoprothese an der Züricher Höhenklinik Davos – eine retrospektive Datenanalyse. Diplomarbeit. Universität Salzburg

- Sechriest, F., Kyle, R., Marek, D., Spates, J., Saleh, K., Kuskowski, M. (2007). Activity Level in Young Patients With Primary Total Hip Arthroplasty. A 5-Year Minimum Follow-up. *Journal of Arthroplasty*, 22, 39-47.
- Seidenspinner, D. (2005). Training in der Physiotherapie – Gerätegestützte Krankengymnastik. Berlin: Springer
- Seyler, T., Mont, M., Ragland, P., Kachlawa, M., Delanois, R. (2006). Sports Activity after Total Hip and Knee Arthroplasty. Specific recommendations concerning tennis. *Sports Med*, 36, 571-583.
- Städtische Kliniken Esslingen a. N. (Hrsg.). (2006). Patientenleitfaden Hüftgelenkprothese. Zugriff am 6. September 2008 unter www.klinikum-esslingen.com/downloads/hueftgelenkprothese.pdf
- Streicher, R. M. (1995). Tribologie künstlicher Gelenke. In: E.W. Morscher (Hrsg.). *Endoprothetik*. 38-53. Berlin: Springer
- Stempel, A., Menke, C., Wirth, C.J. (1992). Sportliche Aktivitäten von Patienten mit zementfrei implantiertem Hüftgelenk. *Praktische Sport- Traumatologie und Sportmedizin*, 8, 58-64.
- Strommel, A., Altmann, D. (1996). Neue therapeutische Perspektiven des Aquajoggings. *Dt Zeitsch Spomed*, 47, 305-306.
- Suckel, A., Best, R. (2006). Der Golfsport mit Hüft- und Knie totalendoprothesen. *Sportverl Sportschäden*, 20, 127-131.
- Trepte, C.T., (1996). Konische Schraubpfanne versus sphärische Press-Fit-Pfanne – Was spricht für die Press-Fit und gegen die Schraubpfanne? In: J. Jerosch, H. Effenberger & S. Fuchs (Hrsg.). *Hüftendoprothetik. Biomaterialien, Design. Spätinfektion, Qualitätssicherung und Dokumentation*. 20-22. Stuttgart: Thieme
- Tytex A/S (2008, September). Zugriff am 9. September unter: <http://www.safehip.com/content/view/38/41/>
- Valerius, K.-P., Frank, A., Kloster, B., Hirsch, M., Hamilton, Chr., Lafont, E. A. (2006). Das Muskelbuch. (2. Auflage). Marburg: KVM
- Van Den Bogert, A., Read, L., Nigg, B. (1999). An analysis of hip joint loading during walking, running and skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31, 131-142.
- Vogt, L., Banzer, W. (1999). Vergleichende oberflächen-elektromyographische Untersuchung ausgewählter Rumpf- und Hüftmuskeln beim Gehen auf der freien Gehstrecke und dem Laufband. *Dt Zeitschr. Spomed* 50, 3, 84-88.
- Willert, H.G., Göbel, D., Buchhorn, G.H. (1996). Die Verankerung der Endoprothese: Knochenzement ja oder nein? In: J. Jerosch, H. Effenberger & S. Fuchs (Hrsg.). *Hüftendoprothetik. Biomaterialien, Design. Spätinfektion, Qualitätssicherung und Dokumentation*. 23-31. Stuttgart: Thieme
- Wirtz, D. Ch, Heller, K.-D., Niethard, F. U. (1998). Biomechanische Aspekte der Belastungsfähigkeit nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenks. Eine Auswertung des derzeitigen Kenntnisstandes im Literaturüberblick. *Z. Orthop.* 136, 310-316.
- Wylde, V., Bolm, A., Hewlett, S., Learmonth, I. (2008). Return to Sport after Joint Replacement. *J Bone Joint Surg (Br)*, 90-B, 920-923.
- Zichner L. (1995). In-vivo-Verschleiß der Gleitpaarungen Keramik-Polyethylen gegen Metall-Polyethylen beim Hüftgelenkersatz. In: J. Jerosch, H. Effenberger & S. Fuchs (Hrsg.). *Hüftendoprothetik. Biomaterialien, Design. Spätinfektion, Qualitätssicherung und Dokumentation*. 11-12. Stuttgart: Thieme

Zintl, F., Eisenhut, A. (2001). Ausdauertraining. Grundlagen, Methoden, Trainingssteuerung. München: blv