

Aus der
Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere
des Fachbereichs Veterinärmedizin
der Freien Universität Berlin

Hüftgelenksendoprothetik Komplikationsanalyse bei Hund und Mensch im Vergleich

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Veterinärmedizin
an der
Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Anna Dettling
Tierärztin aus Stuttgart

Berlin, 2016

Journal-Nr.: 3824

Gedruckt mit Genehmigung
des Fachbereiches Veterinärmedizin
der Freien Universität Berlin

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Jürgen Zentek
Erster Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Leo Brunnberg
Zweiter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Johanna Plendl
Dritter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Christoph Lischer

Deskriptoren (nach CAB-Thesaurus): hip joint (MeSH), dogs, man, hip prostheses, hip replacements, complications, dislocations, fracture, thrombosis

Tag der Promotion: 28.06.2016

Meiner Familie

Inhalt

1. Einleitung und Ziel	1
2. Literaturübersicht	2
2.1 Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes des Hundes	2
2.1.1 Anatomie	2
2.1.2 Muskulatur	3
2.1.3 Innervation	3
2.1.4 Blutgefäßversorgung	3
2.1.5 Biomechanik und Winkelverhältnisse	4
2.1.6 Richtlinien der FCI zur Beurteilung der Hüftgelenkdysplasie des Hundes	6
2.1.7 Operativer Zugang bei Hüftgelenksendoprothetik	7
2.2 Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes des Menschen	8
2.2.1 Anatomie	8
2.2.2 Muskulatur	9
2.2.3 Innervation	9
2.2.4 Blutgefäßversorgung	9
2.2.5 Biomechanik und Winkelverhältnisse	9
2.2.6 Der Hüftwert und der K & L-Score	11
2.2.7 Operativer Zugang zum humanen Hüftgelenk	12
2.3 Arten von Hüftendoprothesen	13
2.3.1 Verankerungstechniken	13
2.3.2 Epiphysäre, metaphysäre und diaphysäre Verankerung	14
2.3.3 Zementierung	15
2.3.4 Form fit	17
2.3.5 Press fit	17
2.3.6 Press fit – Zementierung	18
2.3.7 Indikationen für Hüftendoprothesen beim Hund	20

2.3.8 Indikationen für Hüftendoprothesen beim Menschen	21
2.3.9 Zementierte Hüftendoprothesen in der Veterinärmedizin	22
2.3.10 Zementfreie Hüftendoprothesen in der Veterinärmedizin	25
2.3.11 Zementierte Hüftendoprothesen in der Humanmedizin	28
2.3.12 Zementfreie Hüftendoprothesen in der Humanmedizin	30
2.3.13 Entwicklungen in der Endoprothetik	38
2.3.13.1 Zementiertechniken	38
2.3.13.2 Minimalinvasiver Operationszugang	39
2.3.13.3 Operationscomputer oder –roboter	40
2.4 Komplikationen	42
2.4.1 Komplikationen in der Veterinärmedizin	42
2.4.1.1 Aseptische Implantatlockerung	43
2.4.1.2 Luxatio ossis femoris	47
2.4.1.3 Infektion	49
2.4.1.4 Fissur / Fraktur des Os femoris	51
2.4.1.5 Neurapraxie	52
2.4.1.6 Vaskuläre Schädigung	53
2.4.1.7 Prothesenbruch	54
2.4.1.8 Ektopische Ossifikation	55
2.4.1.9 Thrombembolie	56
2.4.1.10 Osteosarkom	58
2.4.1.11 Granulom	59
2.4.2 Komplikationen in der Humanmedizin	60
2.4.2.1 Aseptische Implantatlockerung	60
2.4.2.2 Luxatio ossis femoris	62
2.4.2.3 Infektion	63
2.4.2.4 Fissur / Fraktur des Os femoris	65
2.4.2.5 Neurapraxie	68

2.4.2.6 Vaskuläre Schädigung	69
2.4.2.7 Prothesenbruch	70
2.4.2.8 Ektopische Ossifikation	71
2.4.2.9 Pulmonäre Thrombembolie und tiefe Venenthrombose	72
2.4.2.10 Osteosarkom	73
2.4.2.11 Kompartmentsyndrom	74
2.5 Bewertungssysteme der Hüftendoprothetik in der Humanmedizin	75
2.6 Diagnostik von Komplikationen	78
3. Material und Methoden	80
4. Ergebnisse	81
5. Diskussion	90
6. Zusammenfassung	98
7. Summary	100
8. Literaturverzeichnis	102
9. Abkürzungsverzeichnis	141
10. Danksagung / Selbständigkeitserklärung	143
11. Anhang	144

1. Einleitung und Ziel

Längst ist der künstliche Hüftgelenkersatz in der Humanmedizin ein sehr bedeutender Bestandteil der orthopädischen Chirurgie geworden. Und auch beim Hund gewinnt er immer weiter an Bedeutung. Das liegt zum einen an der Häufigkeit erblich bedingter Hüftleiden beim Hund und zum anderen spielt der Hund im Leben vieler Menschen eine wichtige Rolle als Mitlebewesen.

In den Anfängen der veterinärmedizinischen Endoprothetik wurde die Frage der ethischen Vertretbarkeit häufig diskutiert, rückte aber durch die enge Bindung des Hundes als Sozialpartner des Menschen immer weiter in den Hintergrund.

Neben der emotionalen Entscheidung des Hundebesitzers, einer Prothetik zuzustimmen, spielen nicht selten auch finanzielle Möglichkeiten eine Rolle. Das ist ein Unterschied zur Humanmedizin.

Trotz großer Fortschritte, sowohl in der human- als auch in der veterinärmedizinischen Hüftendoprothetik, kommt es nach wie vor zu Komplikationen bei oder nach Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes. Komplikationen sind Ereignisse während und nach der Implantation einer Hüftendoprothese, die den schmerzfreien Einsatz der operierten Gliedmaße verhindern und ggf. sogar einen Prothesenwechsel notwendig machen. Komplikationen können durch den Patienten, das Prothesenmaterial oder den Operateur verursacht sein.

Die Häufigkeit verschiedener Komplikationen der Femurkomponente von Hüftendoprothesen wird in dieser Arbeit aufgezeigt. Es wird unterschieden zwischen Komplikationen beim Menschen und beim Hund und auch zwischen Komplikationen bei zementierten und unzementierten Endoprothesen.

Ziel ist es, aus diesen Daten Erkenntnisse zu gewinnen, die die Erfolgsrate in der veterinärmedizinischen Hüftprothetik weiter erhöhen können.

2. Literaturübersicht

2.1 Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes des Hundes

2.1.1 Anatomie

Das Hüftgelenk (*Articulatio coxae*) des Hundes wird vom konvexen Femurkopf (*Caput ossis femoris*) und der konkaven Gelenkfläche (*Facies lunata*) der Hüftpfanne (*Acetabulum*) gebildet. Das Hüftgelenk ist die gelenkige Verbindung zwischen Hintergliedmaße und Becken.

Das *Acetabulum* wird von Teilen des *Os ilium*, *Os ischii*, *Os pubis* und dem *Os acetabuli* (RISER et al. 1985, NICKEL et al. 2001) geformt. Etwa mit dem 4. bis 6. Lebensmonat verschmelzen die Knochen zum *Acetabulum*.

Ventrolateral ist die *Facies lunata* geöffnet (*Incisura acetabuli*). Die *Incisura acetabuli* wird vom *Ligamentum transversum acetabuli* überspannt (NICKEL et al. 2001).

Der Rand der *Facies lunata* wird durch das faserknorpelige *Labrum acetabulare* überhöht. NICKEL et al. (2001) beschreiben das Hüftgelenk des Hundes als Nussgelenk, weil die Gelenkpfanne den Gelenkkopf weiter als zur Hälfte umgreift. Andere Autoren hingegen sind der Meinung, dass das *Caput ossis femoris* nicht über seinen Äquator hinaus umschlossen wird und bezeichnen das canine Hüftgelenk als Kugelgelenk (HENSCHEL 1983; FREWEIN und VOLLMERHAUS 1994; DYCE et al. 1997; BUDRAS et al. 2007).

Am proximalen Ende des *Os femoris* befindet sich das halbkugelige *Caput ossis femoris*, das durch das *Collum ossis femoris* mit dem *Corpus ossis femoris* verbunden ist.

Das *Caput ossis femoris* ist rassetypisch unterschiedlich geformt, ebenso wie das *Acetabulum* (RICHTER u. LÖFFLER 1976; BÄCKER 2010; AIYAN 2012).

Kaudomedial am Femurkopf, aus der *Fovea capitis ossis femoris*, entspringt das *Ligamentum capitis ossis femoris* und zieht in die *Fossa acetabuli*. Dieses Band ist relativ lang und hat kaum Haltefunktion, sondern eher bremsende Wirkung bei Torsion, Ab- und Adduktion (HENSCHEL 1983; KÖPPEL 1991; FREWEIN u. VOLLMERHAUS 1994).

Lateral des Oberschenkelkopfes befindet sich der *Trochanter major*. Hier setzt der *M. gluteus medius* an, der stärkste Strecker des Hüftgelenkes (NICKEL et al. 1992).

Die Gelenkkapsel umschließt das Hüftgelenk und spannt sich auf zwischen Rand des *Acetabulums* und Femurhals, wo sie jeweils in das *Periost* übergeht (MATIS u. WAIBL 1985). Wie auch das *Periost*, besteht die Gelenkkapsel aus zwei Schichten, der äußeren

Membrana fibrosa und der inneren Membrana synovialis.

Die Gelenkflächen sind mit hyalinem Knorpel überzogen und im Gelenkspalt befindet sich die von der Membrana synovialis sezernierte Gelenkflüssigkeit (Synovia), die den gefäßlosen Knorpel ernährt (KÖNIG u. LIEBICH 1999; NICKEL et al. 2001).

2.1.2 Muskulatur

Muskeln, die das Hüftgelenk beugen, sind die Mm. iliopsoas, tensor fasciae latae, rectus femoris und sartorius.

Strecker und Abduktoren des Hüftgelenkes sind Mm. glutei, piriformis, quadratus femoris, biceps femoris, semitendinosus und semimembranosus.

Für die Außenrotation des Hüftgelenkes verantwortlich sind die Mm. obturatorius internus und externus, gemelli, quadratus femoris und iliopsoas.

Innenrotatoren des Hüftgelenkes sind Mm. glutei und tensor fasciae latae.

Adduktoren des Hüftgelenkes sind Mm. adductores longus, magnus und brevis, pectineus und gracilis.

2.1.3 Innervation

Die Hüftgelenkkapsel des Hundes wird innerviert von Ästen der Nn. gluteus cranialis, ischiadicus, femoralis und obturatorius (GASSE et al. 1996; STASZYK u. GASSE 2002).

2.1.4 Blutgefäßversorgung

Caput und Collum ossis femoris werden über ein meta- und epiphysäres Gefäßsystem ernährt. Die A. nutritia verläuft im Femurschaft und es ziehen Gefäße aus der A. nutritia ins Collum ossis femoris. Die Epiphyse wird von Gefäßen ernährt, die in der Gelenkkapsel verlaufen und ins Caput ossis femoris ziehen (MATIS u. WAIBL 1985). Eine im Lig. capitis ossis femoris verlaufende Arterie spielt nur eine untergeordnete Rolle in der Vaskularisation der Epiphyse. Die Aa. circumflexa femoris medialis und lateralis und die A. glutea caudalis vaskularisieren Gelenkkapsel, Collum und proximale Epiphyse.

Die A. circumflexa medialis ernährt den proximalen Bereich des Femurschaftes und des Collum.

Das Acetabulum erhält von den Aa. circumflexa femoris medialis et lateralis, glutea cranialis et caudalis und iliolumbaris seinen Blutzufuhr (KOCH u. BERG 1985; MATIS u. WAIBL 1985; KÖNIG u. LIEBICH 1999).

2.1.5 Biomechanik und Winkelverhältnisse

Das Hüftgelenk des Hundes hat drei Bewegungsebenen: Die Sagittalebene, d.h. Flexion und Extension (insgesamt 100 – 130°); die Transversalebene, d.h. Adduktion und Abduktion (insgesamt 80 – 130°) und die Vertikalebene, d.h. Pronation und Supination (insgesamt 100°) (VOLLMERHAUS et al. 1994, BRUNNBERG et al. 2014). In neutraler Gliedmaßenstellung ist unter lateromedialen Zug eine geringgradige laterale Translation der Beckengliedmaße möglich (SMITH et al. 1990).

Winkelverhältnisse des caninen Hüftgelenkes: Im Stand bilden Darmbeinsäule und Femurschaft in der Sagittalebene einen Winkel von 110°, während Schambein und Femurschaft in der Transversalebene einen Winkel von 105° einschließen. Der Azetabulumneigungswinkel (AE) beträgt 97 +/- 3°, der Azetabulumneigungswinkel (AN) 36 +/- 4°, der Zentrum-Kollum-Diaphysenwinkel (CCD) des Femur 143-152 +/- 5° und der Antetorsionswinkel (AT) des Femur 24-36 +/- 6°. Die Winkelgrößen sind neben geringgradigen individuellen Unterschieden hauptsächlich rasseabhängig. CCD und AN bilden zusammen den dorsalen Überdachungswinkel (DUE) und AE sowie AT den kranialen Überdachungswinkel (CUE) (SCHAWALDER u. SPIESS 1990).

Die Hinterhand trägt im Stand nur 30 - 40% des Körpergewichts (KÖPPEL 1991). Die Schwankungsbreite ist dadurch bedingt, dass der Körperschwerpunkt von der Hunderasse abhängig ist und auch z.B. durch Übergewicht kaudal verlagert wird. In der Bewegung steigt die Belastung leicht auf das 1,6-fache des Körpergewichts und bei starker Belastung kann das 3- bis 4-fache des Körpergewichts erreicht werden (BERGMANN et al. 1984). Bei der Vorwärtsbewegung des Hundes wird die Hintergliedmaße gestreckt und abgestemmt, Druck wird in Schub umgewandelt und dieser überträgt sich über Becken und Iliosakralgelenk auf den Rumpf. Die Kraftwirkung auf das Hüftgelenk setzt sich hierbei aus einer vertikalen (Körpergewicht) und einer horizontalen (Vorwärtskraft) Kraftkomponente zusammen.

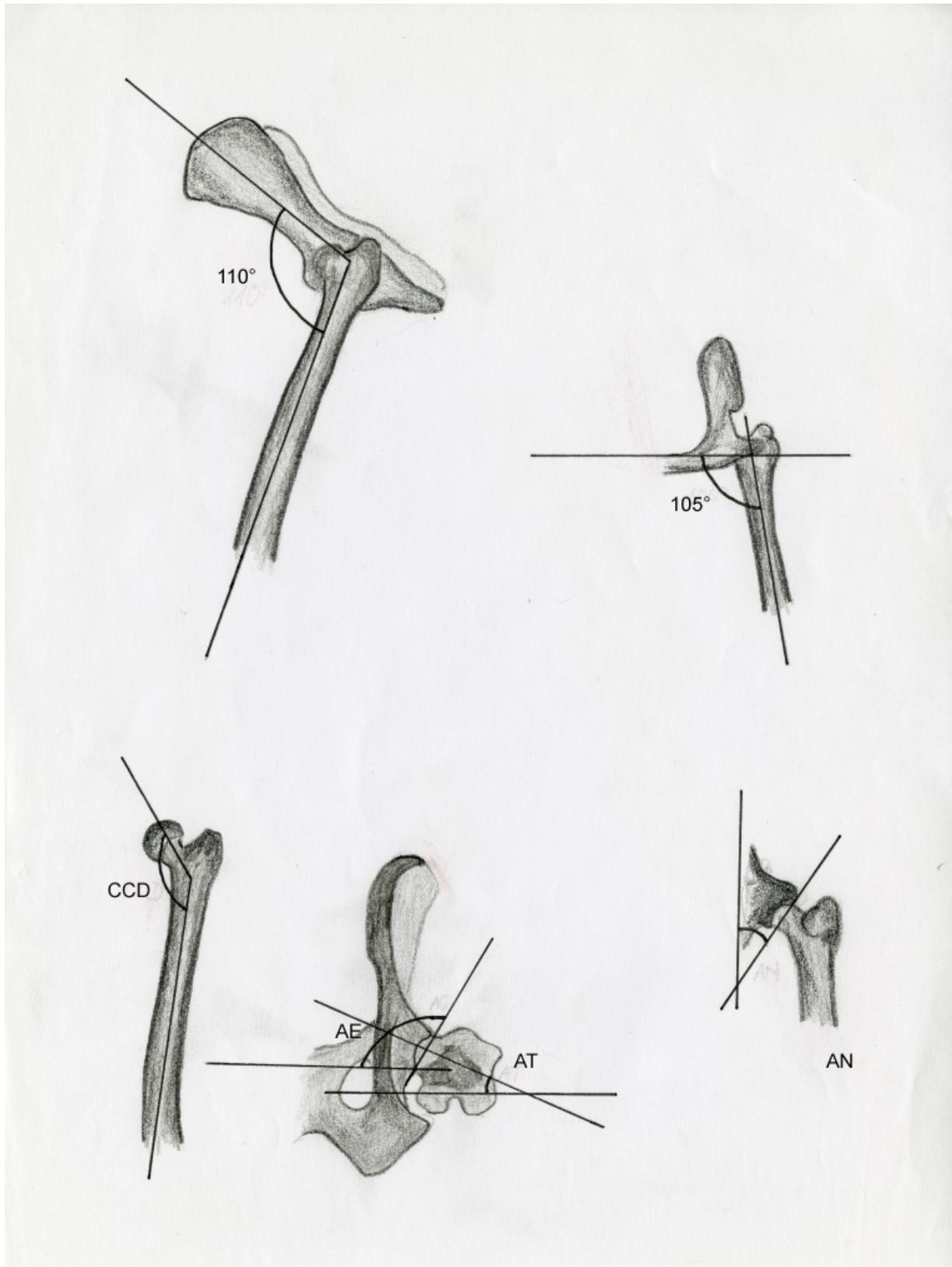


Abb. 1: Winkelbezeichnungen des caninen Hüftgelenkes

CCD 143-152 +/- 5°; **AE** 97 b+/- 3°; **AT** 24-36 +/- 6°; **AN** 36 +/- 4°

2.1.6 Richtlinien der FCI zur Beurteilung der Hüftgelenksdysplasie des Hundes

Die Diagnose Hüftgelenksdysplasie wird röntgenologisch gestellt. In Deutschland erfolgt das anhand standardisierter Röntgenaufnahmen nach Richtlinien der FCI (Fédération Cynologique Internationale). Die Hunde müssen ausgewachsen sein und deshalb gibt die FCI für die einzelnen Rassen ein Mindestalter vor. Die Röntgenaufnahmen werden in Narkose angefertigt, da eine ausreichende Muskelrelaxation gegeben sein muss. Die Hunde liegen auf dem Rücken und es wird eine ventrodorsale Aufnahme des Beckens inklusive der Ossa femorum und Kniegelenke angefertigt. Die Hintergliedmaßen sind gestreckt, parallel gelagert und nach innen rotiert, so dass die Patella mittig in der Trochlea ossis femoris liegt (HD-Position I). Durch eine nicht symmetrisch gelagerte Röntgenaufnahme kann es zu einer fehlerhaften Darstellung der Hüftgelenke kommen (MORGAN u. STEPHENS 1985). Für ein HD-Obergutachten wird zusätzlich eine Röntgenaufnahme im laterolateralen Strahlengang und eine Röntgenaufnahme der Hüftgelenke in Froschposition gefordert (HD-Position II).

Es werden verschiedene Parameter beurteilt, unter anderem der sog. Norberg-Winkel (NORBERG 1964). Dies ist der Winkel zwischen der Verbindungslinie der Zentren beider Oberschenkelköpfe und dem jeweiligen vorderen Acetabulumrand.

Richtlinien der FCI (1993) zur Auswertung von HD-Röntgenaufnahmen:

A – kein Hinweis auf Hüftgelenksdysplasie:

Der Femurkopf und das Acetabulum sind kongruent. Der kraniolaterale Rand des Acetabulums zeigt sich scharf konturiert und läuft abgerundet aus. Der Gelenkspalt ist eng und gleichmäßig. Der Winkel nach NORBERG (in Position I) beträgt etwa 105° (als Referenz). Bei hervorragenden Hüftgelenken umgreift der kraniolaterale Acetabulumrand den Femurkopf etwas weiter laterokaudal.

B – Übergangsform (fast normale Hüftgelenke):

Entweder sind Femurkopf und Acetabulum in geringem Maß inkongruent mit einem Winkel nach NORBERG (in Position I) von etwa 105° oder das Zentrum des Femurkopfes liegt medial des dorsalen Acetabulumrandes und Femurkopf und Acetabulum sind kongruent.

C – leichte Hüftgelenksdysplasie:

Femurkopf und Acetabulum sind inkongruent, der Winkel nach NORBERG beträgt etwa 100° und/oder der kraniolaterale Rand des Acetabulums ist in geringem Maße abgeflacht. Unschärfen oder höchstens geringe Anzeichen osteoarthrotischer Veränderungen des kranialen, kaudalen oder dorsalen Acetabulumrandes, des Femurkopfes oder –halses können vorhanden sein.

D – mittlere Hüftgelenksdysplasie:

Deutliche Inkongruenz zwischen Femurkopf und Acetabulum mit Subluxation. Winkel nach NORBERG größer als 90° (nur als Referenz). Abflachung des kranio-lateralen Acetabulumrandes und/oder osteoarthrotische Merkmale.

E – schwere Hüftgelenksdysplasie:

Auffällige dysplastische Veränderungen an den Hüftgelenken, wie z.B. Luxation oder deutliche Subluxation. Winkel nach NORBERG unter 90°, deutliche Abflachung des kranialen Acetabulumrandes, Deformierung des Femurkopfes (pilzförmig, abgeflacht) oder andere osteoarthrotische Merkmale.

2.1.7 Operativer Zugang bei Hüftgelenksendoprothetik

Der Standardzugang zum Hüftgelenk des Hundes ist kranio-lateral. Der Hund wird seitlich in einem Vakuumkissen gelagert, so dass Lendenwirbelsäule und Becken parallel zum Operationstisch liegen, mit der zu versorgenden Gliedmaße oben. Die Sitzbeinhöcker sollten in einer senkrechten Linie übereinander liegen.

Es wird ein bogenförmiger Hautschnitt über den Trochanter major bis ca. auf halbe Höhe des Os femoris gesetzt. Am Kranialrand des M. biceps femoris wird die Faszie durchtrennt und der Muskel zur Seite gespreizt. Die Fascia lata wird über dem M. vastus lateralis inzidiert und der Schnitt zwischen Glutealmuskulatur und M. tensor fasciae latae weitergeführt. Der M. tensor fasciae latae wird kranial und der M. gluteus superficialis und medius werden kaudal gespreizt. Der M. gluteus profundus wird von der Gelenkkapsel gelöst. Die Endsehne des M. gluteus profundus wird quer zum Faserverlauf eingeschnitten und der Schnitt L-förmig parallel zum Muskelfaserverlauf weitergeführt. Die Gelenkkapsel wird parallel zum Collum und T-förmig inzidiert. Nun lässt sich das Lig. capitis ossis femoris durchtrennen und das Os femoris kann luxiert werden (HUTTER u. GASPAR 1989; OLMSTEAD 1987).

2.2 Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes des Menschen

2.2.1 Anatomie

Das Hüftgelenk (*Articulatio coxae*) ist neben dem Kniegelenk eines der größten und komplexesten Gelenke beim Menschen. *Caput ossis femoris* und *Acetabulum* bilden das Hüftgelenk, das durch die Überhöhung des *Acetabulums* durch das *Labrum acetabulare* als Nussgelenk funktioniert.

Das *Caput ossis femoris* ist von hyalinem Knorpel überzogen. Die Dicke des Knorpels beträgt bis zu 2,5 (bis 3,5) mm. Zum *Collum ossis femoris* hin nimmt die Dicke des Knorpels ab.

Das *Acetabulum* des Menschen wird auch von den *Ossa ilium* (dorsokraniel), *pubis* (ventral) und *ischii* (dorsokaudal) geformt. Die drei Knochen vereinigen sich in einer Y-Fuge. Diese Fuge verknöchert und ist beim Erwachsenen in der Regel nicht mehr nachweisbar. Die nach unten zeigende Unterbrechung des *Labrum acetabulare*, *Incisura acetabuli*, wird vom *Ligamentum transversum acetabuli* überbrückt.

Die Hüftgelenkscapsel ist die kräftigste Gelenkkapsel des Menschen. Sie ist straff, weil sie durch verschiedene Bänder stabilisiert wird. Sie entspringt am *Limbus acetabuli* und überdeckt das *Collum ossis femoris*. Sie besteht aus der äußeren *Membrana fibrosa* und der inneren, *Synovia* produzierenden, *Membrana synovialis*.

Im *Acetabulum* befindet sich zudem ein *Corpus adiposum*.

Die Bandausstattung des Hüftgelenkes besteht aus den *Ligg. iliofemorale*, *pubofemorale*, *ischiofemorale* und der *Zona orbicularis* (Ringband). Dem *Lig. capitis femoris* wird auch beim Menschen keine besondere Haltefunktion zugeschrieben.

Das *Lig. iliofemorale* ist mit ca. 350 kg Zugfestigkeit das stärkste Band des Menschen. Es zieht von der *Spina iliaca anterior inferior* zur *Linea intertrochanterica* des *Os femoris*. Es besteht aus einer *Pars lateralis* und *medialis*, das die Standbeinphase stabilisiert. Der laterale Teil des Bandes hemmt die Außen- und der mediale die Innenrotation des Hüftgelenkes.

Das *Lig. pubofemorale* ist das schwächste Band des Hüftgelenkes. Es schränkt die Abduktion des *Os femoris* ein.

Das *Lig. ischiofemorale* hemmt die Innenrotation des Hüftgelenkes.

Das Ringband (*Zona orbicularis*) liegt in der Gelenkkapsel und umschließt die engste Stelle des *Collum ossis femoris*. Es wird aus Fasern der *Ligg. ischiofemorale* und *pubofemorale*

gebildet. Das Ringband presst bei gestrecktem Hüftgelenk das Os femoris ins Acetabulum (WALDEYER 2009).

2.2.2 Muskulatur

Strecker des Hüftgelenkes sind die Mm. gluteus maximus, gluteus medius, semitendinosus, semimembranosus und biceps femoris.

Adduktoren des Hüftgelenkes sind die Mm. pectineus, adductor longus, adductor brevis, adductor magnus und gracilis.

Auswärtsdreher sind die "kleine Beckengesellschaft" (Mm. obturatorius internus, obturatorius externus, gemellus superior, gemellus inferior, quadratus femoris) und der M. piriformis.

Einwärtsdreher sind die Mm. gluteus medius, gluteus minimus und tensor fasciae latae.

2.2.3 Innervation

Innerviert wird das Hüftgelenk und seine Muskulatur von den Nn. femoralis, obturatorius, ischiadicus und gluteus superior.

2.2.4 Blutgefäßversorgung

Die Gefäßversorgung erfolgt aus Aa. femoralis und iliaca interna. Das Caput ossis femoris wird zu großen Teilen aus einem extrakapsulären Arterienkranz aus den Rr. ascendentes und Aa. circumflexae femoris lateralis et medialis versorgt. Die Vaskularisation über das Lig. capitis ossis femoris spielt beim Erwachsenen nur eine untergeordnete Rolle. Im Lig. capitis ossis femoris zieht ein Ast des R. acetabularis der A. obturatoria Richtung Femurkopf für das Band selbst und wohl auch für den Bereich des Bandansatzes in der Fovea capitis ossis femoris (WIRTH und ZICHNER 2004).

Das Acetabulum wird von Ästen der A. iliaca interna (A. obturatoria, Aa. gluteae superior et inferior, A. pudenda interna) ernährt (WIRTH und ZICHNER 2004).

2.2.5 Biomechanik und Winkelverhältnisse

Das Hüftgelenk des Menschen hat - wie das des Hundes - drei Bewegungsebenen. Bei Beugung und Streckung beträgt der Bewegungsumfang 120-140°, bei Abduktion und

Adduktion $60-80^\circ$ (bei gebeugtem Gelenk Abduktion bis 80°) und $60-90^\circ$ bei Rotation (SANFILIPPO u. AUSTIN 2006). In Beugstellung sind durch die Entspannung der Gelenkkapsel weitere Rotationsbewegungen möglich als in Streckstellung.

Die Entspannungsstellung des Hüftgelenkes tritt bei mäßiger Flexion, Abduktion und Außenrotation ein. In dieser Stellung sind alle Kapselanteile gleichmäßig entspannt (WIRTH und ZICHNER 2004).

PAUL beschrieb in einer Studie 1976 die Belastung des Hüftgelenkes anhand von Bodenreaktionskräften und Videoaufnahmen. Die maximalen Kräfte normierte er auf das Körpergewicht der Probanden (Body Weight, BW). Die Kräfte im Hüftgelenk haben im Gangzyklus zwei Spitzen, und zwar wenn die Ferse aufgesetzt wird und wenn der Fuß abgestoßen wird. In der Schwingphase beträgt die Gelenkkraft weniger als $1 \times BW$. Mit zunehmender Geschwindigkeit erhöhen sich die Gelenkkräfte. Die Kräfte betragen ca. zwischen 3 und $7,5 \times BW$.

BERGMANN et al. (1993) ermittelten mit einer instrumentierten Hüftprothese Belastungen zwischen $2,4 \times BW$ (Gehen) und $5 \times BW$ (Laufen).

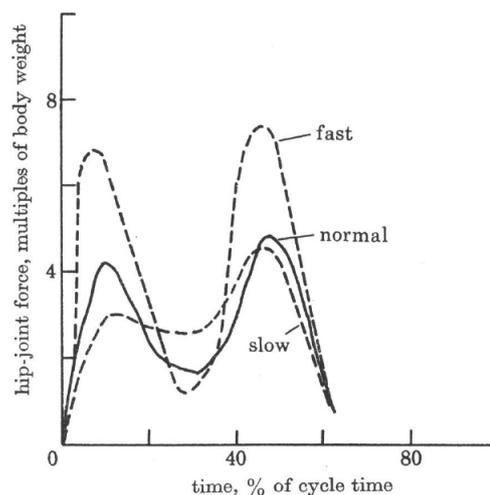


Abb. 2: Belastung des Hüftgelenkes beim Menschen nach PAUL 1976.

Die Winkelverhältnisse im humanen Hüftgelenk: Der Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD) ist der Winkel zwischen Femurdiaphyse und Femurhals. Er beträgt beim Erwachsenen ca. 126° , beim Kind 140° und beim alten Menschen ca. $115^\circ-120^\circ$. Er nimmt mit zunehmendem Alter ab. Bei einem pathologisch vergrößerten CCD liegt das klinische

Bild des O-Beines vor (Coxa vara und Genu valgum).

Der Antetorsionswinkel (AT) beschreibt die physiologische Drehung des Femurhalses gegenüber der transversalen Kniekondylenachse nach vorn. Man legt eine Tangente an die Kniegelenkkondylen und deren Schnitt mit der Femurhalsachse aus kranialer Sicht ist der AT. Er beträgt beim Erwachsenen ca. 12° und beim Kind ca. 30°.

Der Pfannenrand und das Lig. transversum acetabuli bilden die Pfanneneingangsebene. Sie ist ventral, kaudal und lateral orientiert. Der Pfanneneingangswinkel (Neigung der Pfanneneingangsebene gegenüber der Horizontalen) beträgt beim Erwachsenen 41° (37-47°) und beim Neugeborenen 60° (WALDEYER 2009). Der Pfanneneingangswinkel ähnelt dem Acetabulumneigungswinkel beim Hund.

2.2.6 Der Hüftwert und der K & L-Score

Der Hüftwert ist eine Zahl, die in der Humanorthopädie als Anhalt für die Verformung eines Hüftgelenkes genutzt wird. Durch den Hüftwert wird die Ausbildung des Acetabulums, die Ausnutzung des Acetabulums durch den Femurkopf und dessen Lage im Hüftgelenk erfasst. Normal gelten beim Erwachsenen Werte bis 15. Gering deformierte Hüftgelenke haben Werte von 16–21 und schwer deformierte 22 und mehr.

Der Hüftwert wurde 1972 in die Orthopädie eingeführt (BUSSE et al. 1972) und ist ein anerkanntes Hilfsmittel in der Beurteilung von Hüftgelenken. Er erlaubt zum einen die Diagnose, ob aufgrund der Form des Hüftgelenkes eine arthrotische Entwicklung möglich ist und zum anderen beim bereits arthrotischen Gelenk, ob die Form des Gelenkes für die Arthrose verantwortlich sein kann. Verlaufskontrollen erlauben eine Prognose über die weitere Entwicklung des Hüftgelenkes.

Ein sehr alter röntgenologischer Score zur Einteilung der Schweregrade einer Coxarthrose ist in der Humanmedizin der K & L-Score (KELLEGREN u. LAWRENCE 1963). Er wird auch heute noch modifiziert genutzt.

Tab. 1: Radiologische Schweregrade der Osteoarthrose nach Kellegren und Lawrence (1963)

Grad	Beurteilung	Befund
0	Normal	Keine Zeichen für Osteoarthrose
1	Verdacht auf Osteoarthrose	Keine Osteophyten, unklare Relevanz
2	Geringfügige Osteoarthrose	Osteophyten, Gelenkspalt normal
3	Mäßige Osteoarthrose	Leichte Gelenkspaltverschmälerung
4	Schwere Osteoarthrose	Ausgeprägte Gelenkspaltverschmälerung, subchondrale Sklerose

2.2.7 Operativer Zugang zum humanen Hüftgelenk

In der Humanmedizin sind verschiedene Zugänge zum Hüftgelenk, wie

- anterior
- anterolateral
- direkt lateral
- transgluteal
- posterolateral
- posterior

beschrieben.

Nach LEVINE et al. (2007) sind die Erfolgsraten nicht vom Zugang beeinflusst.

Da immer bessere kosmetische Ergebnisse, schnellere Mobilität und Belastungsfähigkeit gefordert werden, wurden zunehmend muskel- und weichtelschonende minimalinvasive Zugänge entwickelt. 2001 wurde in den USA erstmals eine Hüftprothese über einen minimalinvasiven Zugang ohne Muskelablösung implantiert.

Durchgesetzt haben sich der posteriore, der laterale und der „double incision“ Zugang.

Allerdings werden bei diesen Operationstechniken Muskulatur und Sehnen beeinträchtigt, so dass von einer „Less invasive surgery“ gesprochen wird.

2.3 Arten von Hüftendoprothesen

2.3.1 Verankerungstechniken

Ein künstliches Hüftgelenk sollte folgende Kriterien erfüllen: Dauerhafte stabile Fixation und schmerzfreie Funktion der Prothesenkomponenten. Der Materialabrieb zwischen Pfanne und Prothesenkopf sollte möglichst minimal sein.

Material, Oberflächenbeschaffenheit, Verankerungsprinzip und Prothesendesign sind die Faktoren, die die Einheilung der Prothese in den Knochen maßgeblich beeinflussen.

Das Material der Prothese sollte neben einer hohen mechanischen Festigkeit eine gute Biokompatibilität aufweisen, d.h. es dürfen keine allergenen oder toxischen Stoffe von der Prothese in den Kreislauf gelangen.

Titan zeichnet sich durch eine sehr gute Biokompatibilität aus. Es ist von einer Oxidschicht überzogen. An diese lagern sich durch Hydroxylierung körpereigene Aminosäuren an und bilden eine natürliche Adsorbatschicht. So kann es nicht zu einer Fremdkörperreaktion des Immunsystems kommen. Titan hat durch seine Mikrostruktur eine vergrößerte Oberfläche und verhält sich somit osteointegrativ.

Die Elastizität von Titan (100 GPa) ist höher als die anderer Metalle und kommt so der Elastizität der Kortikalis (18 GPa) am nächsten. Titan hat eine sehr geringe Korrosionsbereitschaft, ein geringes Gewicht und eine hohe Dauerfestigkeit (HEAD, 1995).

Da die Elastizität von Titan der von Knochen so nahe kommt, ist der „stress-shielding“ Effekt (s. 2.3.2) bei Titanprothesen geringer als bei anderen Materialien (HEAD et al. 1995).

Knochen und Prothese sind immer mechanisch miteinander verbunden und dieses Konstrukt ist umso stabiler, je besser die Verzahnung zwischen Knochen und Prothese ist.

Je größer wiederum die Berührungsflächen sind, umso besser ist die Verzahnung (MORSCHER 1987).

An der Grenzfläche zwischen Implantat und Knochen (Interface) dürfen keine Relativbewegungen vorkommen. Relativbewegungen zwischen Prothese und Implantatlager führen zur Knochenresorption und Lockerung (MÜLLER u. PERREN 1972).

Die Rauheit und Struktur der Schaftoberfläche sind insbesondere bei zementfreien Prothesen wichtig. Nicht selten sind sie mit bioaktiven Materialien, wie Calciumphosphaten, beschichtet. Dadurch soll die Bildung einer bindegewebigen Schicht zwischen Knochen und Implantat verhindert und so die knöcherne Integration verbessert werden (DIEHL et al.

2010).

Die Implantatoberflächen sind meist sandgestrahlt oder strukturiert, z.B. durch Titan-Plasmaspray-Beschichtung oder Aufbringen von Netzen oder Kugeln (SCHUH et al. 2005). Durch Einwachsen des Knochengewebes fördert die Porosität der Oberfläche die knöcherne Integration. Ideal sind Porengrößen von 100-500µm (EFFENBERGER et al. 2004).

2.3.2 Epiphysäre, metaphysäre und diaphysäre Verankerung

Die Femurkomponente einer Hüftendoprothese kann im proximalen Anteil oder im Schaftbereich des Femur verankert sein. Das Prothesendesign bestimmt, ob die Kraft meta- oder diaphysär von der Prothese in den Knochen eingeleitet wird.

Zudem ist zwischen einer zementierten und zementfreien Fixation der Prothese zu differenzieren.

Unterschieden werden Kappen- (Oberflächenersatz), Schenkelhals-, Kurzschaft- und Standardprothesen.

Der Prothesenschaft kann epiphysär verankert sein – das ist der Fall beim Oberflächenersatz. Eine Schenkelhalsprothese ist epi-metaphysär verankert. Eine Kurzstielprothese ist metaphysär verankert. Eine Prothese mit Standardstiel ist meta-diaphysär verankert und kann wiederum proximal oder distal fixiert sein. Eine Langstielprothese ist diaphysär verankert (DIEHL et al. 2010).

Die geringsten Mikrobewegungen bei Rotationsbewegungen sind bei gleichzeitiger proximaler und distaler Fixation zu registrieren (OHL et al. 1993). Eine ausschließlich proximale Verankerung ist nur geringgradig weniger stabil, während eine ausschließlich distale Verankerung zu großen Bewegungsausschlägen der Prothese im proximalen Femurbereich führt.

Bei einer dia- oder metaphysär verankerten Prothese kommt es immer zu einer mehr oder weniger ausgeprägten Entlastung im proximalen Femurbereich und zu einer reaktiven Osteopenie – das sog. „stress-shielding“. Im Falle einer Revision ist es dann oftmals schwierig, den Knochen nochmals zu nutzen (BIRKENHAUER et al. 2004). Kappen- oder Schenkelhalsprothesen sind dagegen knochensparende Modelle und im Falle einer Revision kann dann beispielsweise auch noch eine diaphysär verankerte Prothese eingesetzt werden.

2.3.3 Zementierung

Bei dieser Technik werden die Prothesenkomponenten mit Knochenzement fixiert. Der Zement füllt den Raum zwischen Prothese und Knochen aus und soll zu einer sofortigen Stabilität führen.

Der Erfolg der zementierten Prothese ist sehr von der Geschlossenheit des Zementmantels um die Prothese und von der Penetrationstiefe des Zementes im Femur abhängig. Die Zementiertechnik ist von entscheidender Bedeutung für den Langzeiterfolg des Implantates. Wichtig ist, dass die Spitze des Schaftes zentral im Femurmarkraum liegt (EDWARDS et al. 1997).

Ist der Zementmantel zu dünn, kann es zu Zementfissuren und folgend zur Lockerung des Implantates kommen (CONZEMIUS u. VANDERVOORT 2005).

Das gebräuchlichste Material ist Polymethylmethacrylat (PMMA). PMMA besteht aus einer pulverförmigen und einer flüssigen Komponente. Das Pulver enthält zusätzlich einen Initiator (Di-Benzoylperoxid), ein Röntgenkontrastmittel (z.B Zirkondioxid) und i.d.R. ein Antibiotikum (meist Gentamycin). Die Flüssigkeit enthält neben Methylmethacrylat auch eine Aktivatorsubstanz und einen Stabilisator. Während der Polymerisation härtet der Zement in einer exothermen Reaktion aus (SCHULZ 2000). Hierbei können Temperaturen bis zu 70°C entstehen.

Die hohe Temperatur, abhängig von der Expositionszeit, kann den Knochen schädigen (KRAUSE et al. 1982). Die Schwellentemperatur, bei der es zu verminderter Regenerationsfähigkeit des Knochens kommt, liegt zwischen 44 und 47°C bei einer Expositionszeit von einer Minute (ERIKSSON 1984). WYKMAN (1992) konnte durch Berieselung mit Ringerlösung die mediane maximale Zementtemperatur von 49 auf 41°C senken. Das Hitzetrauma am Knochen kann letztendlich zur Lockerung der Komponenten führen (WYKMAN 1992).

Der Zement sollte in den präparierten Knochen gegeben werden, solange er noch sehr weich ist, sodass er gut in die kleinen Poren des Knochens eindringt. Dies sorgt für eine stabile Verankerung (CONZEMIUS u. VANDERVOORT 2005).

Wichtig ist auch, dass beim Anrühren des Zementes möglichst wenig Luftblasen entstehen, die später zu Lücken im Zementmantel führen (CONZEMIUS u. VANDERVOORT 2005).

Um 1970 führte CHARNLEY den aus der Zahnmedizin bekannten Knochenzement PMMA

in der Humanorthopädie ein und etablierte das Material zur Verankerung von Endoprothesen. Schnell zeigten sich allerdings Nachteile des Knochenzementes. Viele Jahre nach Implantation einer zementierten Endoprothese kann es zur aseptischen Lockerung kommen und viele Autoren sahen einen Zusammenhang zwischen diesem Phänomen der Prothesenlockerung und dem Zement. Das PMMA unterliegt einem Alterungsprozess, verliert einen Teil seiner Elastizität und wird spröde (SCHULTE et al. 1993; NEUMANN et al. 1994; CALLAGHAN et al. 2000; KEENER et al. 2003).

Wichtig bei zementierten Hüftprothesen ist eine homogene Ummantelung der Prothese mit Zement. Die einfachste Art der Zementierung ist, den Zement in einer Schale zu mischen und mit den Fingern in kleinen Portionen in das vorbereitete Implantatlager einzubringen. Bei manueller Technik wird der Zement nicht selten ungleichmäßig angerührt und eingefüllt, so dass Blut, Spülflüssigkeit oder Luft eingeschlossen sind. Die Grenze zwischen zwei Zementportionen ist eine kritische Schwachstelle.

Die Zementiertechnik wurde deswegen immer weiter verbessert im Hinblick auf Herstellung (Mischen unter Vakuum), Zusammensetzung (Antibiotikabeimengung, Verminderung des Monomeranteils) und Applikation (Druckspülung des Knochenlagers, Einbringung des Zementes mit der Zementspritze unter ständiger Absaugung und Druck, Blocken des Markraumes im Oberschenkelschaft, Zentrierhilfen) (s. 2.3.13.1).

Schon sehr bald wurde in der Medizin die Entwicklung zementfreier Verankerungstechniken in der Endoprothetik vorangetrieben. Eine stabile Fixation einer unzementierten Endoprothese ist nach PILIAR et al. (1997) von einer stabilen Grenzschicht zwischen Implantat und Knochen abhängig.

Nachgewiesen ist ein Zusammenhang zwischen Knochenzement und aseptischer Prothesenlockerung. Weil das Polymethylmethacrylat einem Alterungsprozess unterliegt, verliert es einen Teil seiner Elastizität und wird spröde. Eine frühe septische Lockerung kann durch die lange Operationsdauer, die benötigt wird, um eine zementierte Hüftendoprothese einzubringen, begünstigt werden. Bei einer Prothesenlockerung wird eine Revisionsoperation nötig und die Prothese muss entfernt werden. Das ist bei zementierten Endoprothesen sehr schwierig und kann zudem mit Komplikationen wie Fissur oder Fraktur des Femur verbunden sein.

Deswegen wurde auch in der Veterinärmedizin die Entwicklung zementfreier Prothesenmodelle, die rein mechanisch fixiert werden, vorangetrieben, um die Implantation zu erleichtern und die Operationsdauer zu verkürzen. So ließen sich etwaige Infektionsraten reduzieren, die Liegezeit der Prothese verlängern und im Revisionsfall einfacher explantieren.

2.3.4 Form-fit

Eine Verankerung nach diesem Prinzip richtet sich nach den anatomischen Gegebenheiten des Femurmarkraumes. Diese Technik bedarf eines speziellen Implantatdesigns oder eines Kraftübermittlers in Form von Knochenzement.

Um ein Implantat der Anatomie eines Femurs anzupassen, ist computergestützt eine Spezialanfertigung herzustellen. Dies ist sowohl technisch als auch finanziell sehr aufwändig. ALDINGER begann 1987 individuelle Prothesenschäfte zu modellieren. Die röntgenologisch oder computertomographisch individuell zugeschnittenen Prothesen sollten so eine möglichst lange Standzeit garantieren.

Dies ist das Feld der Sonderendoprothetik und industriell hergestellte Endoprothesen können immer nur einen annähernden Formschluss mit dem Femurmarkraum erreichen.

2.3.5 Press-fit

Bei zementfreien Prothesen ist eine erfolgreiche Implantation von der Primärstabilität und folgenden sekundären Osteointegration abhängig.

Je größer die Oberfläche einer Prothese ist, desto ausgeprägter ist die osteoinduktive Wirkung. Eine Oberflächenvergrößerung kann makroskopisch oder mikroskopisch erreicht werden: Makroskopisch durch das Prothesendesign (hervorstehende Leisten oder Gewinde) und mikroskopisch durch eine aufgerauhte Prothesenoberfläche.

Zementfreie Prothesen müssen gut an die Form des Femurschaftes angepasst sein, weil der raumausfüllende Effekt des Knochenzementes nicht vorhanden ist (ROBERTSON et al. 1988; BÜSKEN 1992).

Scherkräfte müssen kompensiert werden, um größtmögliche mechanische Ruhe und somit eine dauerhafte Fixation der Prothese zu ermöglichen. Scherkräfte werden kompensiert, wenn zwischen Implantat und Knochen ein Druck erzeugt wird, der größer ist als die auftreffende Kraft. Die Erhöhung des Druckes zwischen Implantat und Knochen wird als Press-fit bezeichnet (MORSCHER 1987).

Bei Press-fit wird das Prinzip des Formschlusses verfolgt. Der Knochen wird so vorbereitet, dass das Implantatlager minimal kleiner ist als die Prothese. Die Prothese wird in den Knochen eingepresst.

Für die erfolgreiche Implantation ist die exakte Vorbereitung des Knochenimplantatlagers ausschlaggebend. Spezielle Markraumraspeln, die gut an das Prothesendesign angepasst

sind, sind für die Präparation des Prothesenlagers im Femurmarkraum äußerst wichtig. Der Prothesenkörper wird schrittweise in das mit Untermaß präparierte Implantatlager eingeschlagen. Dadurch verkantet sich der Prothesenkörper im Bereich zwischen Trochanter major und Trochanter minor und im Schenkelhals. Diese Verkantung führt zur Primärstabilität und ein Versagen dieser Mechanismen macht eine dauerhafte Stabilität unmöglich. Die primäre Druckkraft zwischen Knochen und Implantat wird erhöht und so werden Scherkräfte kompensiert.

Durch eine Vergrößerung der Prothesenoberfläche, beispielsweise durch poröse Beschichtung, wird das Einwachsen des Knochens gefördert (HEDLEY et al. 1982).

Risiken der Press-fit Technik sind intraoperative Fissuren oder eine Sprengung des Knochens beim Einschlagen der Prothese.

2.3.6 Press-fit - Zementierung

Bei dieser Technik wird die Prothese nach dem Prinzip des Press-fit eingeschlagen und zugleich Knochenzement verwendet.

Die Prothese ist nicht von einem geschlossenen Zementmantel umgeben. Der Zement sorgt aber dafür, dass die prothesenschaftnahe Spongiosa in der Metaphyse rigider wird.

Es ist unproblematisch, die Prothese in der Diaphyse durch Einklemmung zu fixieren. Ohne Zement ist es allerdings im metaphysären Bereich der Markraumhöhle nicht leicht, eine stabile Fixation zu erreichen, weil das Femur sehr spongiös strukturiert ist und eine deutlich geringere Steifigkeit als die Diaphyse aufweist. Deshalb ist dort nicht immer eine stabile Verbindung durch Press-fit erreichbar.

Der Zement hat bei dieser Technik keine dämpfende Funktion. Allerdings ist die thermische Belastung des Knochens geringer.

Nach DRAENERT 1997 wirkt das „cemented-press-fit“ sehr nachteilig. Der harte Knochen und das harte Implantat arbeiten wie eine Mühle, in der der weiche Knochenzement gemahlen wird. Es kommt zum Abrieb feinsten Zementpartikel.

Vorteile der zementierten Verankerung sind eine gute Primärstabilität, großflächige Haftung und Kraftübertragung, geringe Oberschenkel Schmerzen, frühe Mobilisierung und Belastbarkeit.

Nachteile der zementierten Verankerung sind Abrieb von Zementpartikeln, toxische Bestandteile der Beimischungen zum Knochenzement, aufwändige Entfernung und hohe Temperaturen bei der Aushärtung des Zementes mit Risiko der Nekrose bis hin zur Embolie.

Vorteile der zementfreien Verankerung nach DIEHL et al. (2010) sind eine kürzere Operationsdauer, keine Gewebeschädigung durch Aushärten des Zementpolymers, hohe Sekundärstabilität, weitestgehende Vermeidung intraoperativer Embolien und ein erleichterter Prothesenwechsel.

Als Nachteile sehen DIEHL et al. (2010) die schlechtere Primärstabilität, Gefahr der Schaftmigration mit konsekutiver Instabilität, fehlende Verankerungsmöglichkeit bei Knochendefekten im Revisionsfall und Schwierigkeiten bei Deformitäten (Dysplasien) des Femurs an.

Bei Hybrid-Endoprothesen wird die Pfanne zementfrei und der Endoprothesenschaft mit Knochenzement eingesetzt.

2.3.7 Indikationen für Hüftendoprothesen beim Hund

In den letzten Jahren und Jahrzehnten hat sich der totale Hüftgelenkersatz beim Hund mehr und mehr etabliert. Er ist die beste Therapiemöglichkeit für Hunde mit degenerativen und anderen schmerzhaften Hüftgelenkserkrankungen, um deren Lebensqualität zu verbessern und ihnen ein schmerzfreies Leben zu ermöglichen.

Die Anzahl der Hunde, bei denen ein künstliches Hüftgelenk eingesetzt wird, nimmt jährlich zu. Das liegt an der Häufigkeit erblich bedingter Hüftleiden, aber auch an der engen Bindung des Sozialpartners Hund an den Menschen.

Indikationen für eine Totalendoprothese (TEP) des Hüftgelenkes beim Hund sind dauerhaft schmerzhaftes Hüftgelenksdysplasien oder Coxarthrosen, nicht bleibend reponierbare Femurluxationen, fehlerhafte Femurkopfhalsresektionen, komplizierte oder nicht heilende Femurkopf- oder -halsfrakturen oder ischämische Femurkopfnekrosen (OLMSTEAD et al. 1983; PEROT 1985; DeYOUNG et al. 1992; CONZEMIUS u. VANDERVOORT 2005; JANKOVITS et al. 2011; FITZPATRICK et al. 2012).

Das Knochenwachstum sollte abgeschlossen sein. Deshalb sollten die Hunde mindestens 7 Monate alt sein (VEZZONI et al. 2010). Nach oben gibt es keine Altersbegrenzung.

Kontraindikationen für eine TEP des Hüftgelenkes beim Hund sind schmerzfreie Hüftgelenksdysplasien oder Coxarthrosen, das Vorliegen von neurologischen Ausfällen, Läsionen in anderen Gelenken, Erkrankungen innerer Organe, Stoffwechselstörungen, Infektionen oder mangelhafte Knochensubstanz (HOHN et al. 1986; BARDET u. MATIS 1990; OLMSTEAD 1995; HOLZ 2002; CONZEMIUS u. VANDERVOORT 2005).

Bei einem Deutschen Schäferhund mit degenerativer Myelopathie und schwerer Hüftdysplasie sollte beispielsweise keine TEP eingesetzt werden. Wenn eine schmerzhaftes Hüftdysplasie und ein Kreuzbandriss zugleich vorliegen, sollte zunächst der Kreuzbandriss versorgt werden (CONZEMIUS u. VANDERVOORT 2005).

Beim Hund werden auch heute noch vor allem zementierte Hüftprothesen eingesetzt.

Obwohl der Eingriff Routine ist, kommt es nach wie vor zu implantatassoziierten Komplikationen. Die häufigste Ursache für ein Prothesenversagen sind aseptische oder septische Lockerungen (OLMSTEAD 1987; MASSAT u. VASSEUR 1994; KOSFELD 1996; GERVERS 1998, PERSLOW 2001).

2.3.8 Indikationen für Hüftendoprothesen beim Menschen

Beim Menschen ist eine TEP indiziert bei schmerzhafter Coxarthrose, entzündlichen Erkrankungen (rheumatoide Arthritis, chronische Polyarthritis, Autoimmunerkrankungen etc.), Femurkopfnekrose, komplizierten Frakturen oder Frakturen nach gescheiterter Osteosynthese, Fehlstellungen und nicht gelenkerhaltend operablen Tumoren (HOLT et al. 2010).

Coxarthrosen können in eine primäre und sekundäre Form unterteilt werden. Die genaue Ursache einer primären Coxarthrose ist nicht bekannt. Angenommen werden genetische Faktoren, Fehlbelastung, steigendes Alter und Übergewicht.

Die Entstehung sekundärer Coxarthrosen wird begünstigt durch Hüftgelenkdysplasie, Arthritiden, Femurkopfnekrose oder Verletzungen.

Coxarthrosen können in verschiedene Phasen unterteilt werden: Die klinisch stumme Coxarthrose, die aktivierte (entzündete) Coxarthrose und die klinisch manifeste dekompenzierte Coxarthrose mit Dauerschmerz.

DEVITT et al. (1997) geben eine prozentuale Verteilung von Erkrankungen an, die Anlass für eine Hüftendoprothese beim Menschen sind:

34% primäre Osteoarthritis

33% rheumatoide Arthritis

18% kongenitale Fehlstellung des Hüftgelenkes

11% sekundäre Osteoarthritis (5% Trauma, 3% Epiphysenlösung des Femurkopfes,
2% tuberkulöse Infektion in der Kindheit, 1% Perthes Erkrankung)

4% ankylosierende Spondylitis

2.3.9 Zementierte Hüftendoprothesen in der Veterinärmedizin

Für den Hund wurden zunächst Hüftprothesen aus der Humanmedizin eingesetzt. Ende der 70er Jahre wurde die **Canine Richards II-Prothese** (Richards Canine II Total Hip Prosthesis, Fa Richards Medical Company, Memphis, Tennessee, USA), angelehnt an die CHARNLEY-Prothese des Menschen, entwickelt und sie wurde schnell zum meist eingesetzten Prothesentyp beim Hund. Der Schaftteil ist aus Stahl mit Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, die Pfanne aus Polyethylen. Die Prothese ist in drei Schaftgrößen und zwei Halslängen erhältlich. Die Hüftpfanne gibt es mit drei verschiedenen Außendurchmessern (12,7 mm; 15,9 mm; 19 mm) (OLMSTEAD 1987; MÜLLER 1999). 1980 veröffentlichten LEWIS und JONES eine Studie mit 20 Richards-Canine-II-Endoprothesen. Hier kam es in den ersten drei Jahren post operationem bei 10 Fällen zur Lockerung einer oder beider Komponenten, zu einer Infektion und zu zwei Luxationen. Die klinischen Ergebnisse der Canine Richards II-Prothese verbesserten sich aber bald und erreichten Erfolgsraten zwischen 85 und 95% (LEIGHTON 1979; OLMSTEAD 1987; BARDET u. MATIS 1990; MATIS et al. 1992; KOSFELD 1996, PERSLOW 2001).

Die Canine Richards II-Prothese ist seit 1992 nicht mehr auf dem Markt. Königsee Implantate (Königsee Implantate, Allendorf, Deutschland) produziert aber eine sehr ähnliche Festkopfprothese. Der Schaft ist aus Stahl und die Pfanne aus Polyethylen. Es gibt 2 Schaftgrößen und 2 Halslängen. Die Pfanne ist in 16mm und 19mm Durchmesser erhältlich.

In den folgenden Jahren entstanden verschiedene Typen und Varianten von zementierten Hüftendoprothesen für den Hund, wie die Aesculap-Endoprothese, die Mathys-Prothese, die Perot-Prothese, die Oldag-Totalendoprothese, die Bio-Medtrix-Prothese oder die Biomechanique-Prothese. Diese Endoprothesen sind z.T. Festkopfsysteme und z.T. modulare Systeme. Sie unterscheiden sich in Form, Größe, Material und Oberflächenbeschaffenheit.

Die **Aesculap-Prothese** (B. Braun Vet Care GmbH, Tuttlingen, Deutschland) hat im Gegensatz zur Richards-Canine-II-Prothese eine lateralisierte Kragenauflage. Es ist eine Festkopfprothese aus Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung und es sind zwei Schaftgrößen erhältlich. Kopf und Pfanne haben bei beiden Varianten die gleiche Größe. Die Pfanne ist bei diesem Modell aus Polyethylen und in Form einer Schnapppfanne, um die Gefahr der Luxation zu verringern. Der Pfannenrand ist verengt und der Prothesenkopf rastet in der Pfanne ein. Der Schaftteil ist deutlich gekrümmt und soll das Lockerungsrisiko minimieren. OLOFF und KÜSSWETTER (1983) setzten die Aesculap-Prothese bei sieben Polizeihunden ein und nach sechs Monaten waren alle sieben Hunde lahmheitsfrei und konnten wieder zur

Arbeit genutzt werden.

1995 veröffentlichten GUTBROD und FESTL eine Studie, in der 199 Aesculap-Prothesen implantiert wurden. Die Komplikationsrate lag bei 8%.

Die **Mathys-Prothese** (Fa. Mathys, Bettlach/Schweiz) ist eine Geradschaftprothese mit Polyethylenpfanne, bei der es vier verschiedene Schaftgrößen mit jeweils gleichem Kopfdurchmesser gibt. Der Prothesenschaft ist aus Stahl.

HUTTER und GASPAR (1989) setzten 23 Mathys-Prothesen ein und erzielten bei 20 (87%) ein gutes oder sehr gutes Ergebnis.

Die **Pérot-Prothese** (Matériel Pérot, Fa. OTI, USA) ist eine Festkopfprothese, die in drei verschiedenen Größen verfügbar ist. Der Prothesenschaft ist aus Stahl und die Pfanne aus Polyethylen. Die Pérot-Prothese hat, ähnlich wie die Aesculap-Prothese, eine retinierende Pfanne (PEROT 1985).

Bei 102 Fällen (PEROT 1985) war das Ergebnis zu 96% gut.

Die **Oldag-Prothese** (Fa. Heiland, heute HENRY SCHEIN, Hamburg) ist eine Festkopfprothese aus Cobalt-Chrom mit einer Schnapppfanne aus Polyethylen. Der Schaft ist doppelzylindrisch mit lockerungsresistenter Oberflächengeometrie.

KRÜGER (1991) erzielte damit bei 8 von 12 Hunden gute bis sehr gute funktionelle Ergebnisse.

Ende der achtziger und Anfang der neunziger Jahre kamen die ersten modularen Prothesensysteme auf den Markt – die **BioMedtrix-Prothese** und die **Biomécanique-Prothese**.

Ein Nachteil der ersten Prothesensysteme war, dass intraoperativ eine mögliche Lockerheit des künstlichen Hüftgelenkes nicht ausgeglichen werden konnte – dies ist mit der BioMedtrix Prothese möglich. Bei einem modularen System können verschiedene Kopfgrößen mit verschiedenen Schaftgrößen kombiniert werden. Auch die Halslänge kann durch unterschiedlich tief ausgehöhlte Köpfe variiert werden. Die Canine Modular Hip (BioMedtrix, Boonton, New Jersey, USA) ist als CFX (Cemented Fixation) und BFX (Biologic Fixation) auf dem Markt. Der Schaft der BFX ist in Titan und seit 1994 auch in Cobalt-Chrom erhältlich. Die BFX ist in 8 (CoCr) bzw. 9 (Titan) Größen erhältlich und die CFX in 7. Die Pfanne ist in 7 (CFX) bzw. 8 (BFX) verschiedenen Größen erhältlich. Es gibt drei unterschiedliche Kopfdurchmesser und drei verschiedene Halslängen.

EDWARDS et al. (1997) verfolgten 152 BioMedtrix-Prothesen. Die Komplikationsrate lag bei 7%.

Ein weiteres modulares zementiertes Hüftendoprothesensystem ist die Biomécanique Prothese (Fa. Biomécanique Intergrée Bioimplant, Bretigny sur Orge, Frankreich). Diese anatomisch geformte Titan-Prothese mit Polyethylenpfanne wurde von BARDET 2004 in einer retrospektiven Studie an 227 Hunden analysiert. Bei 90,3% konnten gute bis exzellente Ergebnisse erzielt werden (ALLEN 2012). Die Prothese ist in fünf Schaftgrößen erhältlich. Den Prothesenkopf gibt es in drei Außendurchmessern und vier unterschiedlich tiefen Halsbohrungen. Die Pfanne ist entsprechend den Kopfgrößen in drei Innendurchmessern (12 mm; 16 mm; 19 mm) erhältlich.

BARDET und LETOURNEL (1995) implantierten 220 Biomécanique-Prothesen und erzielten zu 96% ein gutes oder sehr gutes Ergebnis.

OLMSTEADs (2001) Erfolgsrate mit 315 BioMedtrix-Prothesen betrug 95%.

Die **Porte Prothese** (PORTE.VET, Porticcio, Frankreich) ist das Nachfolgemodell der seit 2006 nicht mehr produzierten Biomécanique-Prothese. Diese modulare Prothese besteht aus einem Titanschaft mit Cobalt-Chrom Kopf und Polyethylen Pfanne. Es existieren 7 Schaftgrößen und 5 Halslängen. Die Pfanne ist in 4 verschiedenen Innendurchmessern erhältlich (12 mm; 14 mm; 16 mm; 19 mm).

GUILLAUMOT et al. (2012) verwenden ein zementiertes modulares Hüftsystem (**Amplitude double mobilité**, Amplitude, Valence, Frankreich), aus vier Komponenten (Femurschaft, Femurkopf, Metallpfanne und Pfanneneinlage). Schaftteil und Kopf sind aus rostfreiem Stahl. Der Schaft ist in 4 Größen erhältlich. Der Durchmesser des Prothesenkopfes beträgt 15 mm und es sind 3 Halslängen einstellbar. Das dual mobility-System hat 2 mobile Grenzflächen: zwischen Kopf und Polyethylen-Pfanneneinlage und zwischen Pfanneneinlage und Metallpfanne. Dieses System soll den Bewegungswinkel vergrößern und das Risiko einer Luxation verringern.

Bei 44 von 50 Hunden (88%) waren die Ergebnisse gut bis exzellent.

2.3.10 Zementfreie Hüftendoprothesen in der Veterinärmedizin

Die wichtigste Entwicklung im totalen Hüftgelenkersatz des Hundes ist die Einführung zementfrei fixierter Systeme.

Komplikationen nach zementierter Hüftendoprothetik sind aseptische und septische Prothesenlockerung, Hüftluxation, periprothetische Femurfissur oder -fraktur (intra oder post OP), Thrombembolie (durch den hohen intramedullären Druck gelangen Luft, Fett, Knochen, Zement oder Blutkoagel ins Gefäßsystem), neurologische (N. ischiadicus, N. femoralis) oder vaskuläre Schäden (A. iliaca externa, A. femoralis) (KOSFELD 1996; GERVERS 1998; PERSLOW 2001). Zur septischen Lockerung kann es in einer frühen postoperativen Phase kommen, bedingt durch starke Traumatisierung des Gewebes, mangelnde Sterilität während der Operation, mangelnde antibiotische Versorgung prä oder post operationem oder eine lange Operationsdauer. Eine Infektion kann zu einer Osteomyelitis mit Zerstörung und Lyse von Knochen und zur Lockerung der Endoprothese führen. Der späten septischen Lockerung kann eine aseptische Lockerung zugrunde liegen. Schon kleinste Bewegungen zwischen Knochen und Implantat führen zur Reizung und lösen eine Entzündung aus. Ist zusätzlich das Immunsystem geschwächt (maligne Grunderkrankung, Diabetes mellitus, lange Kortikosteroidgaben etc), kann auf hämatogenem Wege metastasierend eine bakterielle Besiedlung und Infektion des Knochens bis hin zur septischen Prothesenlockerung erfolgen. Ist die Endoprothese gelockert, muss sie entfernt werden, wie auch alles avitale Gewebe und jegliche Zementreste. Eine solche Revisionsoperation gestaltet sich bei zementierten Prothesen meist sehr schwierig.

Einige dieser Komplikationen können durch den Einsatz von zementfreien Endoprothesen umgangen werden. Entscheidende Vorteile von nicht zementierten Hüftendoprothesen sind die kürzere Operationsdauer, weniger eingebrachtes Fremdmaterial und die ggf. bei Infektion oder anderen Komplikationen leichtere Entfernung des Implantates.

In den letzten Jahren entstanden auch in der Veterinärmedizin einige Modelle zementfreier Hüftendoprothesen. Beispiele sind hier die PCA-Prothese, die Prothese nach Schawalder, die KYON-Prothese oder die HELICA-Endoprothese. Diese Prothesen werden nach dem Press fit-Prinzip eingebracht oder geschraubt.

Die **Primärstabilität** ist das wichtigste Kriterium bei nicht zementierten Prothesen. Sie ist die Voraussetzung für eine gute Osteointegration und somit für einen lebenslangen guten Halt der Endoprothese. Die Primärstabilität ist die inverse Größe der Relativbewegungen an der Grenzfläche zwischen Implantat und Knochen, unmittelbar nach dem Einsetzen der Endoprothese. Relativbewegungen zwischen der Prothesenoberfläche und dem Knochen

>150 µm führen anstelle von Knochenbildung zur Bildung von Bindegewebe und der Knochen verbindet sich nur schlecht oder gar nicht mit der Prothese. Zu einer rigiden Sekundärstabilität kommt es nur bei einem festen Kontakt zwischen Knochen und Implantat – deshalb ist die Primärstabilität der wichtigste Faktor bei zementfreien Hüftendoprothesen. Unterschieden werden bei der Fixation einer nicht zementierten Endoprothese die Phase der Osteoinduktion, d.h. Bildung und Aktivierung von Osteoblasten, und die Phase der Osteointegration, die für die feste Verbindung zwischen Knochen und Implantat sorgt. Als Sekundärstabilität wird die inverse Größe der Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen nach den Umbauvorgängen des Knochens bezeichnet (SCHNEIDER 1995).

Die erste zementfreie Hüftendoprothese für Hunde war eine Variation der humanen porous-coated anatomic (**PCA**) hip und wurde von Howmedica (Howmedica, Inc., Rutherford, New Jersey, USA) hergestellt (HEDLEY et al. 1982). Die PCA wurde nie kommerziell auf dem veterinärmedizinischen Markt vertrieben (ALLEN 2012). Der Schaft der PCA-Prothese ist anatomisch adaptiert nach morphometrischer Analyse von 10 großwüchsigen Hunden. Der Schaft hat eine Cobalt-Chrom-Legierung und es gibt vier verschiedene Größen. Ca. 45% der Schaftoberfläche besteht aus kleinen Perlen, um die Oberfläche zu vergrößern. Die Pfanne ist außen aus Metall und hat eine Polyethylen-Auskleidung. Sie hat 3 verschiedene Durchmesser (26 mm; 28 mm; 30 mm) (MARCELLIN-LITTLE et al. 1999). Die Prothese kann zementfrei oder zementiert eingesetzt werden und es ist ein spezielles Instrumentarium erforderlich (De YOUNG 2001).

Die erste unzementierte Hüftprothese, die veterinärmedizinisch vertrieben wurde, war die **BFX** (Biologic Fixation) total hip (BioMedtrix, Boonton, New Jersey, USA). Diese Prothese besteht aus einer halslosen Femurschaftkomponente aus Cobalt-Chrom und einer Cobalt-Chrom-Pfanne mit Polyethylen-Einlage. Ein Teil des Schaftes und die Rückseite der Pfanne bestehen aus Cobalt-Chrom-Leisten, die ein Einwachsen der Komponenten in den Knochen bewirken (ALLEN et al. 2004). LISKA konnte 2004 in einer klinischen Studie gute Ergebnisse mit der BFX-Hüfte erzielen.

Eine weitere Modifikation einer unzementierten modularen Hüftendoprothese wurde 2004 von TEPIC und MONTAVON entwickelt und wird heute als Kyon hip (Kyon AG, Zürich, Schweiz) vertrieben. Die **Zurich cementless THR** verwendet transkortikale Stellschrauben, um eine sofortige Primärstabilität zu gewährleisten. Die Pfanne besteht aus einer Titanschale mit Polyethyleneinlage, die auch mit Titanschrauben fixiert wird. Die Schaftkomponente ist in 4 verschiedenen Größen erhältlich. Den Kopf gibt es in 2 Größen und bei der Halslänge sind 5 verschiedene Längen möglich. Die Pfanne hat 5 verschiedene Außendurchmesser (21,5

mm; 23,5 mm; 26,5 mm; 29,5 mm; 32,5 mm).

Nach BOUDRIEU (2004) war die erste Generation der Kyon Hüfte mit zahlreichen Komplikationen behaftet, so dass sie mehrfach modifiziert und verbessert wurde.

GUERRERO und MONTAVON (2009) konnten damit in 97% beste funktionelle Erfolge erzielen.

Die **Helica hip** (Innoplant veterinary, Hannover, Deutschland) wurde 2006 eingeführt als knochenerhaltende Option des totalen Hüftgelenkersatzes. Diese Prothese ähnelt der humanmedizinischen Spiron-Prothese. Sie besteht aus einem Titanschaft, der nach Resektion des Femurkopfes in den Femurhals geschraubt wird. Es gibt 5 verschiedene Schaftgrößen. Die Pfanne, die in 6 Größen erhältlich ist, besteht ebenfalls aus Titan und enthält eine Polyethyleneinlage (ALLEN 2012).

Die jüngste Entwicklung in der Tiermedizin ist eine Prothese zum Oberflächenersatz, der eine lange Geschichte hat und stetig verbessert wurde. Gern werden dazu heute Metall-Metall-Gleitpaarungen aufgrund des geringen Partikelabriebs genutzt (MONT et al. 2006). Für die Humanmedizin, mehr als für die Tiermedizin, vorteilhaft ist das knochensparende Einsetzen.

Die **Bionic-Hüfte** (Bionic Hip Resurfacing System; Securos, Fiskdale, Massachusetts, USA) ist ein Oberflächenersatz für den Hund und wird momentan klinisch getestet.

Vorteile des Oberflächenersatzes in der Veterinärmedizin sind: Knochenerhaltender Einsatz (es kann gegebenenfalls später eine andere Endoprothese eingesetzt werden), kürzere Operationszeiten, schnellere postoperative Erholung, geringeres Risiko einer Luxation oder Femurfraktur. Allerdings ist eine Oberflächenersatzprothese schwer bei hgr. dysplastischen Hüften einzusetzen (ALLEN 2012).

Die **AGILEGRO-Endoprothese** (AGILITY MedizinTechnik, Leichlingen, Deutschland) ist eine zementlose Oberflächenersatzprothese für den Hund. Sie besteht aus Kopfkronen, Schenkelhalsschraube und Pfanne. Alle Komponenten sind aus Cobalt-Chrom und Pfanne und Kopfkronen sind in 3 Größen erhältlich. BONIN et al. (2011) untersuchten die Prothese an 13 Hunden in einer ersten Kurzzeitstudie. Ein Tier verstarb postoperativ an einer Embolie, bei vier Hunden lockerte sich die Prothese und bei fünf war das Ergebnis gut.

2.3.11 Zementierte Hüftendoprothesen in der Humanmedizin

Erste Versuche, einen künstlichen Ersatz für arthrotisch veränderte Gelenke zu entwickeln, gab es bereits im 19. Jahrhundert durch Themistokeles Gluck. Er ersetzte einen zerstörten Femurkopf durch eine Kopf-Schaft-Konstruktion aus Elfenbein. Diese Prothese fixierte er mittels Schrauben und einer Art „Knochenzement“ aus Kolophonium, Bimsstein und Gips. Allerdings waren diese Versuche aufgrund hoher Infektionsraten nicht erfolgreich (GLUCK 1890).

In dieser Zeit wurden auch sog. „Interpositionsarthroplastiken“ des Hüftgelenkes entwickelt. Man brachte z.B. Silber oder Goldfolie zwischen die teilresezierten Gelenkflächen ein. Außerdem wurden autogene Interponate (Muskulatur, Gelenkkapselanteile, Haut) eingesetzt. In der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurden die Entwicklungen weitergeführt u.a. durch Smith-Petersen („mould arthroplasty“, Kunststoff- bzw. Metallinterponat über dem Hüftkopf), Moore (Schenkelhalsnagel mit Vitalliumkopf) (SMITH-PETERSEN 1948), den Brüdern Judet (Schenkelhalsnagel mit Acrylkopf) (JUDET u. JUDET 1950), Thompson (Kopf-Schaft-Prothese aus Vitallium) (THOMPSON 1952), Urist (Metallacetabulum) (URIST 1957) und Wiles (erste Endoprothese aus Metall) (WILES 1958). All diese Systeme konnten sich wegen vieler Rückschläge nicht etablieren, vor allem durch abriebbedingte aseptische Lockerungen und Infektionen.

Insgesamt wandelte sich die „Interpositionsarthroplastik“ zur „Resektionsarthroplastik“ – d.h. Femurkopf /-hals werden entfernt. Bei den ersten dieser Prothesen bewegte sich der metallische Femurkopf im originären Acetabulum. In den 1950er Jahren ersetzten McKee und Farrar sowohl den Femurkopf als auch das Acetabulum mit Metallprothesen (Metall-Metall-Gleitpaarung).

Haboush setzte 1953 erstmals Polymethylmethacrylat (PMMA) zur Fixierung der Prothesenkomponenten ein. PMMA war zu dieser Zeit bereits in der Zahnmedizin verbreitet. Sir John Charnley etablierte in den frühen 1960er Jahren die zementierte Hüftendoprothese und die Zementierung wurde zum Goldstandard. Femur- und Pfannenkomponente wurden mit PMMA fixiert. BUCHHOLZ führte 1970 die Verbindung von Knochenzement mit Antibiotika ein, wodurch die Infektionsrate von Endoprothesen deutlich reduziert werden konnte. Charnley beschreibt erstmals die Kombination eines harten und eines weichen Gleitpartners (DIEHL et al. 2010). Durch das sog. Low-Friction-Prinzip konnte der Abrieb und somit die Zahl der aseptischen Lockerungen deutlich reduziert werden. Anfangs war die Pfannenkomponente aus Polytetrafluorethylen. Allerdings wies dieses Material einen starken Partikelabrieb auf und bald entwickelte sich das Polyethylen zum Goldstandard als Material für die acetabuläre Komponente (DEVITT et al. 1997). Man hatte erkannt, dass es nötig war

eine möglichst reibungsarme Gleitpaarung zu finden, um die Lockerungsrate weiter zu senken.

Charnley führte außerdem Standards der aseptischen Operationstechnik im Bereich der Endoprothetik ein und konnte so die Zahl der Infektionen deutlich reduzieren (CHARNLEY 1964).

Die **Charnley-Prothese**, mit Pfanne und Schaft aus rostfreiem Stahl, setzte sich durch und verbreitete sich weltweit.

Um 1970 führte der Franzose Boutin Keramik (Aluminiumoxid) als neuen Werkstoff für Hüftkopf und Pfanne ein und so konnte der Reibungskoeffizient weiter gesenkt werden. Keramik hat die niedrigste Abriebrate aller bekannten Materialien in der Endoprothetik (BOUTIN 2000).

Heute werden weltweit jährlich mehr als eine Million Hüftendoprothesen implantiert und davon mehr als 150.000 in Deutschland (DIEHL et al. 2010).

Maurice E. Müller entwickelte vor ca. 30 Jahren eine zementierte Geradschaftprothese. Die **Müller-Prothese** (Fa. Zimmer) kommt in ihrer Form der Form des Femur sehr nahe und hat somit einen Selbstverblockungseffekt (www.zimmergermany.de).

Angelehnt an dieses Modell wurde der unzementierte Avenir-Müller Schaft entwickelt. Diese Geradschaftprothese mit Titanlegierung hat eine Hydroxyapatitschicht, die für eine stabile Sekundärfixation sorgen soll. Die Oberfläche wird durch im proximalen Schaftbereich horizontal und im distalen Schaftbereich vertikal verlaufende Rillen vergrößert.

Die **Omnifit-Prothese** (Osteonics, Allendale, New Jersey, USA) ist ein Modell, das als Hybrid-Prothese eingesetzt wird. Der Schaft wird zementiert und mit einer nicht-zementierten Pfanne kombiniert. Der Schaft hat eine raue Oberfläche (30-40 microinches) und eine Makrostruktur, die die Fläche zwischen Prothese und Zement vergrößert. Der Schaft ist aus Cobalt-Chrom (RASQUINHA et al. 2003).

2.3.12 Zementfreie Hüftendoprothesen in der Humanmedizin

Nach Einführung der Zementiertechnik führten Versagen des Zementmantels und Hitzenekrosen durch hohe Aushärtungstemperaturen des Polymers weiterhin zu relativ hohen Raten an aseptischen Lockerungen und Osteolysen (HOLT et al. 2007).

So strebte man Ende der 1970er Jahre eine Verbesserung der Zementiertechnik an und verfolgte intensiv das Ziel der zementfreien Implantatfixation (HOLT et al. 2007).

Durch Modifikationen der Oberflächenstruktur der Prothesen versuchten die Entwickler eine optimale Verzahnung und Verbindung des Implantates mit dem Knochen zu erreichen.

Mittelmeier zeigte 1969 als einer der ersten die Bedeutsamkeit der Implantatoberflächenvergrößerung und entwickelte die sog. Tragrippenprothese (**Autophor-Prothese**). Der Stamm hatte mehrere quer verlaufende Tragrippen (MITTELMEIER 1974).

Die Autophor-Prothese stand am Anfang der Ära der zementfreien Endoprothetik.

William Harris und Jorge Galante entwickelten in den 80er Jahren eine Prothese mit Titanfasern, die **Harris-Galante** Prothese (DIEHL et al. 2010).

In einer Studie von MARTELL et al. (1993) mussten von 121 Prothesen 5 revidiert werden.

CLOHISY und HARRIS veröffentlichten 1999 eine Studie, in der 15 von 77 (19%) Femurkomponenten der Harris-Galante Prothese revidiert werden mussten wegen aseptischer Lockerung, Osteolyse oder Fraktur.

Seit 1977 ist die **Anatomic Medullary Locking (AML)** Prothese (Fa. DePuy) auf dem Markt. Es handelt sich um eine diaphysär verankerte Prothese mit poröser Oberfläche. Die Porengröße beträgt 0,2-0,25 mm (KIM u. KIM 1994).

In einer Studie von NERCESSIAN et al. aus dem Jahr 2001 wurden AML Prothesen bei 52 Patienten retrospektiv untersucht. Die Studienzeit betrug im Mittel 10,5 Jahre. Vier Prothesen wurden revidiert. Je eine wegen aseptischer Lockerung der Pfanne und anhaltender Schmerzen und zwei wegen massiver Osteolyse im proximalen Femurbereich. Diese Prothese wurde stetig weiterentwickelt und verändert.

Der **Zweymüller-Hüftprothesenschaft** (Fa. Endoplus) ist ein konischer Geradschaft mit rechteckigem Querschnitt. Durch diese Form wird der Markraum des Femur nicht vollständig ausgefüllt. Dadurch bleiben Teile der inneren Blutgefäßversorgung erhalten. Das ist für das Einheilen der Prothese wichtig. Der Zweymüller-Hüftprothesenschaft ist aus einer Titan-Schmiedelegerung und wird zementfrei implantiert. Die Zweymüller-Prothese wird seit 1979 eingesetzt (www.zweymueller.at).

1986 wurde der SL-Schaft („stepless“) eingeführt. Stufenlos nehmen mit zunehmender Prothesengröße die Länge und Dicke des Schaftes zu. Der sog. Alloclassic Schaft der 2. Generation wurde 1986 bis 1992 hergestellt. 1992 wurde der SL-PLUS Schaft entwickelt. Eine weitere Entwicklung war der MIA-Schaft zur knochenschonenderen Implantation (BRANDENBERG u. STEIGER 2012). 2003 wurde ein lateralisierender Schaft zur Versorgung von Hüftengelenken mit speziellen anatomischen Gegebenheiten eingeführt. Die Zweymüller-Schäfte gibt es mit Hydroxylapatitbeschichtung und unbeschichtet. In klinischen Studien wurden mit der Prothese gute Ergebnisse erzielt (KUTSCHERA et al. 1993; HUO et al. 1995; DELAUNAY u. KAPANDJI 1996; SUCKEL et al. 2009).

Die **Lord-Prothese** (Benoist Girard, Bagneux, France) hat einen Stamm mit aufgerauter Oberfläche. Die Textur ist gröber als bei anderen Prothesen. Die Oberfläche ist eine Cobalt-Chrom-Legierung. Die Körner der Oberflächenbeschichtung haben Größen zwischen 0,5 und 1,5 mm. Die Prothese ist erhältlich als Festkopf- und modulares System. Der Stamm wird in 4 verschiedenen Durchmessern geführt (11, 13, 15, 18 mm). Bei dem Stamm mit 11 mm Durchmesser beträgt die Größe der Körner 0,5 mm. Bei allen anderen Stämmen haben die Körner einen Durchmesser von 1,5 mm (KEISU et al. 2001). Der Abstand zwischen den Kügelchen beträgt 0,5 mm (GRANT u. NORDSLETTEN 2004).

Eine seit 20 Jahren etablierte Kurzschaftprothese mit meta-diaphysärer Verankerung ist die **Mayo-Prothese**. Zu den neueren in Deutschland verwendeten Modellen zählen die zementfreie **ESKA-CUT Prothese** (Fa. ESKA Implants, Lübeck) und die METHA-Prothese (Fa. Aesculap). Die **METHA-Prothese** gibt es mit verschiedenen Prothesenhälsen (130°, 135°, 140°) – wodurch individuell auf mögliche Gliedmaßenfehlstellungen Rücksicht genommen werden kann.

Bei Implantation der CUT-Prothese wird eine möglichst proximale Verankerung angestrebt. Der Femurkopf wird direkt am Übergang Kopf-Hals abgesetzt. Das Implantat ist so geformt, dass es zu einer Abstützung an der lateralen Kortikalis unterhalb des Trochanter minor kommt. Der Prothesenschaft ist aus einer Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung gefertigt und die Oberfläche hat bis auf die Prothesenspitze eine Gitternetzstruktur (Spongiosa Metal II, Porendurchmesser 0,5-2 mm). Die CUT-Prothese besteht aus Prothesenkörper, Schenkelhalsadapter und Prothesenkopf. Der Schenkelhalsadapter kann in jeder beliebigen Einstellung befestigt werden, wodurch eine sehr gute Luxationsstabilität erreicht werden kann.

In einer Studie von ISHAQUE et al. (2009) brachte die CUT-Prothese keine zufriedenstellenden Ergebnisse. Nach 8 Jahren mussten von 82 Prothesen bereits 31 Wechseloperationen vorgenommen werden.

Die **NANOS-Prothese** ist eine Kurzschaftprothese, die schenkelhalserhaltend eingesetzt wird. Die Prothese ist in 10 verschiedenen Größen auf dem Markt. Das Grundmaterial ist eine Titanlegierung. Der Schaft ist mit einer osteokonduktiven Titan-Plasma-Oberfläche beschichtet. Diese Rauigkeit bringt Oberflächenvergrößerung und eine gute Primärstabilität. Eine zusätzliche Calciumphosphat-Schicht beschleunigt die ossäre Integration. Die Prothesenspitze ist hochglanzpoliert. Das verhindert ein distales Einwachsen der Prothese und minimiert das Risiko von chronischem Oberschenkelbeschmerz.

In verschiedenen Studien konnten mit der NANOS-Prothese gute klinische Ergebnisse erzielt werden (FUCHS 2006; ETTINGER 2011).

In der Humanmedizin ist ein wichtiges Merkmal die möglichst lange Standzeit einer Hüftendoprothese. Gerade junge Patienten haben mit mindestens einem Revisionseingriff zu rechnen. Aus diesem Grund wurde die Schenkelhalsprothese entwickelt. Vorteile sind, dass der Oberschenkelhals (einer der stabilsten Abschnitte des Femurs) nicht entfernt wird. Außerdem kommt es beim Einsetzen einer Schaftprothese immer zu einer Entlastung des proximalen Femurbereichs und zu einer reaktiven Osteopenie („stress-shielding“). Bei einem Revisionseingriff ist dann der proximale Femurabschnitt nicht mehr gut verwendbar für eine erneute Prothesenverankerung. Bei einer Schenkelhalsprothese wird das Implantat in der stabilen Oberschenkelhalsregion verankert. Zum „stress-shielding“ kommt es nicht, so dass im Revisionsfall problemlos eine konventionelle Schaftprothese eingesetzt werden kann (BIRKENHAUER et al. 2004).

Die **IMAGE Prothese** (Fa. Smith and Nephew) ist eine zementfrei zu implantierende, anatomisch geformte Geradschaftprothese mit Titanlegierung. Die Prothese wurde mit dem Ziel der proximalen Krafteinleitung entwickelt, um das „stress-shielding“ am proximalen Femurabschnitt zu vermeiden. Das Design der Prothese wurde anhand von computertomografischen Analysen des Femurs entwickelt und es gibt eine Variante für rechts und links. Der proximale Anteil der Prothese ist mit Hydroxylapatit beschichtet, die distale Schaftspitze abgerundet und poliert.

In einer Studie von LORENZ et al. (2010) zeigte sich eine deutliche Reduktion des „stress-shieldings“ in Form einer geringeren distalen Kortikalishypertrophie.

Der **Taperloc-Schaft** (Fa. Biomet, Berlin) hat eine flache, konisch Keilgeometrie. Er kann zementiert oder zementfrei eingesetzt werden, mit dem jeweils gleichen Instrumentarium. Es sind 11 Schaftgrößen und 7 verschiedene Halslängen erhältlich. 50% der Schaftoberfläche sind porös beschichtet. Es wird eine puderförmige Titanlegierung appliziert.

In einer Studie von McLAUGHLIN (2000) mussten in einem Zeitraum von 8 bis 13 Jahren 2 von 108 Taperloc Schaftkomponenten revidiert werden.

Die **Spironprothese** ist eine zementfreie Schenkelhalsprothese mit Titanlegierung. Diese Prothese wird in den Oberschenkelhals geschraubt und zeichnet sich durch eine hohe Primärstabilität aus. Das Gewinde führt zu einer Oberflächenvergrößerung, die von Vorteil für die Osteointegration ist. Die Prothese hat einen 12/14 mm Konus und kann mit verschiedenen Köpfen / Pfannen kombiniert werden (BIRKENHAUER et al. 2004).

Heute sind viele Prothesen modular aufgebaut. D.h. sie bestehen aus Prothesenstiel, Hüftkopf (z.B. aus Keramik), Pfanne (z.B. Schraubpfanne aus Metall) und Pfanneneinlage (z.B. aus Polyethylen). Bei Verschleiß oder rezidivierender Luxation können gezielt einzelne Komponenten ausgewechselt werden. Die Modularität erlaubt bereits intraoperativ eine gezielte Ausrichtung der Prothesenkomponenten (DIEHL et al. 2010).

Ein Beispiel für eine modulare Hüftprothese ist das **Helios-Hüftprothesensystem** (Fa. Biomet, Berlin). Die Prothese besteht aus einem Schaftteil, der einem Marknagel ähnelt und einem Kopfteil, jeweils aus einer Titanlegierung. Die Prothese wird zementfrei implantiert. Der Kopfteil ist in zwei Ausführungen („Standard“ und „Revision“) und in jeweils fünf Längen erhältlich. Das Modell „Revision“ hat Löcher für das Einbringen von Drahtcerclagen. Der Kopfteil hat eine sandgestrahlte Oberfläche und wird nach dem Press fit-Prinzip fixiert. Die Schaftkomponente ist in fünf verschiedenen Längen und sechs verschiedenen Durchmessern erhältlich. Ab einer bestimmten Länge haben die Schäfte distal zwei Löcher. Eines der Löcher ist zur dynamischen und eines zur statischen Verriegelung vorgesehen (THÜMLER et al. 2005).

Es gibt in der Humanmedizin verschiedene **Oberflächenersatz-Prothesen**. Der Femurkopf wird lediglich bearbeitet, aber nicht entfernt, und mit einer Metallkappe überkront. Solche Systeme werden bevorzugt bei jungen Patienten angewendet, da der knochensparende Eingriff günstige Voraussetzungen für eine etwaige Wechseloperation und gegebenenfalls eine diaphysäre Verankerung schafft.

In den 1970er Jahren entwickelte Wagner eine „Schalenprothese für das Hüftgelenk“. Zunächst wurde bei der „Wagner-Kappe“ eine femorale Komponente aus Metall mit einer Polyethylen-Pfanne kombiniert.

Beim Oberflächenersatz konnten in den 1970er und 1980er Jahren gute Frühergebnisse erzielt werden. Allerdings waren die Langzeit-Revisionsraten (WAGNER 1978) sehr hoch. Ursache des Prothesenversagens war in vielen Fällen ein rapider Verschleiß des Polyethylens und in Folge dessen eine aseptische Lockerung. Ungeeignete Gleitpaarungen

und nicht optimale Platzierung der Prothese wurden als Ursache für schlechte Langzeitergebnisse gesehen (SCHUH et al. 2008). Durch die „Wiederentdeckung“ der Metall-Metall-Gleitpaarung bekam der Oberflächenersatz einen neuen Stellenwert in der Hüftendoprothetik.

1969 führte Boutin Keramik als Werkstoff in die Endoprothetik ein (BOUTIN 2000).

Die **ASR (Articular Surface Replacement)** der Firma DePuy Orthopaedics Ltd. wurde 2010 vom Markt genommen, weil es zu viele Revisionseingriffe gab. Es kam zu einem massiven Abrieb bei der Metall-Metall-Gleitpaarung bei dieser Cobalt-Chrom-Prothese. 12% der erstoperierten Menschen mussten sich einer Revisionsoperation unterziehen (www.durom-hueftprobleme.de).

Die **Hüftkappenprothese nach McMinn** (Birmingham Hip Replacement, BHR) (Smith & Nephew Ltd.) kam 1997 auf den Markt. Es handelt sich um einen Oberflächenersatz aus Cobalt-Chrom. Die McMinn-Prothese ist das am häufigsten implantierte resurfacing (www.smith-nephew.de).

TREACY et al. (2005) erzielten sehr gute klinische Ergebnisse mit 144 Implantationen. Innerhalb von fünf Jahren kam es zu zwei Infektionen und einem Prothesenbruch. Das deckt sich mit den Angaben von BACK et al. (2005) mit einer guten bis exzellenten Erfolgsrate von 97% bei 230 Patienten. Eine Pfanne musste wegen aseptischer Lockerung revidiert werden und eine Femurhalsfraktur wurde erfolgreich konservativ behandelt.

Die **ReCap** (Biomet Inc.) Prothese ähnelt der BHR sehr. Auch sie ist ein Oberflächenersatz und eine Metall-Metall-Gleitpaarung von Femurkopfkappe und Pfanne. Die Hüftkappe ist in 12 verschiedenen Größen (zwischen 38 und 60 mm) erhältlich (www.biomet.de).

Das **Bionik-System** (BS) der Firma ESKA Implants GmbH & Co ist ein modulares Oberflächenersatz-System aus einem Metallsockel, Inlay und Femurkappe. Die Pfanne (Metallsockel) wird nach dem Press fit-Prinzip fixiert und ist in einer Variante mit zusätzlichen Schrauben erhältlich. Das Inlay gibt es in Metall, Keramik und UHMWPE. Die Femurkappe ist mit Metall- oder Keramik-Überzug erhältlich. So sind verschiedene Gleitpaarungen möglich (ESKA Genius Hüft-System, 2006).

Die Oberflächenersatzprothesen **Conserve Plus** (Wright Medical Technologies Inc.), **Cormet** (Corin Medical Ltd.), **DUROM** (Zimmer Inc.), **ICON OEP** (IO International Orthopaedics Holding GmbH) und **ADEPT** (Finsbury Orthopaedics Ltd.) sind Metall-Metall-Gleitpaarungen aus Pfannenkomponente und Femurkappe.

In Tabelle 2 ist die Zahl implantierter Oberflächenprothesen und die der Revisionen nach dem Jahresbericht der „Australian National Joint Registry“ 2006 aufgeführt.

Tab. 2: Zahl implantierter Oberflächenprothesen und Revisionshäufigkeit

Oberflächenersatzprodukt	Gesamtzahl	Anzahl Revisionen
ASR	503	18 (3,6%)
Adept	19	0 (0,0%)
BHR	5799	126 (2,2%)
Conserve Plus	48	2 (4,2%)
Cormet 2000	333	14 (4,2%)
Durom	423	12 (2,8%)
Recap	41	2 (4,9%)

Die **Druckscheibenendoprothese** (Abb. 3) ist metaphysär verankert. Sie wurde 1978 erstmals eingesetzt und seit 1992 wird das Modell der dritten Generation auch in Deutschland implantiert.

Bei diaphysär verankerten Prothesen wird der proximale Femuranteil entlastet, was zum sog. Phänomen des „stress-shielding“ führt. D.h. es kommt zu Knochenumbau- und –abbauvorgängen und schließlich kann das zur Implantatlockerung führen. Insbesondere bei jüngeren Patienten ist dieses Phänomen besonders problematisch (KUMMER 1995).

1976 entwickelten Jacob und Huggler die Druckscheibenprothese, die sie derart konstruierten, dass sie so weit wie möglich „das Ausmaß und die Richtung der physiologischen Spannungsverteilung im Femur erhält“.

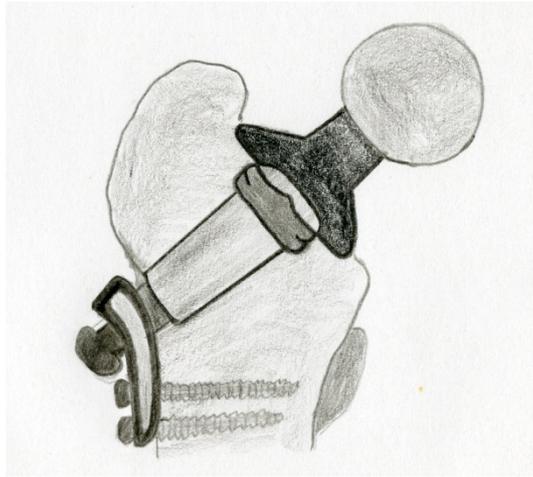


Abb.3: Druckscheibenprothese.

Wesentlicher Bestandteil dieser zementfrei fixierten Prothese ist die Druckscheibe. Der Femurkopf wird reseziert und die Druckscheibe liegt dem Femurhalsstumpf auf. Die Kraftübertragung erfolgt also auf die Kortikalis des Femurhalsstumpfes. Die Druckscheibe hat eine zentrale Öffnung, die den Dorn aufnimmt. Der Dorn trägt den Prothesenkopf und wird lateral über eine Lasche mit zwei Kortikalisschrauben monokortikal mit dem Femur verschraubt. MENGE (2000) erzielte damit gute klinische Ergebnisse.

Da die Druckscheibenprothese anfangs nur in wenigen Größen erhältlich war, wurde sie zur **Zugankerprothese nach Nguyen** (Abb. 4) weiterentwickelt. Sie hat einen sehr kurzen Stamm mit zentraler Bohrung. Die Prothese wird über einen Schraubbolzen lateral mit der Kortikalis des Os femoris verschraubt. Die Prothese war anfänglich mit Hydroxylapatit und später mit Titanplasma spray beschichtet. Trotz vergleichbarer Ergebnisse wie bei der Druckscheibenprothese, konnte sich die Zugankerprothese nicht durchsetzen (KERN 1998). Als die Druckscheibenprothese auch in kleineren Größen angeboten wurde, verschwand die Zugankerprothese weitestgehend. Die Druckscheibenprothese kommt der alleinigen metaphysären Verankerung näher.

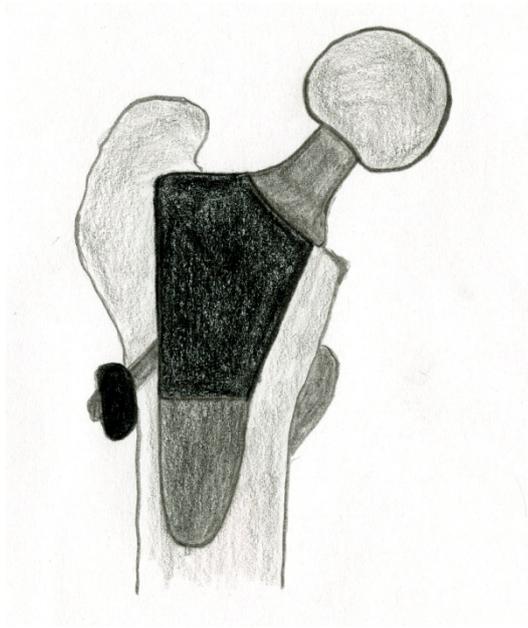


Abb. 4: Zugankerprothese.

Im Literaturteil der vorliegenden Schrift sind nur einige Endoprothesentypen beschrieben, um jeweilig Funktionsprinzipien darzustellen.

2.3.13 Entwicklungen in der Endoprothetik

2.3.13.1 Zementiertechniken

Die von CHARNLEY entwickelten Zementiertechniken der ersten Generation beinhalteten den Erhalt des randständigen spongiösen Knochenlagers und die Zementeinbringung unter Druck durch manuelles Einstopfen („thumbing“) von proximal nach distal (antegrad). Schlechte Zementierungen mit dieser Technik führen zu radiologischer und ggf. auch klinischer Lockerung (BREUSCH et al. 2000).

Durch einen sog. **Markraumstopper** wird der diaphysäre Femurmarkraum knapp unterhalb des Bereiches der distalen Prothesenspitze verblockt. Die Zementsäule kann nicht tiefer rutschen. Außerdem wird der intramedulläre Druck beim Einbringen des Zementes erhöht und so ist eine Verbesserung der Zementpenetration in das knöcherne Lager gegeben (BREUSCH et al. 2000).

Über ein **Entlüftungsloch** distal im Femur können beim Einbringen des Zementes, bzw. der Prothese, Blut, Luft, Flüssigkeitsreste oder Spongiosapartikel entweichen. Das Risiko einer Embolie wird dadurch reduziert.

Um das Risiko von Zementmanteldefekten distal im Markraum – das bei der anterograden Zementeinbringung gegeben ist – zu minimieren, wurde die Technik der **retrograden Zementapplikation** entwickelt. Der Zement wird von distal nach proximal in den Schaft gespritzt (BREUSCH et al. 2000).

RICE et al. (1998) verglichen die manuelle Zementeinbringung mit der Spritzmethodik und konnten zeigen, dass so die Porengröße und –dichte im Zementmantel signifikant reduziert werden kann.

Um eine bessere Zementverzahnung zu erreichen, kann der **Zement unter Druck** mit Zementierhilfen, die den Femurmarkraum proximal temporär abdichten („high-pressurising technique“) eingebracht werden. Bluteinschlüsse im Zement werden verhindert (BREUSCH et al. 2000).

Bei der **Vakuumzementiertechnik** wird über einen Schlauch mit Vakuumpumpe distal im Femurschaft ein Vakuum im Femurmarkraum hergestellt. Die Pumpe saugt Luft, Blut und Spongiosapartikel ab, wenn der Zement eingebracht wird. So wird der Knochen-Zement-Kontakt verbessert und das Risiko der Embolie gemindert (MASSAT u. VASSEUR 1994).

Optimiert werden kann die Zementverzahnung durch die pulsierende Druckspülung (**Jet-Lavage**), die der Spritzenspülung deutlich überlegen ist (BREUSCH et al. 2000).

Durch eine adäquate Knochenspülung können Raspeldebris und Knochenmark gut entfernt werden.

WIRTZ et al. (2001) konnten an „fresh-frozen“-Leichenfemora zeigen, dass mit Anwendung der Jet-Lavage die Zementverteilungsfläche im periprothetischen Knochenlager signifikant vergrößert wird.

Und auch BREUSCH et al. (2001) belegen, dass die Jet-Lavage in vitro und in vivo einen wesentlichen Einfluss auf eine verbesserte Penetrationstiefe von Knochenzement in das angrenzende Knochenlager hat. Aus zementiertechnischer Sicht und auch wegen der Reduktion des Fettembolierisikos sollte die Jet-Lavage beim Zementieren der Prothese genutzt werden.

Bei der **Vakuummischtechnik** wird der Knochenzement luftfrei angemischt, um Lücken im Zementmantel zu vermeiden.

Porositäten im Knochenzement können zur frühen Lockerung einer Prothese führen (JAMES et al. 1993). GEIGER et al. (2001) zeigten, dass die Vakuummischtechnik des Knochenzementes zwar zu einer Reduktion der Porositäten führt, nicht aber zu einem mechanisch festeren Sitz der Endoprothese.

Durch **Zentralisieraufsätze** soll erreicht werden, dass die Prothese zentral im Femurmarkraum sitzt und gleichmäßig vom Zementmantel umgeben ist.

Bei zementierten Hüftprothesen mit Zementiertechnik der 1. Generation werden 3-16% revidiert und in 7-30% kommt es zu einer Prothesenlockerung, bei der 2. werden 1-5% revidiert und es lockern sich 3-8% und bei der 3. werden bis zu 15% revidiert und es lockern sich bis zu 15% (SANFILIPPO u. AUSTIN 2006).

2.3.13.2 Minimalinvasiver Operationszugang

Seit einigen Jahren werden weichteilschonende, minimalinvasive oder „less-invasive“ Zugänge in der Hüftendoprothetik genutzt. Minimalinvasive Hüftgelenkchirurgie bedeutet nicht nur einen kleineren Hautschnitt, sondern maximale Weichteilschonung ohne unnötiges Ablösen von Muskel- und Sehnenansätzen, beispielsweise am Trochanter major (WEBER et al. 2013). Minimalinvasivität zeichnet sich durch muskelschonende Präparation beim Zugang und den Einsatz von entsprechenden Spezialinstrumenten aus.

Die Vorteile sind: geringerer intraoperativer Blutverlust, verkürzte Operationszeit, verringerte Schmerzen und frühere Funktionalität.

Nachteile minimalinvasiver Operationsverfahren sind ein reduziertes Sichtfeld und die erforderlichen weitaus teureren Spezialinstrumente. Abgesehen davon ist der Schwierigkeitsgrad hoch, sodass dieses Vorgehen sehr erfahrenen Chirurgen vorbehalten bleibt.

Im Hinblick auf Komplikationen (Infektion, Fraktur, tiefe Beinvenenthrombose, Luxation oder aseptische Lockerung) ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zu herkömmlichen Operationszugängen (REININGA et al. 2010).

2.3.13.3 Operationscomputer oder -roboter

Computerassistierte Operationsverfahren machen es möglich, die dreidimensionale Stellung der Einzelkomponenten der Endoprothesen zu kontrollieren.

Es gibt zwei Systeme in der computerassistenten Chirurgie: Freihand-Navigationssysteme und Robotersysteme. Robotersysteme sind aktiv, d.h. der Roboter führt selbstständig Schritte im Operationsverlauf aus. Der Arbeitsvorgang wird damit präzise anhand von CT- oder MRT-Bildern geplant. Computergesteuerte Navigationssysteme sind passiv. Der Chirurg positioniert freihändig Instrumente, die vermessen und auf einem Monitor dargestellt werden (MÜNST 2002).

Bei der „bildbasierten“ Navigation dient eine präoperative Computertomografie oder eine intraoperative Fluoroskopie als Basis der Berechnungen.

Diese Vorgehen wurden zu „bildfreien“ Navigationssystemen weiterentwickelt. Sie benötigen keine prä- und intraoperative Röntgenstrahlung. Von einer Spezialkamera werden Infrarotsignale abgegeben und von Markern an Patient oder Operationsinstrumentarium zurückreflektiert.

So lassen sich beispielsweise Pfannenstellung oder Beinlänge intraoperativ optimieren. Anfangs wurden bei dieser Technik Pins mit Markern in den Knochen eingebracht, was zu Komplikationen führen kann („Pinmorbidity“).

Eine Weiterentwicklung in diesem Bereich ist die femoral-pinfreie Navigation, bei der die Marker nicht-invasiv gesetzt werden.

Ein Nachteil dieser neuen Technik ist, dass die Genauigkeit der Messungen auf den vom Chirurg definierten Messpunkten beruht. Dieses Verfahren ist bei adipösen Patienten schwierig bis unmöglich.

Ziel ist eine anatomisch und funktionell korrekte Implantation der Pfanne und eine korrekte Positionierung des Prothesenschaftes bezüglich Höhe (Beinlänge) und Offset (Vermeidung einer Seitverschiebung der Gliedmaße nach innen oder außen).

Da die aktiven Systeme spezielle Operationsschritte selbständig durchführen, werden sie auch als Operationsroboter bezeichnet. Sie stehen aber während der gesamten Operation unter Aufsicht des Chirurgen (DiGIOIA et al. 1998).

Die bekanntesten Operationsroboter sind der amerikanische ROBODOC (Fa. Integrated Surgical Systems) und der deutsche CASPAR (Fa. Ortho Maquet).

2.4 Komplikationen

2.4.1 Komplikationen in der Veterinärmedizin

Beim Einsetzen zementierter Hüftendoprothesen beim Hund kommt es nach wie vor zu Komplikationen. Sie sind aber, ebenso wie in der Humanmedizin, deutlich seltener geworden.

In den 80er Jahren sind Komplikationsraten zwischen 20% (OLMSTEAD et al. 1983; BARDET u. MATIS 1990) und 80% (LEWIS u. JONES 1980) beschrieben. Seit den 90ern sind Raten zwischen 3,8% (OLMSTEAD 1995) und 36,6% (MATIS et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; BARDET u. LETOURNEL 1995; GUTBROD u. FESTL 1995; KOSFELD 1996; GERVERS 1998; DYCE et al. 2000; PERSLOW 2001; GERVERS et al. 2002) genannt.

Dieser positive Trend ist in einer verbesserten Aspsis, korrekterem Positionieren der Prothesen und Verfeinerung der Zementiertechnik (CHARNLEY 1964; CUPIC 1979; PARKER et al. 1984; PEROT 1985; WROBLEWSKI 1986; PAUL u. BARGAR 1987; BARDET u. MATIS 1990; BARDET u. LETOURNEL 1995; OLMSTEAD 1995) begründet.

Zu Beginn der Hüftendoprothetik in der Veterinärmedizin waren die postoperative Prothesenluxation und Infektion die häufigsten Komplikationen. Die Infektion ist auch heute noch die schwerste Komplikation (HARRIS 1992; MONTGOMERY et al. 1992), aber sehr selten. Allerdings bereitet die aseptische Prothesenlockerung, wie in der Humanmedizin, häufig Probleme (GUTBROD u. FESTL 1995).

2.4.1.1 Aseptische Implantatlockerung

Diese Komplikation macht durchschnittlich 4% (Angaben zwischen 0% und 50%) aus. Die Pfanne ist mit 3,8% weit häufiger betroffen als der Schaftteil (0,2%) (LEWIS u. JONES 1980; OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; PARKER et al. 1984; PEROT 1985; PAUL u. BARGAR 1987; OLMSTEAD 1987; BARDET u. MATIS 1990; MATIS et al. 1992; MONTGOMERY et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; GUTBROD u. FESTL 1995; OLMSTEAD 1995).

Aus zahlreichen Studien wird die größer werdende Bedeutung der aseptischen Lockerung deutlich (MATIS et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; BARDET u. LETOURNEL 1995; GUTBROD u. FESTL 1995).

Sowohl in der Human- als auch in der Veterinärmedizin ist die aseptische Implantatlockerung häufigste Spätkomplikation (OTA et al. 2005).

Die Lockerung von Pfanne und/oder der Prothesenschaft unterliegt verschiedenen Pathogenesen. Die Lockerung der Pfannenkomponente ist häufiger als die des Schaftteiles (OLMSTEAD et al. 1983; PARKER et al. 1984a).

Die aseptische Lockerung der Pfanne ist besonders von biologischen Faktoren bestimmt. Im Laufe der Zeit können sich Polyethylenpartikel aus der Kunststoffpfanne lösen. Sie gelangen in die Grenzschicht zwischen Knochen und Zement („Teilchenkrankheit“). Das führt zum Einwandern von Makrophagen. Der Entzündungsreaktion folgt eine Phase der Knochenresorption, die die Lockerung der Pfanne verursacht.

Wahrscheinlich kommt es in jedem Hüftgelenk mit Polyethylenpfanne zu einer Entzündungsreaktion innerhalb der ersten 24 Monate post operationem. Allerdings führt nur ein pathologisch gesteigerter Polyethylenabrieb zur Lockerung der Pfanne. Andernfalls kommt die Entzündung zum Stillstand und die Hüftpfanne lockert sich nicht (FINKELSTEIN et al. 1991).

Mechanische Vorgänge, Infrakturierungen des Knochens oder Zementes und Hitzenekrosen sollten bei der aseptischen Pfannenlockerung kaum eine Rolle spielen (SCHMALZRIED et al. 1992). Die Lockerung der Pfanne verursacht nur eine geringgradige Lahmheit (MONTGOMERY et al. 1992).

Der aseptischen Lockerung des Prothesenschaftes liegen hingegen vorwiegend mechanische Ursachen zugrunde. Es kommt zum sog. „debonding“, d.h. der Schaft lockert sich zwischen Prothese und Zement oder Zement und Knochen. In die Grenzschicht

wandern Histiozyten (Gewebsmakrophagen) ein. Es werden verschiedene Entzündungsmediatoren und Enzyme freigesetzt (Interleukin-1, Kollagenasen, Tumornekrosefaktor, Prostaglandin E2 etc.). Das führt zur Resorption des Knochens. Aus konfluierenden Makrophagen können sich Fremdkörperriesenzellen bilden und daraus Fremdkörpergranulome (HERREN et al. 1987; HERMAN et al. 1989; SPECTOR et al. 1990).

GRUEN et al. (1979) differenzierten, bezogen auf die femorale Prothesenkomponente, 7 Röntgenzonen, um Röntgenbilder im Hinblick auf Schaftlockerung, Aufhellungslinien (Länge, Weite, Lokalisation, Progressivität) auszuwerten (siehe Abb. 5).

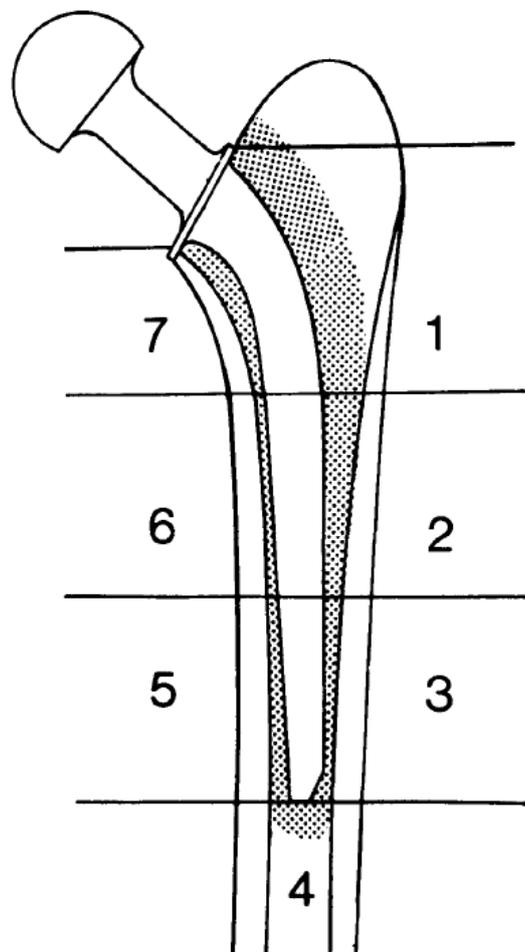


Abb. 5: Die sieben Zonen der Lockerung einer zementierten Hüftprothese nach GRUEN et al. (1979).

GRUEN et al. (1979) beschrieben zudem fünf Lockerungstypen des Schaftes:

Typ Ia: Pistoning (Stem within Cement; Gleiten des Prothesenschaftes im Zementköcher). Der Zementmantel ist zu dünn und der Prothesenschaft sinkt im Zementköcher ab. Oft kommt es hierbei distal der Prothesenspitze zum Zementbruch. Röntgenologisch zeigt sich eine Aufhellungslinie in Zone 1.

Typ Ib: Pistoning (Stem within Bone; Gleiten der Prothese mit Zementköcher im Knochen). Der Zement ist ungenügend in der Spongiosa verankert und der Zement-Prothesenkomplex kann sich im Femur bewegen. Röntgenologisch ist eine Aufhellungslinie entlang der Knochen-Zement-Grenze sichtbar.

Typ II: Medial Midstem Pivot (Medialer Mittschaft-Hebel). Eine Lockerung nach Typ II liegt vor, wenn die Zementabstützung proximomedial nicht ausreicht und eine Instabilität im distalen Drittel besteht. Im proximalen Femurschaftbereich kann sich die Prothese medial und die distale Prothesenspitze lateral bewegen. Röntgenologisch ist meist eine Aufhellungslinie in Zone 1 und häufig ein Zementbruch im mittleren Schaftbereich erkennbar.

Typ III: Calcar Pivot (Calcar-Hebel). Ist der Zement proximal stabil verankert, distal aber ungenügend, kann die Prothese medial am Rand der Femurkortikalis hängenbleiben.

Typ IV: Bending Canilever (Hebelarm). Ist der Zement proximal ungenügend verankert und besteht distal eine Instabilität, können die Krafteinwirkungen nicht über die Prothese auf den proximalen Bereich des Femur übertragen werden, so dass die Kräfte nur von der Prothese getragen werden und sie zerbrechen kann. Röntgenologisch sind Aufhellungslinien in Zone 1 und 7 auszumachen.

Im Hinblick auf die Therapie einer aseptischen Lockerung, sind die Prothese und der Zement zu entfernen und eine neue zu implantieren (EDWARDS et al. 1997). Möglichst vermieden werden sollte, dass bei gelockerten Implantaten Knochen weiter abgebaut wird (WIRTZ und NIETHARD 1997).

OTA et al. (2005) stellten im Vergleich verschiedener Zementiertechniken im Hinblick auf aseptische Prothesenlockerung fest, dass die Technik unbedeutend ist. Zwar enthielt der Zement weniger Luftporen bei Zementiertechniken der 2. (z.B. Markraumstopper) und 3. Generation (z.B. Vakuumtechnik), das war aber ohne Einfluss auf eine etwaige aseptische Lockerung.

Nachgewiesen ist dagegen, dass der Zementmantel um den Schaft herum möglichst symmetrisch sein sollte und die Schaftkomponente nicht mit der endostealen Oberfläche in

Kontakt stehen darf (MASSAT und VASSEUR 1994; EDWARDS et al. 1997; SCHULZ 2000).

Unter den Aspekten Lockerung und Implantatwechsel wird gefordert, dass sowohl klinisch als auch röntgenologisch eine Lockerung nachgewiesen sein muss (SCHNEIDER 1987; BLATTER et al. 1989; ENGELBRECHT und SIEGEL 1989). Nach SCHNEIDER (1997) zählt nur der röntgenologische Befund für eine etwaige Revisionsoperation. Je später ein Revisionseingriff vorgenommen wird, desto schwieriger wird es, das neue Implantat zu verankern, da es zwischenzeitlich zu massivem Knochenverlust kommen kann (HARRIS et al. 1982; ELKE 2001).

In PERSLOWs Studie (2001) wiesen 2 von 154 Hunden eine Schaftlockerung auf. Die Tiere waren bis mittelgradig lahm. Röntgenologisch waren Demarkationslinien an der Knochen-Zementgrenze bzw. an der Zement-Prothesengrenze über mindestens drei Zonen und mit einer Breite von über 2 mm sichtbar. Bei einem der Patienten lag die Spitze des Prothesenschaftes der Femurkortikalis an, so dass der Zement brach und eine kortikale Hypertrophie entstand.

Auch bei Hunden, mit in der Regel beidseitiger Coxarthrose, reicht bereits die Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes auf der deutlicher funktionsgestörten Seite. Durch Gewichtsverlagerung auf die Prothesenseite, ist auch kontralateral klinisch keine Lahmheit mehr auffällig (MASSAT und VASSEUR 1994; BERGH et al. 2006). Allerdings wird das Implantat sehr stark belastet und kann frühzeitig versagen.

Post mortem-Studien ergaben, dass bilateral implantierte Prothesen im Vergleich zu einseitig implantierten eine geringere Inzidenz der aseptischen Lockerung aufwiesen (SKURLA und JAMES 2005; SKURLA et al. 2005).

2.4.1.2 Luxatio ossis femoris

Die postoperative Femurluxation war beim Hund in den ersten Jahren der Hüftendoprothetik mit 10% bis 17% die häufigste Komplikation (LEWIS u. JONES 1980; OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983). In den 90er Jahren lag die Rate nur noch zwischen 1% und 3%. Der Eingriff war zur Routine erfahrener Operateure geworden (BARDET u. MATIS 1990; MATIS et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; BARDET u. LATOURNEL 1995; GUTBROD u. FESTL 1995; OLMSTEAD 1995; NELSON et al. 2007, FORSTER et al. 2012).

Die Luxation ist eine Frühkomplikation. Das Risiko ist im ersten Jahr nach Implantation am größten (NELSON et al. 2007). 75% der Luxationen entstehen im ersten Monat post operationem (MONTGOMERY et al. 1992).

Die Luxation wird von zahlreichen technischen Fehlern, wie ventral oder kranio-dorsal offener Pfanne (OLMSTEAD et al. 1983), zu kurz gewähltem Prothesenhals (NELSON et al. 2007), fehlerhafter Antetorsion des Schaftes (BARDET u. LETOURNEL 1995), zu tief positionierter Pfanne oder hochgradiger Atrophie der Oberschenkelmuskulatur (KRÜGER 1991) begünstigt. PERSLOW (2001) gibt an, dass bei 5 von 8 Luxationen die Pfanne ventral offen positioniert war. Sie belegt damit das hohe Luxationsrisiko bei inkorrektem Sitz von Pfanne und/oder Schaft. Auch eine ungenügend verschlossene Gelenkkapsel oder Muskulatur und das Nichteinhalten der postoperativen Ruhighaltung können zu einer Luxation führen (OLMSTEAD 1980, 1987; MASSAT 1995). Selten wird die Luxation durch Abrieb der Polyethylenpfanne, bei der der Pfannenrand abflacht, verursacht.

Eine Luxation kann auch entstehen, wenn der Patient postoperativ nicht genügend lange ruhiggehalten, bzw. nicht über bis zu 3 Monate schrittweise wieder an Alltagsbelastungen geführt wird (MONTGOMERY et al. 1992).

Nach NELSON et al. (2007) weisen, im Hinblick auf Rasse und Luxation, Bernhardiner ein erhöhtes Risiko einer ventralen Luxation auf.

Ist die Pfanne falsch platziert, muss der Sitz korrigiert werden. Meist ist aber eine offene Reposition und Gelenkkapselraffung angezeigt, da die gedeckte Reposition nur selten dauerhaften Erfolg erwarten lässt (OLMSTEAD und HOHN 1980; MONTGOMERY et al. 1992; MASSAT und VASSEUR 1994; GUTBROD und FESTL 1995; OLMSTEAD 1995) .

Zur Korrektur des Pfannensitzes gibt BARDET (1997) die Dreifach-Beckenosteotomie an, ohne dass eine zementierte Hüftpfanne mühsam gelockert und umgesetzt werden muss.

Als Spätkomplikation ist die Luxation meist traumatisch oder durch späte Lockerung verursacht (OLMSTEAD 1987; ENGELBRECHT und SIEGEL 1989; TOMLINSON u. MC

LAUGHLIN 1996; NELSON et al. 2007).

Um rezidivierenden Luxationen vorzubeugen, wurden Systeme mit Schnapppfanne entwickelt, bei denen der Pfannenrand eingeeengt ist, so dass der Prothesenkopf gewissermaßen in die Pfanne rastet, wie bei der Aesculap-, Pérot- und Oldag-Prothese.

2.4.1.3 Infektion

Die septische Lockerung einer Endoprothese kann Folge ausgeprägter intraoperativer Traumatisierung des Gewebes, langer Operationsdauer, mangelnder Sterilität, mangelnder perioperativer Antibiose und präoperativ übersehener Infektionsherde (Haut, Zähne, Tonsillen, Uterus, Prostata u.a.) sein. Je länger die Operation dauert, desto größer ist das Risiko einer Kontakt- oder Luftkontamination (IREIFEJ et al. 2012). Die Infektionsrate ist direkt abhängig von der Operationsdauer und der Anzahl der Eingriffe (MONTGOMERY et al. 1992). Bei Ersteinriffen beträgt die Infektionsrate 4,7%, bei Revisionsoperationen dagegen 25,8% (KOSFELD 1996).

In Folge der Infektion sind Weichteilgewebe, Knochen (mit Osteomyelitis, Lyse) und die Prothese durch Lockerung involviert (ENGELBRECHT u. SIEGEL 1989; MASSAT 1995). Die frühe akute Infektion ist klinisch meist durch die typischen Entzündungszeichen Rötung, Schwellung und Schmerz gekennzeichnet. Der Schmerz wird nicht selten nur in Bewegung auffällig. Die chronische Frühinfektion ist dagegen immer schmerzhaft.

Ist zusätzlich das Immunsystem geschwächt (maligne Grunderkrankung, Diabetes mellitus, lange Kortikosteroidgaben etc.), kann hämatogen metastasierend eine bakterielle Besiedlung des Os femoris und damit eine septische Lockerung erfolgen. Ausgangsherd kann eine Otitis, Pyodermie oder Cystitis und anderes mehr sein (OLMSTEAD et al. 1983; MONTGOMERY et al. 1992). Die Bakterien bilden häufig auf der Implantatoberfläche einen Biofilm. Eine Schicht aus Mikroorganismen, eingebettet in einen dünnen Schleimfilm. Aufgrund dieses Filmes können Antibiotika oder die körpereigene Immunabwehr die Mikroorganismen nicht eliminieren (PAGEL 2015). Röntgenologisch zeigt sich die Infektion durch eine Aufhellungszone zwischen Knochen und Zement, etwaige periostale Auftreibungen oder Verlust der Trabekelzeichnung des Os femoris weisen ebenfalls darauf hin (KONDE et al. 1982).

PERSLOW (2001) wies bei 5 von 154 Hunden eine Infektion mit röntgenologisch deutlich sichtbaren lytischen Herden im Prothesenbereich am Os femoris nach.

Die Infektion ist die schwerwiegendste Komplikation in der Hüftendoprothetik. In der Mehrzahl der Fälle kann sie nicht mit Antibiotika dauerhaft beseitigt werden. Die Explantation der Prothese mit allem Fremdmaterial ist einzige Therapieoption.

Eine spätere Reimplantation einer Prothese ist zwar wegen Muskelatrophie, Muskelkontrakturen und Knochenlysen durch Minderbelastung sehr schwierig, aber möglich. Da der Knochenzement antibiotikahaltig ist, könnte auch beim Hund ein Prothesenwechsel

bei Infektion erfolgen, wird aber nicht empfohlen (OLMSTEAD 1987; MASSAT 1995).
Beim Menschen wird dagegen bei einem Infekt nach zementfreier Prothetik als Therapie der Wahl Ex- und Neuimplantation routinemäßig in einer Sitzung vorgenommen (STEINBRINK u. FROMMELT 1995; WAGNER 1989; WAGNER u. WAGNER 1995).

In den ersten Jahren der Hüftendoprothetik in der Veterinärmedizin lag die Infektionsrate bei 5% bis 11% (LEIGHTON 1979; LEWIS u. JONES 1980; OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; PARKER et al. 1984; KRÜGER 1991).

Seitdem Knochenzement verwendet wird, der Gentamycin oder Cephalosporine enthält, ist die Infektionsinzidenz mit *Escherichia coli* und Staphylokokken deutlich zurückgegangen (MONTGOMERY et al. 1992), so dass bei Erstoperationen nur noch eine Infektrate von 4,7% vorkommt. Bei Revisionseingriffen beträgt sie dagegen nach MASSAT und VASSEUR (1994) und OLMSTEAD (1995) 25,8%.

DUPONT (1986) beschreibt die Bedeutung intraoperativ gewonnener mikrobiologischer Kulturen an 450 Revisionseingriffen bei einer postoperativen Beobachtungszeit von mindestens 3 Jahren. Bei 18% der Hunde konnten Keime nachgewiesen werden. In insgesamt 4,4% der Fälle kam es zu Infektionen. 11% der Hunde mit positiven Kulturen und 3% der Hunde mit negativen Kulturen bekamen eine Infektion. Am Hüftgelenk ist die Infektionsrate mit gramnegativen Bakterien höher als mit grampositiven.

2.4.1.4 Fissur / Fraktur des Os femoris

Entsteht eine Fissur oder Fraktur intra und auch post operationem, beruht dies meist auf technisch fehlerhaftem Bearbeiten der Markhöhle. Auch ein Trauma kann post operationem bei operativ vorgeschädigtem Os femoris ursächlich sein (MATIS et al. 1992; LISKA 2004; GRUNER et al. 2004).

Bei zementierter Prothese ist die Fraktur selten. Häufiger bricht das Os femoris bei unzementierter Implantation (MONTGOMERY et al. 1992).

Sollbruchstelle ist der Bereich des unteren Endes der Prothese, weil das Os femoris dort am stärksten belastet wird (BLOMGEN u. LINDGREN 1981; BLATTER et al. 1989; WROBLEWSKI 1989). Die Fraktorentstehung wird bei exzentrisch platziertem Prothesenschaft gefördert. Die Exzentrik führt zu einer ungleichmäßigen Belastung der Kortikalis, so dass sich die Prothese lockern und das Os femoris brechen kann. Die Frakturrate unterhalb der Prothese ist mit 2 bis 10% angegeben (LISKA 2004).

Nach MORONI et al. (2000) sind Revisionseingriffe, Osteopathien und Fissuren häufig Ursache einer Fraktur. Die Fissur(en) oder Fraktur(en) nachzuweisen kann röntgenologisch Schwierigkeiten bereiten, weil die Fraktur durch den Zement oder die Prothese unentdeckbar überlagert sein kann (OLMSTEAD 1987; MONTGOMERY et al. 1992; MASSAT 1995). Die Femurfissuren und/oder –frakturen lassen sich gut mit Cerclagen und/oder Platte mit Schrauben osteosynthetisch versorgen (OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; MATIS et al. 1992; MONTGOMERY et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; BARDET u. LETOURNEL 1995; GUTBROD u. FESTL 1995).

Nach McELFRESH und COVENTRY (1974) sollte bei der Plattenosteosynthese bedacht werden, dass unter der Platte eine Knochennekrose entstehen kann, weil die Vaskularität im Markraum durch die Prothese und außen durch die Platte massiv eingeschränkt bis aufgehoben wird. LISKA (2004) empfiehlt deswegen, zur Fissur-/Fraktursicherung möglichst Cerclagen zu verwenden.

2.4.1.5 Neurapraxie

Das Risiko, den N. ischiadicus bei der Implantation zu beschädigen, beträgt 0,6% bis 9% (OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; PARKER et al. 1984; HUTTER u. GASPAR 1989; MATIS et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; ANDREWS et al. 2008; FORSTER et al. 2012). Die Defizite können sowohl Motorik als auch Sensibilität betreffen, wenn der Nerv bei der Manipulation gedehnt oder gequetscht wird (PARKER et al. 1984; HUTTER u. GASPAR 1989; ANDREWS et al. 2008).

Die Läsion kann, wenn auch sehr selten, durch Knochenzement verursacht werden. Quillt er bei der Implantation aus dem Acetabulum und härtet unter exothermer Polymerisation mit großer Hitze aus, kann der N. ischiadicus davon tangiert werden und „irreversibel verbrennen“ (OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; ANDREWS et al. 2008).

Nach ANDREWS et al. (2008) beträgt die Neurapraxierate bei Erstoperationen etwa 1,8% und nach Revisionseingriffen 6,1%. Das Alter des Patienten und die Dauer der Operation erhöhen das Risiko.

Abgesehen vom Hitzeschaden durch den Zement, ist die Neurapraxie reversibel. Innerhalb von 4-5 Monaten ist die Funktion meist wieder hergestellt. Ruhighaltung, die Gabe von Vitamin B und Physiotherapie fördern die Rekonvaleszenz (OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; PARKER et al. 1984; MATIS et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; FORSTER et al. 2012).

2.4.1.6 Vaskuläre Schädigung

Die Hitzeentwicklung mit bis zu 70°C bei der Polymerisation des Zementes kann eine letale Thrombembolie noch während des Eingriffs oder auch sehr viel später auslösen.

Werden schon bei der Präparation des Operationsgebietes bedeutende Gefäße wie die Aa. iliaca externa oder femoralis verletzt, werden ausgedehnte Blutungen provoziert, denen eine Ischämie der Gliedmaße folgen kann (BAHRS et al. 2003). Derartige Blutungen sind besonders auch gefürchtet, falls Zement entfernt werden muss, der periazetabulär ausgetreten und –gehärtet ist (ENGELBRECHT u. SIEGEL 1989). Dagegen werden Blutungen aus der Markhöhle, die durchaus besorgniserregend sein können, mit dem Einbringen des Zementes und der Prothese meist versiegelt.

2.4.1.7 Prothesenbruch

Äußerst selten kann sich die Prothese beim Hund verbiegen oder gar brechen. Dieses Materialversagen wird bei den Cobalt-Chrom- und Titanprothesen als höchst unwahrscheinlich angesehen. Einer derartigen Komplikation liegen z.B. die Wahl einer falsch dimensionierten (zu kleinen) Prothese (LEWIS u. JONES 1980; BARDET u. MATIS 1990), ein neuerliches Trauma (OLMSTEAD 1980) mit ggf. Femurfraktur oder Zement-/Prothesenlockerung (YATES et al. 2010) zugrunde. Materialschäden sind sekundär von einer gelockerten Prothese anzunehmen (ENGELBRECHT u. SIEGEL 1989; EVANS et al. 1993). Bei distal fixiertem und proximal gelockertem Prothesenschaft kann es zum Ermüdungsbruch der Prothese kommen. Ein Materialverschleiß allein ist normal und führt nicht zum Prothesenversagen (WILLERT et al. 1974; CALLAGHAN et al. 1988; ENGELBRECHT u. SIEGEL 1989).

2.4.1.8 Ektopische Ossifikation

Eine ektopische Ossifikation ist nach Trauma, Verbrennung, Infektion, Neoplasie, neurologischer Erkrankung oder als postoperative Komplikation möglich, ohne dass der Pathomechanismus bisher vollständig geklärt ist (PRITCHETT 1995). In den Weichgeweben entwickeln sich inselartige Ossifikationen, die sich verbinden können. Sie gehen nicht vom Periost aus. Es könnten Knochenmarkszellen ins Weichteilgewebe gelangen oder Knochenvorläuferzellen im Bindegewebe durch äußere Reize zur Differenzierung angeregt werden (SELL et al. 2000).

DeLEE und CHARNLEY (1976) fanden nach 2173 zementierten Hüftgelenksendoprothesen bei 14,6% eine ektopische Ossifikation, während der Prozentsatz in den Untersuchungen von BARDET (1994) bei 100 Fällen nur 3% betrug. Ein Zusammenhang zwischen Fraktur, Implantatlockerung und Zement-/Implantatbruch konnte nicht aufgedeckt werden (RITTER et al. 1995).

Im Hinblick auf die Funktion ist eine ektopische Ossifikation unbedeutend. Durch eine postoperative Applikation von nichtsteroidalen Antiphlogistika werden Häufigkeit und Ausmaß ektopischer Verkalkungen deutlich reduziert (COVENTRY u. SCANLON 1981; GEBUHR et al. 1995; PRITCHETT 1995). Dies gelingt auch radiotherapeutisch (KÖLBL et al. 2003).

2.4.1.9 Thrombembolie

Der Verschluss einer Lungenarterie durch einen Embolus kann Folge von immunhämolytischen Anämien, Neoplasien, Hyperadrenokortizismus, Glomerulopathien und selten orthopädischen Eingriffen sein (TIDWELL et al. 2007).

In der Endoprothetik ist die Thrombembolie äußerst selten und meist intra- bzw. zeitnah postoperativ. Sie ist nicht nur in der Humanmedizin mit einer Mortalitätsrate von 0,067% innerhalb von 42 Tagen post operationem und 0,67% innerhalb des ersten Jahres danach (LISKA u. POTEET 2003) eine gefürchtete Komplikation.

Ursache der Thrombenbildung ist der hohe Markhöhlendruck beim Einbringen von Zement und Implantat, der nach KALLOS et al. (1974) bis zu 900 mmHg steigen kann. Luft oder Markhöhleninhalt (Fett, Knochenmark) kann dabei in Blutgefäße dringen, venös zum rechten Herzen transportiert werden und die Embolie auslösen. REINDL (1995) hat dies mit transösophagealer Echokardiografie beim Einbringen des Zementes und der Prothese beim Hund belegt.

Nachgewiesen sind klinisch und experimentell kardiopulmonale Veränderungen wie arterieller Blutdruckabfall, Anstieg des pulmonalen Gefäßwiderstandes, Abfall des arteriellen Sauerstoffpartialdruckes und des endexpiratorischen Kohlendioxidpartialdruckes (OTTO u. MATIS 1991, 1994; REINDL 1995; ORSINI et al. 1987; BYRICK et al. 1987; BYRICK et al. 1989; WHEELWRIGHT et al. 1993). Vielfach ist dies von einem deutlichen Abfall der periphervenösen Thrombozytenkonzentration begleitet (ORSINI et al. 1987; OTTO u. MATIS 1991, 1994; REINDL 1995). Gewebethromboplastin aus der Femurmarkhöhle aktiviert die exo- und endogene Blutgerinnung. REINDL (1995) nimmt an, dass es auch zur intravasalen Gerinnung kommt, da bei der transösophagealen Echokardiografie gefäßausgussähnliche Emboli aufgespürt wurden.

Die Diagnose einer pulmonären Thrombembolie ist schwierig, da andere Erkrankungen sich klinisch ähnlich darstellen. Auf experimentellen Daten beruhend, wird dazu die Lungenperfusionsszintigrafie als sensitives Diagnostikum beim Hund angesehen. In der Humanmedizin hat in diesem Feld die computertomografische Angiografie die selektive Lungenarterioangiografie und die Ventilationsperfusionsszintigrafie weitgehend verdrängt (TIDWELL et al. 2007).

Um den Druck im Femurschaft bei Implantation in der Zementiertechnik zu senken, haben OTTO und MATIS (1991, 1994) einen Plastikkatheter distal in die Markhöhle gesetzt, damit Luft entweichen kann. Eine signifikante Verbesserung brachte das nicht. KRÜGER (1991) setzte einen Zementsperrer aus dem spongiösen Resektat des

Femurkopfes ein. Distal der Sperre hat er ein Entlüftungsloch angelegt. An ein derartiges Loch setzten MASSAT und VASSEUR (1994) eine Frazier-Saugerspritze an, um einen Unterdruck im Femurschaft zu schaffen. KALLOS et al. (1974) und FITZGERALD (1983) sehen im Entlüftungsloch eine Sollbruchstelle. Nach DRAENERT (1988) ist das Entlüftungsloch bereits nach sechs Wochen wieder durchbaut.

Nach den Literaturangaben ist eine tödliche Thrombembolie nur bei zwei Hunden histopathologisch belegt (MATIS 1989; OTTO u. MATIS 1991, 1994).

LISKA u. POTEET (2003) konnten 36 Stunden nach der Implantation einer Endoprothese bei einem Hund aufgrund von Dyspnoe und Zyanose mit der Szintigrafie eine hochgradig verminderte Perfusion des rechten kranialen und mittleren Lungenlappens belegen. Der Hund starb 48 Stunden post operationem. In der Sektion wurde ein Embolus nachgewiesen, der die Lungenarterie verlegt hatte. Bei je einem weiteren Patienten wurde dies anhand der klinischen Symptome von KRÜGER (1991) und FORSTER et al. (2012) angenommen. Bei 28 Hunden setzten LISKA und POTEET (2003) während der Endoprothetik die Lungen-Perfusions-Szintigrafie ein. 3 (11%) Tiere hatten gering-, 11 (39%) mittel- und 9 (32%) hochgradige Perfusionsstörungen. Röntgenologisch konnte dies nicht festgestellt werden.

Interessant ist, dass das Risiko einer Thrombembolie bei zementfreier und zementierter Technik beim Menschen nach KIM et al. (2002) vergleichbar hoch ist.

Nach TIDWELL et al. (2007) war bei 11 Hunden die Inzidenz der Lungenembolie bei zementfreier Prothetik niedriger ist als bei zementierter. Als zementfreies Produkt wurde die, nicht den gesamten Femurmarkraum ausfüllende, Zurich cementless hip implantiert. Offensichtlich wird mit dieser Prothese der Markhöhlendruck nicht bedrohlich gesteigert.

2.4.1.10 Osteosarkom

Das Osteosarkom als Spät komplikation der Endoprothetik ist sehr selten. Eine chronische Reizung durch eine gelockerte Prothese wird als Initialzündung diskutiert.

ROE et al. (1996) konnten acht Jahre nach Implantation einer Hüftendoprothese bei einem Hund ein Osteosarkom am „Prothesenoberschenkel“ diagnostizieren. Die Endoprothese war gelockert. Vermutet wird, dass vergleichbar mit der fehlerhaften, instabilen Osteosynthese, stetige Irritation osteosarkombildend wirken kann.

MURPHY et al. (1997) sehen im Zement eine karzinogen wirksame Komponente, weil ein Patient ihrer Studie sieben Jahre nach der Implantation ein Osteosarkom erlitt. Sie geben aber auch zu bedenken, dass das Osteosarkom bei ihrem Patienten unabhängig davon entstanden sein kann, verglichen mit der Zahl der jährlich implantierten Prothesen.

MARCELLIN-LITTLE et al. (1999) implantierten einem Samo jeden-Rüden im Alter von 8 Monaten beidseits eine zementierte Prothese. Bei klinischen und röntgenologischen Verlaufskontrollen ein, zwei, drei und fünf Jahre postoperativ bioptierten sie nach fünf Jahren radiologisch verdächtige Areale der Femora. Der Hund wurde getötet. Pathohistologisch wurden beidseits Infarkte des Knochenmarks nachgewiesen, die schon bei der ersten Kontrolle 1 Jahr postoperativ röntgenologisch sichtbar waren. Rechtsseitig wurde ein Osteosarkom, allerdings im distalen Metaphysenbereich, mit ausgedehnter Metastasierung diagnostiziert. MARCELLIN-LITTLE et al. (1999) sehen den Knocheninfarkt als möglichen karzinogenen Brandbeschleuniger an.

Der intramedulläre Knocheninfarkt machte nach SEBESTYEN et al. (2000) in der Hüftendoprothetik bei 110 Prothesen 14% (n=15) aus. Es war unbedeutend, ob zementiert oder zementfrei implantiert wurde.

Nach HANEY und PECK (2009) ist es bei der Zürich-Prothese durchaus bedeutend, wie tief der Markraum im Os femoris aufgebohrt wird. Sie stellten fest, dass das Infarktisiko bei großen Tiefen 19,5% beträgt und bei weniger tiefen Bohrungen auf 2,9% gesenkt werden kann.

2.4.1.11 Granulom

In der Hüftendoprothetik sind als Spätkomplikation raumfordernde Granulome zwar selten, aber gut bekannt. Noch seltener verursachen sie Funktionsstörungen.

FREEMAN et al. (2003) berichten von einer neunjährigen Golden Retriever Hündin, der sechs Jahre zuvor eine Totalendoprothese eingesetzt worden war, die an Konstipation und Tenesmus litt. Ursache war eine röntgenologisch und sonografisch nachgewiesene große, intrapelvine Masse, die PMMA-Bestandteile aufwies. Das Granulom war um Zement entstanden, der durch ein Loch im Acetabulum ausgesickert war. Pfanne und Schaft waren nicht gelockert. Nach Resektion war der Hund beschwerdefrei.

PALMISANO et al. (2003) beschrieben 6 Patienten mit einem extraossären Granulom nach zementierter Prothetik. Vier bis sieben Jahre post operationem wurden die Patienten wegen Lahmheit und Obstipation wieder vorgestellt. Ursache waren große Massen bei fünf Hunden proximal im Bereich des Os femoris und eine intrapelvin. Histopathologisch waren es sterile Granulome, induziert durch massiven Partikelabrieb. Nach Resektion der Granulome waren die Tiere beschwerdefrei.

2.4.2 Komplikationen in der Humanmedizin

2.4.2.1 Aseptische Implantatlockerung

Die aseptische Prothesenlockerung ist beim Menschen die häufigste Komplikation (WIRTZ u. NIETHARD 1997). Ursache ist, sowohl bei zementierten als auch bei zementfreien Prothesen, vor allem eine gestörte Interaktion zwischen mechanischen und biologischen Faktoren (HUISKES 1993). Für die Prognose ist es wichtig, dass kein Hohlraum zwischen Knochen und Prothese besteht, der zur mechanischen Irritation führt und damit das Implantat lockert (WIRTZ u. NIETHARD 1997). Bei der Zementiertechnik kann der Knochen intramedullär bereits so geschädigt werden, dass lokal Knochennekrosen entstehen (GRUEN 1979; HUKKANEN et al. 1997), oder aber es drohen Relativbewegungen aufgrund unterschiedlicher Elastizitätsmodule von Knochen und Implantat, so dass Zementabriebpartikel entstehen, die zu histiozytärer Infiltration und Osteoklastenaktivierung führen (WILLERT 1974). Es bildet sich Granulationsgewebe. Die knöcherne Verankerung wird zerstört und die Prothese lockert sich (SCHMALZRIED et al. 1992). Die Implantatlockerung beginnt in der Regel proximo-medial im Kortextbereich und breitet sich nach distal aus (JASTY et al. 1991).

Bei zementfreien Prothesen können die Mikrobewegungen am Knochen-Implantat-Interface die Bildung einer bindegewebigen Membran initiieren (ASPENBERG et al. 1992), weil die unterschiedlichen Elastizitätsmodule und ein fehlender Formschluss zwischen Knochen und Prothese dies verursachen. Bei Mikrobewegungen $>150\ \mu\text{m}$ ist eine ossäre Integration der Implantatoberfläche nicht möglich. Abriebpartikel können ebenso eine Membranbildung mit den entsprechenden Folgen initiieren (BLÖMER u. FINK 1995).

Weist eine der Komponenten Mikrobewegungen $> 1\text{-}2\ \text{mm}$ im ersten Jahr oder $> 3\text{-}5\ \text{mm}$ generell auf, ist das Lockerungsrisiko erhöht (SANFILIPPO u. AUSTIN 2006).

Eine gelockerte Endoprothese ist klinisch unspezifisch durch persistierende Schmerzen sowie schmerzhafte aktive wie auch passive Bewegungen gekennzeichnet. Röntgenologisch ist ein Saum zwischen Prothese und Zement, bzw. Zement und Knochen, bzw. bei unzementierten Prothesen zwischen Prothese und Knochen nachweisbar. Bei fortgeschrittener Lockerung kann es zur Komponentenwanderung oder Fraktur des Oberschenkels kommen (PETERS et al. 2008).

Die aseptische Prothesenlockerung kann durch Polyethylenabrieb, der Makrophagen

aktiviert, verursacht sein. Makrophagen setzen Mediatoren frei, die zum Knochenumbau führen (PETERS et al. 2008).

Alle Materialien der Endoprothetik, wie auch Polyethylen, können Abriebpartikel erzeugen, die Makrophagen aktivieren (PETERS et al. 2008). Beträgt der Abrieb mehr als 0,1 mm/Jahr, ist wohl der Grenzwert überschritten, so dass die Inzidenz von Osteolysen deutlich steigt. Aber nicht nur das Verschleißvolumen an sich, sondern auch die Partikelgeometrie, die Partikelgröße und das Partikelmaterial bestimmen die biologische Reaktion. Um den Abrieb der klassischen UHMW-Polyethylene zu reduzieren, kombiniert man hochvernetzte Polyethylene mit Keramik- oder Metallköpfen. So kann das Abriebvolumen um ca. 50-100 % verringert werden. Moderne Metall-Metall-Gleitpaarungen zeigen ca. 100 bis 200 mal geringere Abriebmengen als konventionelles Polyethylen. Bei Metall-Metall-Gleitpaarungen gefürchtet sind biologische Effekte des Abriebs (karzinogene Wirkung, Zelltoxizität, Metallallergie).

Den geringsten Abrieb haben Keramik-Keramik-Gleitpaarungen und zudem haben sie wohl auch keine negativen biologischen Auswirkungen (WIRTH et al. 2009).

Nach WIRTZ u. NIETHARD (1997) beträgt den Literaturangaben (1982-1996) nach die Inzidenz der aseptischen Lockerung der femoralen Prothesenkomponente bei zementierten Prothesen 4,3-53,3 % und bei unzementierten Prothesen 0-14%.

Tab. 3: Abriebvolumen verschiedene Materialien der Hüftendoprothetik (ELKE, 2001)

Materialkombination	Linearer Abrieb/Jahr (mm)	Abriebvolumen/Jahr (mm³)
Metall-UHMW*-Polyethylen	0,2	55,71
Keramik-UHMW*-Polyethylen	0,1	17,91
Metall-Metall	0,01	0,88
Keramik-Keramik	0,005	0,04

* UHMW = Ultra High Molecular Weight

Die Entscheidung, bei einer aseptischen Prothesenlockerung den Revisionseingriff vorzunehmen und wie er ausgeführt werden sollte, erfordert chirurgische Erfahrung. Klinische Befunde, die radiologisch nachgewiesene Lockerung und der begleitende knöcherne Defekt sind wesentliche Kriterien, das für den jeweiligen Fall angemessene Implantat auszuwählen (WIRTZ u. NIETHARD 1997).

2.4.2.2 Luxatio Ossis femoris

Nach LEWINNEK et al. (1978) beträgt die Luxationsrate 3% (9/300) nach Hüftgelenksendoprothetik. Sie konnten eine Korrelation zwischen Pfannenanteversion und kranialer Luxation nachweisen, während dies bei kaudaler Luxation nicht zutrifft. Betrug die Anteversion der Pfanne 15 +/- 10° und war lateral um 40 +/- 10° geöffnet, lag die Luxationsrate bei 1,5 %. Außerhalb dieser Spanne betrug sie 6,1 %. Das Risiko zu luxieren war in den ersten 30 Tagen postoperativ erhöht. Dies stimmt mit den Angaben von WOO und MORREY (1982) an einer wesentlich größeren Fallzahl (331/10.500) mit 3,2% Luxationen überein .

Die Luxationsrate betrug nach Erstoperationen 2,4 % und nach Revisionseingriffen 4,8 %. Zugangskorreliert war beim kranialen Zugang eine Luxationsrate von 2,3 % und bei kaudalem eine von 5,8 % festzustellen. Bei einem Drittel der Revisionseingriffe blieb das Hüftgelenk instabil.

Nach CATON et al. (2014) betrug die Luxationsrate in einer 10-jährigen Vergleichsstudie von zementierter Charnley-Prothese mit Polyethylenpfanne 12,9% (215 Patienten) zu dual mobility Pfanne 2,1% (105 Patienten).

2.4.2.3 Infektion

Von Beginn an ist die septische Prothesenlockerung gefürchtet (DAROUICHE 2004). Sie betrug in den 1960er Jahren 10%, und heute nur noch etwa 0,1-1% nach Erstimplantation. Nach einer Revisionsoperation ist sie höher (BLOM et al. 2003). Der Rückgang der Infektionen wird mit Reinraum-Operationssälen, perioperativ systemischer Antibiose und Antibiotikazusatz im Knochenzement begründet (BUCHHOLZ et al. 1981; LIDWELL 1988).

Die periprothetischen Infektionen lassen sich in Frühinfekt, verzögerten Infekt und Spätinfekt differenzieren. Zum Frühinfekt (30%) kommt es in den ersten Wochen post operationem. Er ist meist Folge einer intraoperativen Kontamination mit virulenten Erregern (TSUKAYAMA et al. 1996), während der verzögerte Infekt (40%) in den ersten zwei Jahren nach dem Eingriff entsteht. Er ist wohl Folge einer intraoperativen Kontamination mit niedrig virulenten Bakterien, die einen Biofilm gebildet haben. Der Spätinfekt (30%) entsteht zwei Jahre post operationem und ist meist Folge einer hämatogen oder lymphogen fortgeleiteten Infektion. Gelockerte Prothesen oder Immunsuppression begünstigen einen Spätinfekt (GLYNN u. SHEEHAN 1983).

Begünstigend für eine Infektion sind auch hohes Alter, Obesitas, lange Operationsdauer, postoperativer Wundinfekt, Revisionseingriff sowie schlechter Ernährungszustand (BERBARI et al. 1998, RIDGEWAY et al. 2005).

Bekannt ist, dass die Prothese ein „Fremdkörper“ ist, der die lokale Lympozytenfunktion stört, so dass bereits eine geringe Keimzahl eine Infektion induzieren kann (ZIMMERLI et al. 1984).

Nach MAIER et al. (2014) begünstigt ein Vitamin D-Mangel eine septische Lockerung. Er nimmt an, dass Vitamin D ein wichtiger Immunmediator ist und deswegen bei Mangel einer periprothetischen Infektion förderlich sein kann. Er konnte bei Patienten mit aseptischer verglichen zur septischen Prothesenlockerung bei den Patienten mit infizierten Prothesen einen signifikant niedrigeren Vitamin D- Wert (25OH) messen.

Bakterien, die die Prothesen- und/oder Zementoberfläche besiedeln, können einen Protein-Polysaccharid-Biofilm bilden. Polyethylen und PMMA sind besonders anfällige Materialien dafür (ZIMMERLI et al. 1984). In der Barriere Biofilm sind die Bakterien geschützt und von der körpereigenen Abwehr und auch von antimikrobiellen Substanzen nicht erreichbar (COSTERTON et al. 1999). Ist zudem lokal die körpereigene Abwehr herabgesetzt,

beispielsweise durch lokale Ischämie infolge Trauma oder Operation, kann die Proliferation der Bakterien entscheidend begünstigt sein (EMSLIE u. NADE 1983).

Klinisch ist die periprothetische Infektion von Schmerzen und Bewegungseinschränkung geprägt. Die aseptische Lockerung abzugrenzen, kann sehr schwierig sein. Nicht selten ist eine klinisch aseptische Lockerung bei intraoperativem Keimnachweis doch infiziert.

Therapeutisch sollten bei einer Infektion gelenkerhaltende Verfahren mit Spülungen, Antibiose und/oder ein- bzw. zweizeitiger Wechseloperation eingesetzt werden.

Für die einzeitige Wechseloperation spricht, dass sie mit einer geringeren Komplikationsrate (nur eine Operation), geringerer Weichteilbelastung, besserem funktionellen Ergebnis und geringeren Kosten wegen kürzerer Hospitalisierungszeit einhergeht.

Beim zweizeitigen Prothesenwechsel wird im ersten Eingriff radikal débridiert, das Fremdmaterial möglichst restlos entfernt und es werden lokal wirksame Antibiotikaträger eingelegt. Mindestens sechs Wochen später wird bei weitergehender systemischer Antibiose im zweiten Eingriff die Hüftendoprothese reimplantiert (LIEBERMAN et al. 1994; HADDAD et al. 1999). Für die zweizeitige Wechseloperation spricht eine höhere Heilungsrate.

2.4.2.4 Fissur / Fraktur des Os femoris

Die periprothetische Femurfraktur ist ebenfalls eine gefürchtete Komplikation, deren Behandlung sehr schwierig sein kann. Die Inzidenz steigt und ist bei zementfreier Prothetik höher als bei zementierter (MASRI et al. 2004).

Nach GRUNER et al. (2004) beträgt der periprothetische Frakturprozentsatz 0,15 – 1,64 %. Intraoperativ entsteht die Fraktur bei Erstoperation zementierter Prothesen bei 0,1 – 1 % der Patienten (KAVANAGH 1992), während er bei Revisionseingriffen deutlich höher, nämlich bei 6 % liegt (CHRISTENSEN et al. 1989). Dies dürfte der verminderten Knochenqualität geschuldet sein, die nach Entfernung von Prothesen und Knochenzement noch gesteigert wird. Zementfreie Prothesen sind nach FITZGERALD et al. (1988) mit intraoperativ entstandenen Femurfrakturen mit 7 – 13 % belastet. Die intraoperative periprothetische Femurfrakturrate ist vor allem bei Osteoporose und beim Einschlagen der zementfreien Endoprothese möglich.

Die postoperative periprothetische Femurfrakturinzidenz beträgt 1 – 4 % (KAVANAGH 1992). Ist die Prothese gelockert, bricht das Oberschenkelbein im Bereich der Prothesenspitze. Sitzt die Prothese bei zementierter Technik fest im Schaft, kann das Os femoris unterhalb des Implantates frakturieren (GRUNER et al. 2004). Auch bei postoperativer periprothetischer Femurfraktur wirken Osteoporose, Osteolyse, Prothesenlockerung oder Trauma frakturbeünstigend (GRUNER et al. 2004). Die Klassifikation periprothetischer Femurfrakturen erfolgt unter den Aspekten Lokalisation, Stabilität der Prothese und Knochenqualität nach dem VANCOUVER-Score (DUNCAN u. MASRI 1995) (Abb. 6).

Typ	Frakturlokalisierung	Subtyp
A	Regio trochanterica	AG Trochanter major AL Trochanter minor
B	Bereich der Prothese	B1 stabile Prothese B2 lockere Prothese B3 schlechte Knochenqualität
C	Unterhalb der Prothese	C1 stabile Prothese C2 lockere Prothese C3 schlechte Knochenqualität

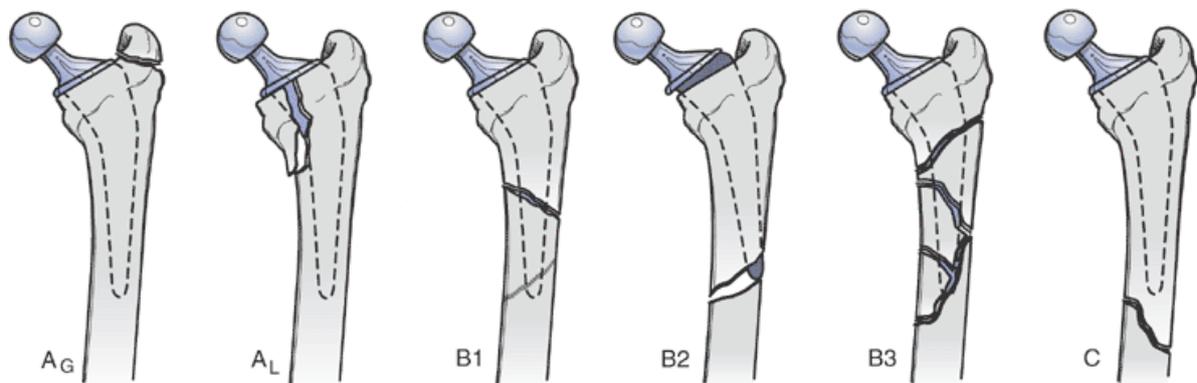


Abb. 6: VANCOUVER-Klassifikation periprothetischer Femurfrakturen

Eine periprothetische Femurfraktur kann konservativ oder operativ behandelt werden. Dabei gelten die Richtlinien der klassischen Frakturversorgung. Als Notfall sind offene Fraktur, schwerer Weichteilschaden, Kompartmentsyndrom sowie Gefäß- oder Nervenschaden anzusehen und entsprechend aggressiv anzugehen. Ob konservativ oder operativ behandelt wird, entscheiden Lokalisation und Stabilität der Fraktur, Stabilität der Prothese, Qualität des umgebenden Knochengewebes, Patientencompliance, Allgemeinzustand und Vorerkrankungen des Patienten (SZYSZKOWITZ u. BOLDIN 2001). Die Osteosynthese einer periprothetischen Femurfraktur ist meist eine große Herausforderung für den Operateur.

Konservativ behandelt werden können Fissuren und stabile, bzw. kaum dislozierte Frakturen. Zudem ist eine gute Patientencompliance erforderlich. Der Heilungsverlauf ist röntgenologisch zu begleiten.

Ist das Os femoris gebrochen, aber die Prothese noch fest verankert, kann der Situation angemessen die Osteosynthese mit verschiedenen Verfahren und Implantaten wie Platte, Nagel, Fixateur externe und/oder Cerclagen erfolgen (Tab. 4). Bei gelockerter Prothese ist zudem ein Prothesenwechsel angezeigt.

Tab. 4: Therapieempfehlungen bei Frakturen des Os femoris mit Endoprothese nach der VANCOUVER-Klassifikation

Klasse	Therapie
AG	Geringe Dislokation: konservative Therapie Starke Dislokation: Zuggurtung und ggf. Osteosynthese
AL	Plattenosteosynthese oder ggf. Cerclage
B1	Plattenosteosynthese und ggf. zusätzlich Spongiosaplastik, Cerclagen etc.
B2	Prothesenwechsel und ggf. zusätzlich Spongiosaplastik, Cerclagen oder Plattenosteosynthese
B3	Prothesenwechsel meist Tumorprothese und ggf. zusätzlich Spongiosaplastik, Cerclagen oder Plattenosteosynthese
C1	Plattenosteosynthese oder Nagel, ggf. zusätzlich Cerclagen
C2	Prothesenwechsel und ggf. zusätzliche Verfahren
C3	Prothesenwechsel und zusätzlich ggf. Spongiosaplastik, Cerclage oder Osteosynthese

2.4.2.5 Neurapraxie

Die Neurapraxie ist eine seltene Komplikation. Je nach Operationszugang können bei Implantation der N. ischiadicus bzw. N. peroneus, N. femoralis oder N. obturatorius beschädigt werden. Der N. femoralis ist durch Muskulatur (M. Iliopsoas, M. rectus femoris) gut geschützt. Er kann insbesondere durch Zementausfluss aus dem Acetabulum geschädigt werden. Der N. ischiadicus ist am häufigsten betroffen (30%). In 0,1 – 0,4 % der Fälle kommt es zu Läsionen des N. femoralis durch zu großen Druck mit dem Hohmann-Hebel am vorderen Pfannenrand (SCHMALZRIED et al. 1991). Verletzungen des N. obturatorius sind sehr selten und schwer zu diagnostizieren. Klinisch äußert sich ein Trauma des N. obturatorius häufig in Leistenschmerzen. Intrapelvine Zementextravasate können ursächlich sein.

Das Risiko einer Nervenschädigung liegt bei Erstoperation bei 0,5 % und bei Revisionseingriffen bei 3,5 % (GOETZ et al. 2010). SCHMALZRIED et al. (1991) fanden retrospektiv bei 3126 Patienten mit Hüfttotalendoprothesen nach Erstoperation in 1,3 % der Erstoperationen und nach Revisionsingriff in 3,2 % der Fälle postoperative Neuropathien.

Einen der Nerven bei der Operation anzuschneiden oder gar zu durchtrennen ist sehr unwahrscheinlich. Häufiger werden sie manuell durch Zug (Überdehnung) oder Druck geschädigt. Ischämie, Blutung, Hämatombildung oder Hitze können Nerven ebenso lädieren. Läsionen ohne Kontinuitätstrennung sind prognostisch günstig. Innerhalb von zwei Jahren erholt sich der Nerv meist vollständig. Nur sehr selten bleiben milde bis schwere neurologische Defizite zurück (SCHMALZRIED et al. 1991).

Auch wenn die Prognose einer nervalen Schädigung günstig ist, kann das Endergebnis nicht sicher vorausgesagt werden. Prognostisch günstiger Faktor ist die schnelle postoperative Besserung des Ausfalls. Kommt es dazu nicht, bzw. verbleibt schon in der frühen Zeit eine komplette Dysästhesie oder Lähmung, ist die Prognose vorsichtig bis schlecht (SCHMALZRIED et al. 1997).

Eine eindeutig mechanische Ursache einer Nervenläsion ist postoperativ nur selten auszumachen. Wird sie diagnostiziert, sollte sie umgehend beseitigt werden.

2.4.2.6 Vaskuläre Schädigung

Massive Gefäßverletzungen während der Implantation einer Hüftendoprothese machen geschätzt etwa 0,1-0,2% aus. PULIDO et al. (2008) diagnostizierten 3 von 6272 Primäroperationen (0,05%) und 2 von 1427 Revisionseingriffen (0,14%).

Ein nicht relevantes, geringgradiges Nachbluten nach Implantation ist nicht selten zu beobachten, führt aber in den wenigsten Fällen zum Hämatom, das operativ entfernt werden müsste. Die Blutungen können der A. circumflexa femoris medialis entstammen bei Exzision dorsaler Kapselanteile.

Intraoperativ häufig verletzt werden die Vv. femoralis, obturatoria und femoralis superficialis, die Aa. iliaca interna und externa, glutea superior und inferior, insbesondere bei Entfernung von Zementresten (PARVIZI et al. 2008).

2.4.2.7 Prothesenbruch

Implantatbrüche sind in der Hüftendoprothetik selten geworden, weil die Schaftkomponente heute geschmiedet ist. Nach CLOISHY et al. (2004) ist nur 1% der Revisionseingriffe wegen eines Metallbruchs erforderlich.

GALANTE (1980) gibt an, dass der Bruch der femoralen Prothesenkomponente eine Inzidenz von 0,23-0,67% hat. Die Prothese bricht meist im mittleren Drittel, meist 4 bis 72 Monate post operationem und meist traumaassoziiert. Plötzliche Schmerzen bei einem zuvor asymptomatischen Hüftgelenk sind wegweisend.

CHAO und COVENTRY (1981) fanden 58 Prothesenbrüche im Klientel. Bei 62% davon hatte sich das Implantat im proximalen Bereich des Femurs gelockert. Dem folgte eine Ermüdungsfraktur, die ursächlich für das Implantatversagen war.

Dem Bruch der Femurkomponente der Prothese förderlich sind eine zu klein gewählte Prothese, Körpergewichtszunahme, erhöhte Aktivität, Trauma, minderer Zementmantel, Stammimplantation in Varusstellung, Herstellungsfehler und Implantatdesign (GRIVAS et al. 2007).

Problematisch ist der Bruch einer Keramikkomponente. Zerriebene Keramikanteile können innerhalb kürzester Zeit zu massiven Osteolysen führen. Die Bruchwahrscheinlichkeit von Keramikprothesen ist allerdings mit 0,012-0,15% sehr gering (HANNOUCHE et al. 2003).

2.4.2.8 Ektopische Ossifikation

Periartikuläre Ossifikationen werden nach der Implantation von Hüftendoprothesen häufig beobachtet. Die Pathogenese ist nicht endgültig geklärt. Prädisponierende Faktoren sind Endoprothesenlockerung, Coxarthrose, Übergewicht und sofortige postoperative Vollbelastung. Das Risiko einer ektopischen Ossifikation liegt zwischen 8 und 90 % (ohne prophylaktische Maßnahmen). Röntgenologisch sind heterotope Ossifikationen frühestens 4-6 Wochen post operationem nachweisbar und nach ca. 6-12 Monaten voll ausgebildet. Einige Patienten sind postoperativ über längere Zeit schmerzhaft bei entstehender heterotoper Ossifikation. Die Schmerzen verschwinden oftmals. Bei etwa einem Drittel dieser Patienten wird die Funktion des involvierten Gelenkes so beeinträchtigt, dass nochmals operiert werden muss.

Um heterotope Ossifikationen zu vermeiden, können prophylaktisch nichtsteroidale Antirheumatika oder radioonkologische Maßnahmen eingesetzt werden (KÖLBL et al. 2003).

Tab. 5: Stadien periartikulärer Ossifikation (BROOKER 1973)

Grad	Ausmaß periartikulärer Ossifikation
Grad I	Kleine periartikuläre Ossifikationsherde zwischen Trochantermassiv und Becken
Grad II	Mäßige Ossifikationen, einen Mindestabstand von 1 cm belassend
Grad III	Ausgeprägte Ossifikationen, die einen Zwischenraum von weniger als 1 cm belassen
Grad IV	Knochenbrücke

Interessant sind die Angaben von CHÉMALY et al. (2013) über 40 Patienten, denen wegen einer Acetabulumfraktur eine Prothese implantiert wurde. 15 (38%) wiesen heterotope Ossifikationen auf. Sie beobachteten zudem, dass die Ossifikation umso ausgeprägter war, je zeitiger operiert worden war. Dies war signifikant, verglichen mit Patienten, bei denen der Eingriff zeitverzögert vorgenommen wurde.

2.4.2.9 Pulmonäre Thrombembolie und tiefe Venenthrombose

Nach BEISAW et al. (1988) und KIM und KIM (2007) liegt die Inzidenz einer tiefen Venenthrombose bei bis zu 70% sowie einer pulmonären Embolie bei 0,76-1,5%, falls keine prophylaktischen Maßnahmen getroffen werden. Prädisponierend sind fortgeschrittenes Alter, Venenschwäche, Osteoarthritis, Obesitas, Hyperlipidämie und diätetische bzw. genetische Faktoren (KIM u. KIM 2007). Auch die postoperative Ruhigstellung kann eine tiefe Beinvenenthrombose auslösen. Sie ist von einer schmerzhaften Schwellung der Gliedmaße gekennzeichnet. Diese Erkenntnisse sind in Prophylaxe durch Heparinapplikation und frühzeitige Mobilisation eingeflossen, so dass die Thromboserate deutlich gesunken ist .

2.4.2.10 Osteosarkom

Eine äußerst seltene Komplikation ist ein Osteosarkom im proximalen Bereich des Os femoris nach Implantation einer Hüftgelenksendoprothese. MARTIN et al. (1988) fanden eine derartige Koinzidenz 10 Jahre nach Implantation bei einer 66jährigen Frau. Ihr war eine Charnley-Prothese aus einer Cobalt-Chrom-Legierung zementiert eingesetzt worden. Angenommen wird, dass Metallimplantate eher nicht tumorinduzierend wirksam sind. Allerdings führt eine derartige lebensbedrohende Spätfolge immer zur Diskussion, ob dem Fremdmaterial eine karzinogene Induktion zukommt.

2.4.2.11 Kompartmentsyndrom

Das Kompartmentsyndrom, als Komplikation in der Hüftendoprothetik, macht nach PULIDO et al. (2008) 0,02% (1 Fall bei 6272 Eingriffen) aus.

2.5 Bewertungssysteme der Hüftendoprothetik in der Humanmedizin

In der Humanmedizin sind zahlreiche Systeme entwickelt worden, um den Erfolg in der Hüftgelenksendoprothetik zu bewerten. Analysiert werden Schmerz, Beweglichkeit und Gliedmaßenfunktion vor und nach Implantation der Prothese. Häufig genutzt sind der Score nach Merle d'Aubigné und Postel und der Harris Hip Score (Tab. 5 und 6). Den Scores liegen zum Teil visuell analog Skalen verschiedenster Parameter, Bepunktungen und Vermessungen zugrunde, wie aus den Tabellen 6 und 7 zu ersehen ist.

Tab. 6: Score nach Merle d'Aubigné und Postel

Bereich	Grad	Score
Schmerz	Starker permanenter Schmerz	0
	Starker Schmerz auch nachts	1
	Starker Schmerz bei Bewegung, der jegliche Aktivität unterbindet	2
	Erträglicher Schmerz bei begrenzter Aktivität	3
	Milder Schmerz bei Bewegung, der in Ruhe verschwindet	4
	Milder inkonstanter Schmerz, normale Aktivität möglich	5
	Kein Schmerz	6
Mobilität	Versteifung des Hüftgelenkes in schlechter Position	0
	Keine Bewegung; Schmerz oder leichte Deformierung	1
	Flexion <40°	2
	Flexion 40°-60°	3
	Flexion 60°-80°; der Patient kann seinen Fuß berühren	4
	Flexion 80°-90°; Abduktion von mindestens 15°	5
	Flexion mehr als 90°; Abduktion 30°	6
Fähigkeit zu gehen	Nicht vorhanden	0
	Nur mit Krücken	1
	Nur mit Stöcken	2
	Mit einem Stock, weniger als eine Stunde	3
	Lange Zeit mit Stock; kurze Zeit hinkend ohne Stock	4
	Ohne Stock, aber leicht hinkend	5
	Normal	6

Tab. 7: Harris Hip Score

I. Schmerz

	Schmerzausprägung	Score
A	Keiner oder zu ignorieren	44
B	Leicht, gelegentlich, kein Kompromiss in Bezug auf Beweglichkeit	40
C	Milder Schmerz, keine Auswirkungen auf durchschnittliche Aktivitäten, selten moderate Schmerzen bei ungewöhnlicher Aktivität	30
D	Moderate Schmerzen, noch tolerabel. Einschränkungen bei normaler Aktivität oder Arbeit.	20
E	Deutliche Schmerzen, ernsthafte Einschränkung der Aktivität	10
F	Schwere Behinderung, Schmerzen beim Liegen, bettlägerig	0

II. Funktion

Bereich	Ausprägung	Score
Hinken	Nicht vorhanden	11
	Leicht	8
	Moderat	5
	Schwer	0
Unterstützung	Keine	11
	Stock für weite Strecken	7
	Stock für die meiste Zeit	5
	Eine Krücke	3
	Zwei Stöcke	2
Unfähig zu Gehen ohne Stöcke	0	
Gehstrecke	Unbegrenzt	11
	Sechs Häuserblocks	8
	Zwei oder drei Häuserblocks	5
	Nur in der Wohnung	2
	Bett und Stuhl	0
Treppen	Normal ohne Benutzung des Geländers	4
	Normal mit Benutzung des Geländers	2
	Auf irgendeine Weise	1
	Unfähig Treppen zu steigen	0
Schuhe und Socken	Mit Leichtigkeit	4
	Mit Schwierigkeiten	2
	Unfähig	0
Sitzen	Bequem in einem gewöhnlichen Stuhl für eine Stunde	5
	In einem hohen Stuhl für eine halbe Stunde	3
	Unfähig in irgendeinem Stuhl bequem zu sitzen	0
Betreten von öffentlichen Verkehrsmitteln	Fähig	1
	Unfähig	0

III. Fehlen von Deformation

4 Punkte werden vergeben, wenn der Patient folgendes aufweist

- A. Weniger als 30° fixierte Kontraktur
- B. Weniger als 10° fixierte Adduktion
- C. Weniger als 10° fixierte Innenrotation in Streckung
- D. Beinlängendiskrepanz weniger als 3,2 cm

IV. Bewegungsumfang

A. Beugung	0°-45°	x 1,0
	45°-90°	x 0,6
	90°-110°	x 0,3
	>110°	x 0,0
B. Abduktion	0°-15°	x 0,8
	15°-20°	x 0,3
	> 20°	x 0,0
C. Außenrotation in Streckung	0° -15°	x 0,4
	> 15°	x 0,0
D. Innenrotation in Streckung	egal	x 0,0
E. Adduktion	0°-15°	x 0,2
F. Streckung	egal	x 0,0

Um den Bewegungsumfang insgesamt zu bestimmen, wird die Summe der Indexwerte mit 0,05 multipliziert.

Beim Score nach Merle d'Aubigné und Postel ist die maximal erreichbare Punktzahl 18 Punkte und beim Harris Hip Score 100 Punkte. Dabei werden im Score nach Merle d'Aubigné und Postel die Kriterien differenziert in Prozenten gewichtet: Schmerz 33,3%, Bewegungsausmaß 33,3%, Gang 33,3%. Im Harris Hip Score: Schmerz 44%, Hinken 11%, Gehhilfen 11%, Gehstrecke 11%, Treppensteigen 4%, Schuhe und Socken 4%, Sitzen 5%, öffentliche Transportmittel 1%, Deformität 4%, Bewegungsausmaß 5%.

In der Veterinärmedizin sind Bewertungssysteme dieser Art bisher nicht genutzt, weil sowohl der Hundebesitzer als auch der Tierarzt den Schmerz und insbesondere seine Intensität nur vage eingrenzen können, während Ausmaß und Grad der Funktionsstörung durchaus bestimmbar sind.

2.6 Diagnostik von Komplikationen

Komplikationen zu diagnostizieren, beruht im Wesentlichen auf klinischen Symptomen und Röntgenbefunden. Schmerzhaftigkeit in Ruhe und/oder im Stand kann auf eine Infektion hinweisen. Ist der Bewegungsablauf gestört, ist das eher mechanisch verursacht (ENGELBRECHT u. SIEGEL 1989).

In der Humanmedizin stützt sich die klinische Diagnostik von Lockerungen wesentlich auf die Schmerzsymptomatik. Die Schmerzen reichen von Schmerz unter Belastung bis zu Schmerz in Ruhe. Dem folgen Bewegungseinschränkungen oder gar Beinlängendifferenzen. Unter den Nachweismethoden einer aseptischen Lockerung gibt es bisher keine laborchemische Diagnostik (WIRTZ u. NIETHARD 1997), während dies bei septischer Lockerung mit entzündungsrelevanten Laborparametern, wie Leukozytose, Procalcitonin oder C-reaktivem Protein möglich ist (KAISIDIS et al. 2005). Klinisch können Entzündungszeichen wie Rötung, Schwellung und Wärme vorkommen, das muss aber nicht immer der Fall sein. Sinnvoll ist es, schon vor dem Revisionseingriff die Gelenkflüssigkeit zu punktieren und mikrobiologisch zu untersuchen. So dass präoperativ Erreger und Antibiotogramm bekannt sind. Die Erregeranzahl in der Gelenkflüssigkeit kann, gerade bei chronischen Infektionen, unterhalb der Nachweisgrenze liegen.

Die Lockerungsdiagnostik bleibt demnach immer ein Ergebnis mehrerer kombinierter Untersuchungsergebnisse (klinische Untersuchung, Bildgebung, Labordiagnostik). Wie zuvor dargestellt, gibt es in der Humanmedizin Bewertungssysteme hinsichtlich Schmerz, Funktion und Beweglichkeit des operierten Gelenkes. Eine Verschlechterung in einem der bewerteten Punkte, kann eine Komplikation bedeuten und erfordert weitere Diagnostik. Beim Hund kann es schwierig sein, für den Besitzer oder den behandelnden Tierarzt, kleine Anzeichen einer Verschlechterung wahrzunehmen.

Röntgenaufnahmen im Grundbildpaar prä und post operationem und im weiteren Verlauf unter standardisierten Lagerungs- und Strahlungsbedingungen erleichtern die Position und eine etwaige Verlagerung der Prothese, den Knochenumbau (Sklerosierung, Hypertrophie, Osteolyse), den Knochenkontakt sowie Veränderungen an Implantat oder Zement zu beurteilen. Interessant ist, dass die Reproduzierbarkeit konventionell erstellter Röntgenbilder eine Messfehlerbreite von 2 bis 5 mm aufweist (MALCHAU et al. 1995).

Nach KONDE et al. (1982) ist eine Aufhellungszone zwischen Zement und Knochen, die innerhalb eines Monats postoperativ zu sehen ist, normal, falls sie sich nicht ändert und schmaler als 1 mm ist. Ist der Spalt breiter als 2 mm, hat sich die Position der Prothese geändert. Sind Zement oder Prothese gebrochen, sind dies zweifelsfrei Lockerungszeichen

(BOZICK u. RUBASH 2004). Die Arthrografie ist in der Lockerungsdiagnostik weder sensitiv noch spezifisch (MURRAY u. RODRIGO 1975).

Infektionen von Endoprothesen können röntgenologisch durch eine progressiv breiter werdende Aufhellungszone zwischen Zement und Knochen oder Zement und Prothese, Lyse des Knochens oder unregelmäßige periostale Proliferationen gekennzeichnet sein (KONDE et al. 1982). Aus Blutanalysen können Infektionshinweise gewonnen werden.

Die Szintigrafie zeigt zwar eine erhöhte metabolische Aktivität an und ist deswegen ein sehr sensitiver Indikator des Knochenstoffwechsels, aber nicht spezifisch für Lockerung oder Infektion (BOZICK u. RUBASH 2004).

Sehr exakt gelingt die Darstellung der Prothesenlockerung mit der Röntgenstereophotogrammetrie. Ihr Einsatz ist aber sehr teuer und aufwändig (MALCHAU et al. 1995).

In der Humanmedizin ist insbesondere der chronische Schmerz prä- und postoperativ vergleichend äußerst wichtig, um etwaige Komplikationen frühzeitig zu entdecken. Entsprechend finden unter den Symptomen Schmerz, Funktion und Beweglichkeit Scoringssysteme nach Merle d'Aubigné und Postel sowie der Harris Hip Score ausschlaggebend Anwendung. Vergleichbares ist bisher in der Tiermedizin nicht bekannt.

3. Material und Methoden

Im Material- und Methodenteil dieser Literaturlarbeit sind die Daten zu den Komplikationen der Hüftendoprothetik in der Human- und Veterinärmedizin in den Datenbanken von Pubmed und Web of Science gesucht worden.

Das Literaturverzeichnis der dort gefundenen Studien wurde weiter durchforstet, um etwaige Studien, die in den Datenbanken nicht registriert sind, in dieser Studie nicht zu unterschlagen.

Experimentelle Untersuchungen und solche mit weniger als 10 Patienten wurden nicht analysiert. Sind in einer Studie die Daten anderer Autoren zitiert, so sind in der vorliegenden nur die der Erstpublikation berücksichtigt. Abweichend davon werden aber Folgestudien aufgearbeitet, falls ihnen z.B. längere Beobachtungszeiträume etc. zugrunde liegen. Wurde in der Literatur zementiert und unzementiert analysiert, sind die Ergebnisse getrennt tabellarisch registriert. Ist bei aseptischen Lockerungen nicht klar, ob es sich um eine Pfannen- oder Schaftlockerung handelt, wurden diese Studien bei der aseptischen Lockerung nicht berücksichtigt.

Aus diesen Daten wurde die durchschnittliche allgemeine Komplikationsrate und der prozentuale Anteil an den verschiedenen Komplikationen berechnet. Vernachlässigt bei der durchschnittlichen allgemeinen Komplikationsrate wurden Untersuchungen, die sich nur auf eine Störung fokussierten.

Außerdem wurde die relative Häufigkeit der einzelnen Komplikationen der Gesamtzahl der Komplikationen gegenüber gestellt. Hier werden jeweils zementierte und unzementierte Endoprothetik in der Human- und Veterinärmedizin getrennt betrachtet. Nicht berücksichtigt wurden auch hier Studien, die nur eine Komplikation betrachten.

Das Signalement (Alter und Geschlecht) der Patienten ist nicht in die Auswertung eingeflossen, da hierzu in vielen Studien keine Angaben gemacht werden.

Vergleichend zementiert/zementfrei analysiert sind die aseptische Lockerung, Luxation, Femurfraktur, Infektion, Neurapraxie, Prothesenbruch, Lungenembolie, tiefe Beinvenenthrombose. Sind weitere Komplikationen beschrieben, ist dies in einer Spalte am Ende der jeweiligen Tabelle aufgeführt. Da beim Hund die tiefe Beinvenenthrombose unbedeutend ist, ist sie in veterinärmedizinischen Studien nicht beschrieben. In der Humanmedizin ist sie dagegen bedeutend und wird deswegen in den Tabellen aufgeführt.

4. Ergebnisse

4.1 Zementierte Hüftgelenksendoprothetik beim Hund nach Literaturangaben

25 Studien, 3087 TEPs.

Durchschnittliche Anzahl Komplikationen: 15,62%.

Aseptische Lockerung Schaft: 1,48% (48/3239).

Luxatio ossis femoris: 4,66% (151/3241).

Fraktur Os femoris: 1,96% (79/4027).

Infektion: 2,25% (73/3241).

Neurapraxie: 0,96% (31/3241).

Prothesenbruch: 0,56% (18/3241).

Lungenembolie: 0,58% (18/3127).

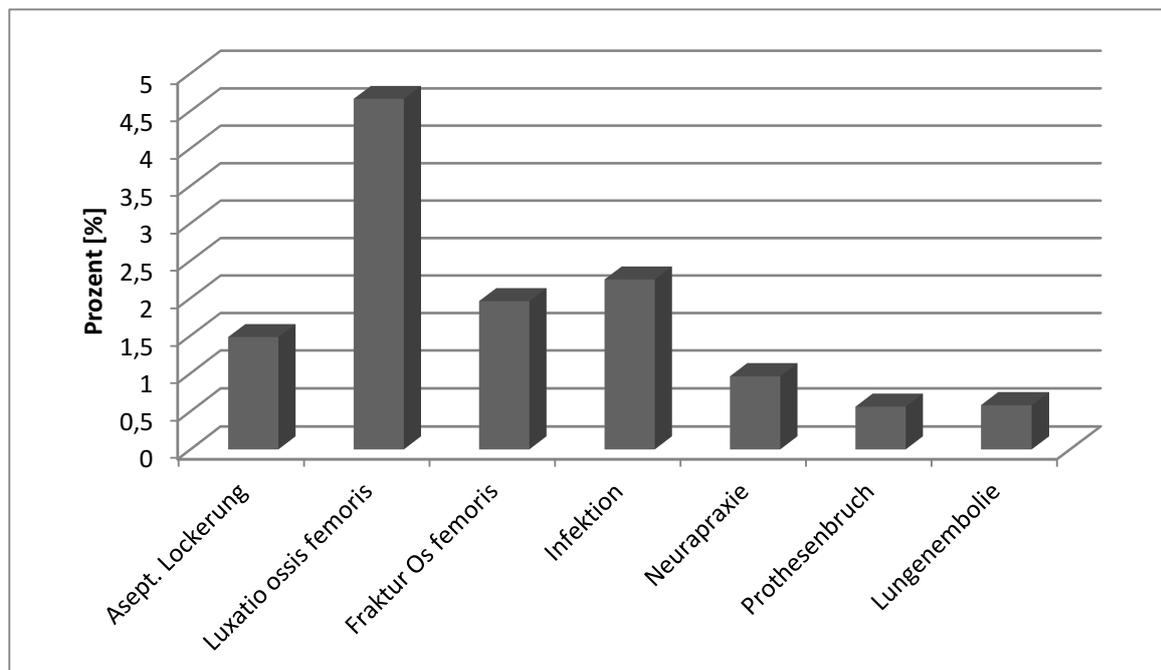


Abb. 7: Häufigkeit der einzelnen Komplikationen in der zementierten Hüftendoprothetik beim Hund

4.2 Unzementierte Hüftgelenksendoprothetik beim Hund nach Literaturangaben

8 Studien, 494 TEPs.

Durchschnittliche Anzahl Komplikationen: 12,24%.

Aseptische Lockerung Schaft: 1,37% (7/509).

Luxatio ossis femoris: 5,87% (29/494).

Fraktur Os femoris: 6,06% (35/578).

Infektion: 1,21% (6/494).

Neurapraxie: 0,61% (3/494).

Prothesenbruch: 1,21% (6/494).

Lungenembolie: 0% (0/494).

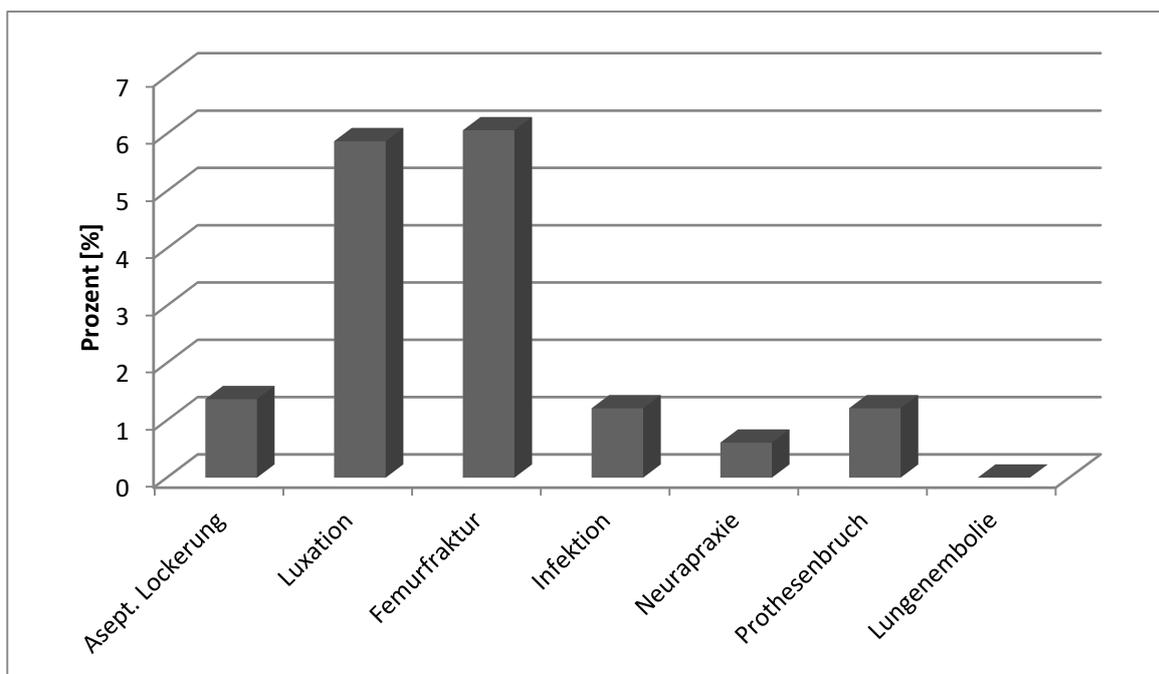


Abb. 8: Häufigkeit der einzelnen Komplikationen in der unzementierten Hüftendoprothetik beim Hund

4.3 Zementierte Hüftgelenksendoprothetik beim Menschen nach Literaturangaben

27 Studien, 4284 TEPs.

Durchschnittliche Anzahl Komplikationen: 10,45%.

Aseptische Lockerung Schaft: 6,06% (280/4624).

Luxatio ossis femoris: 2,67% (397/14894).

Fraktur Os femoris: 0,14% (6/4394)

Infektion: 0,86% (38/4394).

Neurapraxie: 0,09% (4/4394).

Prothesenbruch: 0,22% (24/10894).

Lungenembolie: 0,55% (24/4394).

Tiefe Beinvenenthrombose: 0,96% (42/4394).

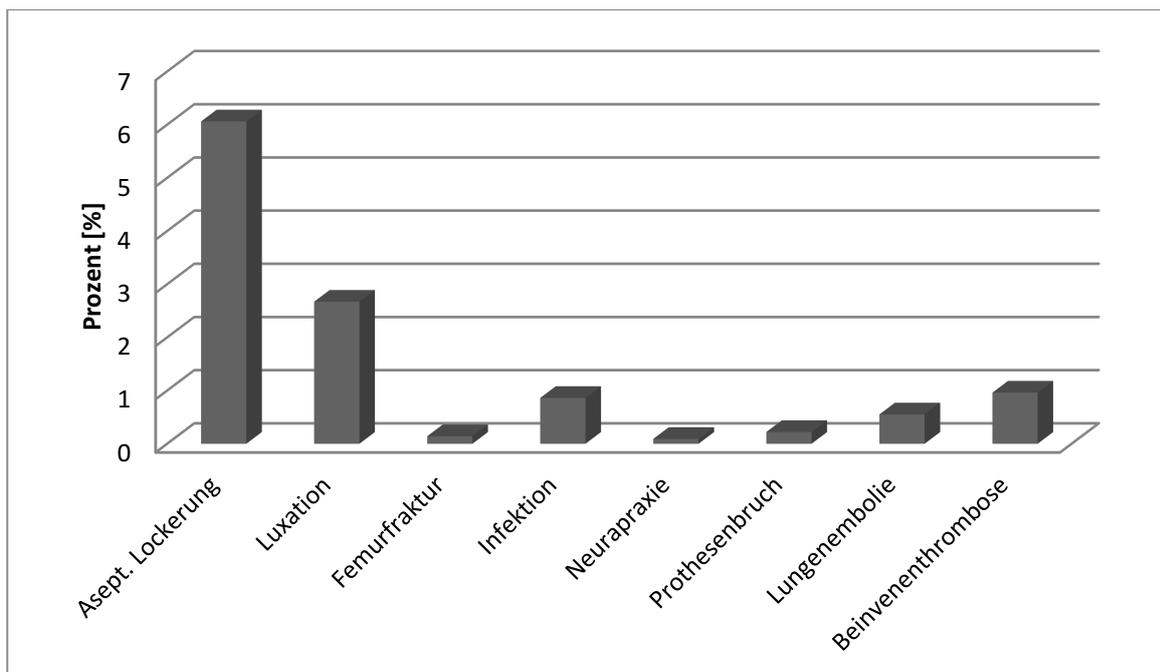


Abb. 9: Häufigkeit der einzelnen Komplikationen in der zementierten Hüftendoprothetik beim Menschen

4.4 Unzementierte Hüftgelenksendoprothetik beim Menschen nach Literaturangaben

31 Studien, 3005 TEPs.

Durchschnittliche Anzahl Komplikationen: 9,19%.

Aseptische Lockerung Schaft: 4,26% (128/3005)

Luxatio ossis femoris: 1,00% (10/3005).

Fraktur Os femoris: 1,06% (32/3005).

Infektion: 0,7% (21/3005).

Neurapraxie: 0,03% (1/3005).

Prothesenbruch: 0,1% (3/3005).

Lungenembolie: 0,33% (10/3005).

Tiefe Beinvenenthrombose: 0,53% (16/3005).

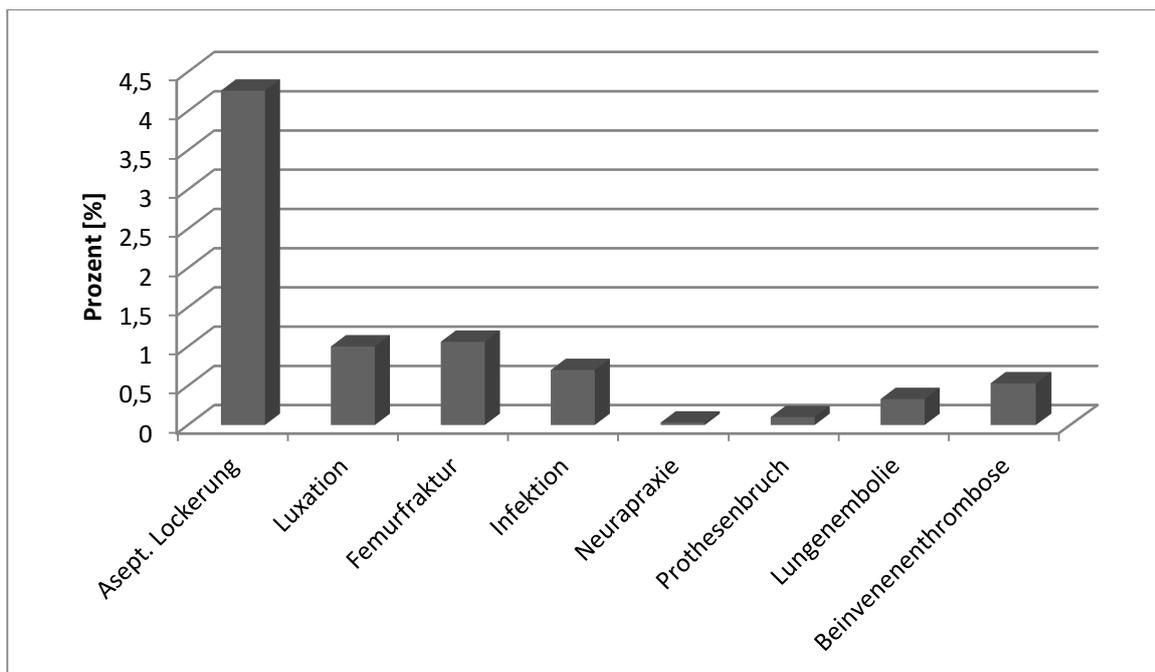


Abb. 10: Häufigkeit der einzelnen Komplikationen in der unzementierten Hüftendoprothetik beim Menschen

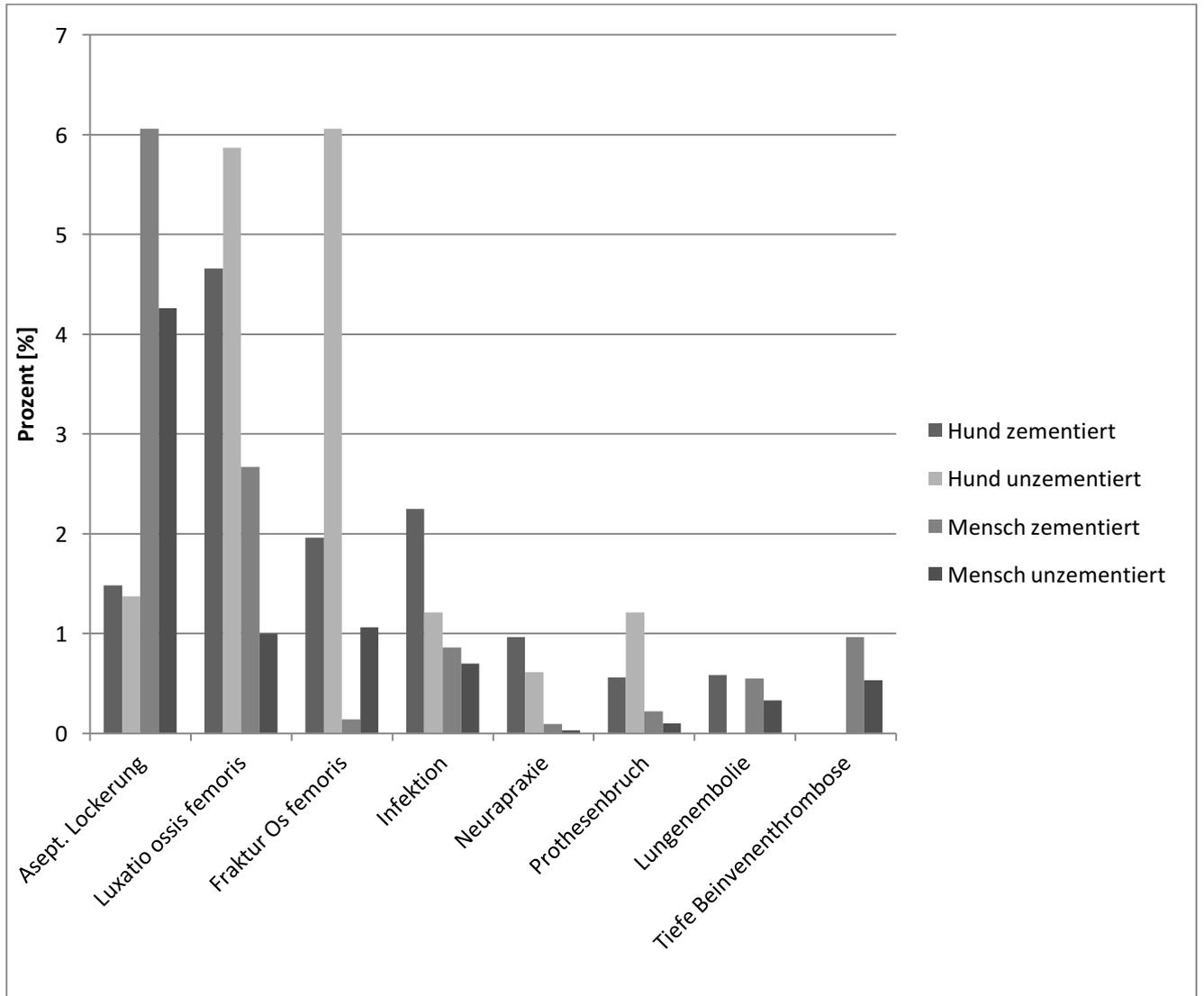


Abb. 11: Die einzelnen Komplikationen bei Hund und Mensch in der zementierten und unzementierten Endoprothetik

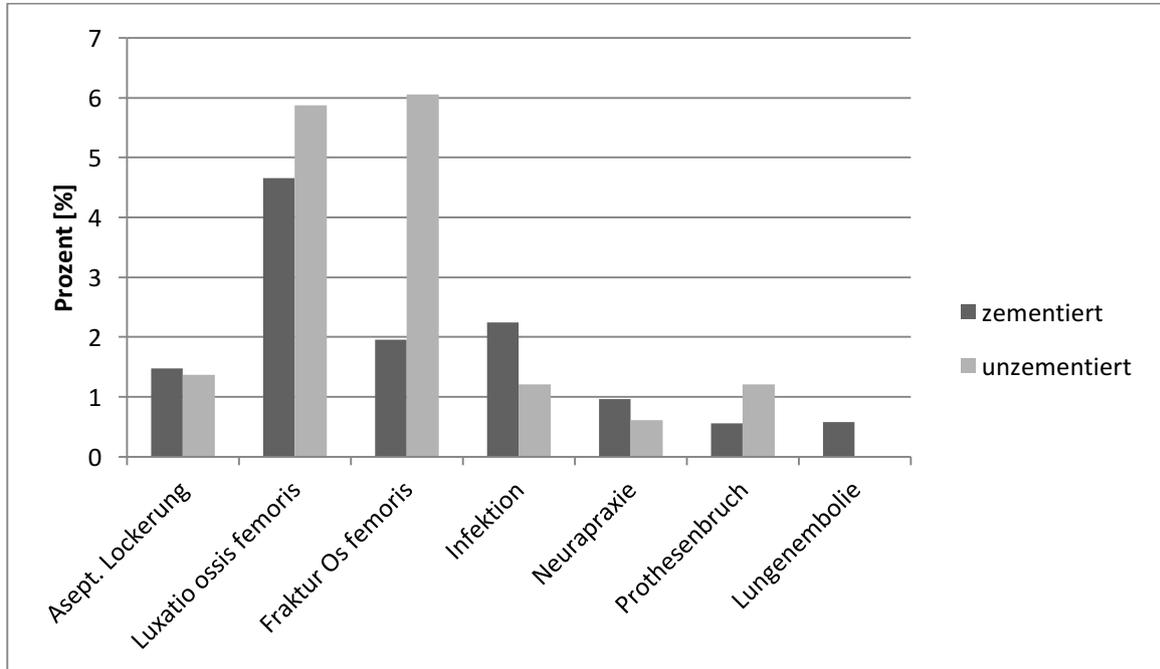


Abb. 12: Häufigkeit der Komplikationen beim Hund in der zementierten und unzementierten Hüftendoprothetik

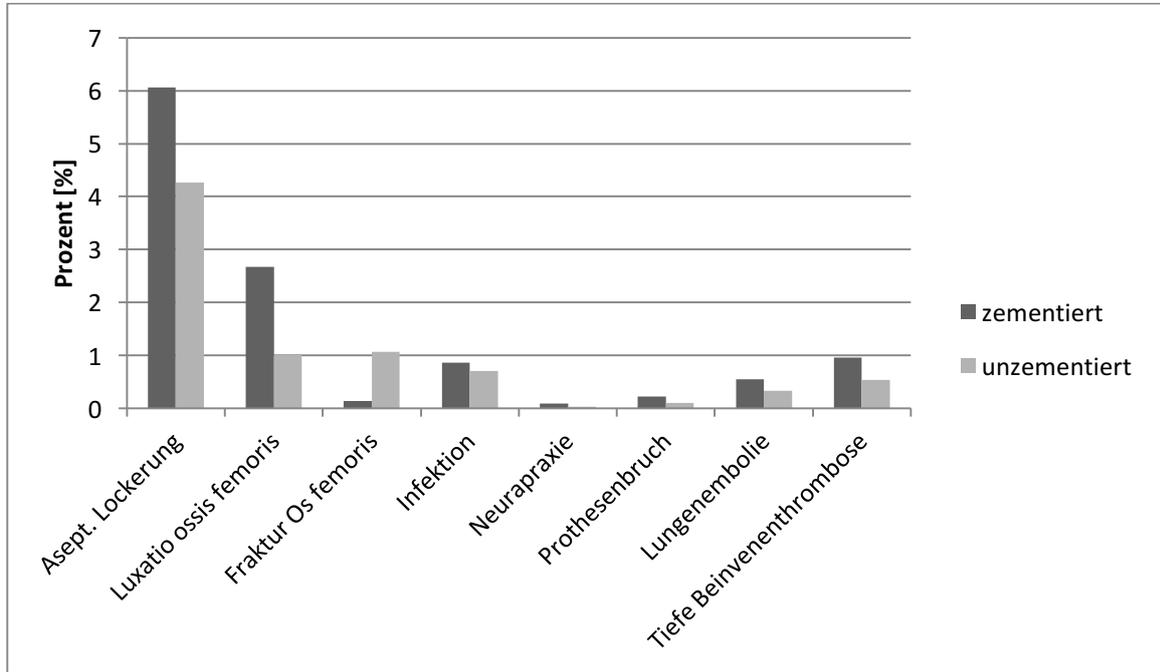


Abb. 13: Häufigkeit der Komplikationen beim Menschen in der zementierten und unzementierten Hüftendoprothetik

In der Tiermedizin ist die Anzahl der Komplikationen bei zementierten Prothesen durchschnittlich am höchsten (15,62%), vor den unzementierten (12,24%). In der Humanmedizin ist ebenfalls die Komplikationsrate bei zementierter Hüftendoprothetik mit 10,45% geringgradig höher als die bei unzementierten Prothesen (9,19%).

Unter den Komplikationen ist beim Hund die Luxation am häufigsten. Bei zementierter Technik ist sie mit 4,66% seltener als bei unzementierter mit 5,87%. Die Fraktur des Os femoris ist bei unzementierter Prothetik beim Hund häufiger (6,06%) als die Luxation.

Eine Fraktur des Os femoris ist mit 1,96% wie auch die Infektion mit 2,25% bei zementierter Implantation beim Hund nahezu gleich häufig. Bei zementfreiem Vorgehen beträgt die Inzidenz der septischen Lockerung sowie des Prothesenbruchs 1,21%. Aseptische Lockerungen (1,48%) sind bei zementierter Implantation in der Tiermedizin seltener als septische Lockerungen (2,25%). Dagegen ist die aseptische Lockerung (1,37%) etwas häufiger als die septische (1,21%) bei unzementierter Technik.

Neurapraxie (0,96% bzw. 0,61%) und Lungenembolie (0,58% bzw. 0%) sind sehr seltene Komplikationen, sowohl bei zementierter als auch unzementierter Hüftgelenksendoprothetik beim Hund.

In der Humanmedizin ist die aseptische Lockerung die häufigste Komplikation, sowohl bei zementierter (6,06%) als auch bei unzementierter Endoprothetik (4,26%). Die Luxationsinzidenz ist mit 1-2,67% deutlich seltener als in der Veterinärmedizin. Die Fraktur des Os femoris ist nach unzementiertem Vorgehen beim Menschen zweithäufigste Komplikation (1,06%), während sie nach Zementierung mit 0,14% sehr selten entsteht. Septische Prothesenlockerungen sind in der Humanmedizin deutlich seltener als in der Tiermedizin (0,86% bzw. 0,7%).

Die tiefe Beinvenenthrombose ist eine Komplikation, die in der Veterinärendoprothetik keine Rolle spielt. In der Humanmedizin macht sie 0,96% nach zementierter und 0,53% nach unzementierter Technik aus.

Eine Lungenembolie als Komplikation der zementierten Hüftendoprothetik ist mit beinahe 0,6% sowohl beim Hund als auch beim Menschen eine gefürchtete Komplikation.

Beim Menschen selten ist der Prothesenbruch mit 0,1-0,22%, wie auch die Neurapraxie mit 0,03-0,09% sowohl bei zementierter als auch bei unzementierter Implantation.

Tab. 8: Relative Häufigkeit der einzelnen Komplikationen an der Gesamtzahl der Komplikationen

	Hund zementiert (388 Kompl.)	Hund unzementiert (70 Kompl.)	Mensch zementiert (11703 Kompl.)	Mensch unzementiert (241 Kompl.)
Asept. Lockerung	48 (12,4%)	2 (2,9%)	9075 (77,6%)	128 (53,1%)
Luxatio ossis femoris	152 (39,2%)	29 (41%)	667 (5,7%)	30 (12,4%)
Fraktur Os femoris	57 (14,7%)	24 (34,3%)	711 (6,1%)	32 (13,3%)
Infektion	73 (18,8%)	6 (8,6%)	977 (8,3%)	21 (8,7%)
Neurapraxie	31 (8%)	3 (4,3%)	4 (0,03%)	1 (0,4%)
Prothesenbruch	19 (4,9%)	6 (8,6%)	205 (1,8%)	3 (1,2%)
Lungenembolie	8 (2,1%)	0 (0%)	22 (0,2%)	10 (4,1%)
Tiefe Beinvenenthrombose			42 (0,4%)	16 (6,6%)

Gemessen an der Gesamtzahl der Komplikationen ist beim Hund die Luxatio ossis femoris die häufigste Komplikation, sowohl bei zementierter (39,2%) als auch bei unzementierter Technik (41%). In der humanen Hüftendoprothetik spielt die Luxation hingegen eine viel geringere Rolle (5,7 bzw. 12,4%). Das kann daran liegen, dass die postoperative Ruhighaltung und Schonung der operierten Gliedmaße beim Menschen deutlich einfacher ist als beim Hund. Außerdem ist die Hüftgelenksendoprothetik in der Humanmedizin sehr spezialisierten Chirurgen vorbehalten und es werden zunehmend technische Hilfsmittel wie Operationscomputer eingesetzt – das minimiert das Risiko einer falsch platzierten Schaftkomponente oder Pfanne.

Beim Menschen ist die aseptische Prothesenlockerung mit Abstand die häufigste Komplikation (77,6 und 53,1% der Gesamtzahl der Komplikationen), während sie in der Veterinärmedizin eine deutlich geringere Rolle spielt (12,4 und 2,9%). Dafür können die wesentlich längeren Standzeiten einer Hüftendoprothese in der Humanmedizin verglichen mit der Veterinärmedizin verantwortlich sein.

Die Femurfraktur kommt sowohl in der Human- als auch in der Veterinärmedizin häufiger nach unzementierter als nach zementierter Implantation vor. Das kann an Techniken wie der Press fit-Methode liegen, bei der die Gefahr einer Fissur oder Fraktur des Femur sehr hoch ist.

5. Diskussion

Die Hüftgelenksendoprothetik ist heute sowohl beim Menschen als auch beim Hund ein vielfach angewandtes Verfahren, schmerzhaft Veränderungen im Bereich des Hüftgelenkes mit daraus folgenden Funktionsbeeinträchtigungen dauerhaft zu therapieren. Trotz sehr hoher Erfolgsraten des endoprothetischen Gelenkersatzes, bei beiden Spezies, gibt es zahlreiche potenzielle Komplikationen, die die Ergebnisse des rekonstruktiven Eingriffes gefährden können. Anliegen dieser Schrift ist es, aus dem Vergleich der Komplikationen in der Hüftgelenksendoprothetik von Mensch und Hund nicht nur die Häufigkeit der jeweiligen Komplikation bei der jeweiligen Spezies darzustellen. Es sollten daraus zudem möglichst Erkenntnisse gewonnen werden, die die Erfolgsrate beim Hund weiter erhöhen könnten. Auch wenn die präoperative Vorbereitung und Operationsplanung kein Bestandteil dieser Studie war, ist diesen Aspekten doch besondere Bedeutung beizumessen. Beim Hund ist die Hüftendoprothese bei dauerhaft schmerzhafter Hüftgelenksdysplasie, Coxarthrose, konservativ ausgeschöpfter Therapie, akuter oder alter, nicht dauerhaft reponierbarer Luxatio ossis femoris, nicht rekonstruierbarer Femurkopf- und/oder Acetabulumfraktur indiziert (OLMSTEAD et al. 1983; PEROT 1995; DeYOUNG et al. 1992; CONZEMIUS u. VANDERVOORT 2005).

Im Hinblick auf das Alter sollten die Patienten ausgewachsen, d.h. älter als 7 Monate, sein (VEZZONI et al. 2010).

Mit diesen Informationen gilt es, etwaige Kontraindikationen auszuschließen, sowie Begleiterkrankungen zu erkennen, die das zu erwartende Ergebnis negativ beeinflussen können.

Nicht analysiert und beachtet wurden in dieser vorliegenden Vergleichsarbeit die allgemeinen intra- und postoperativen Gefahrenquellen, Behandlungsfehler und Komplikationen, mit denen sich der Operateur bei Gelenkseingriffen prä- und postoperativ immer auseinandersetzen muss.

Studienanliegen war es, die spezifischen Komplikationen, die sich grob in implantat- und stabilitätsbedingte Komplikationen sowie Infektionen unterscheiden lassen, zu analysieren. Zunächst einmal muss hinterfragt werden, ob ein derartiger Vergleich zulässig ist und vor allem, ob etwaige daraus gewonnene Erkenntnisse vice versa genutzt werden können, die Hüftgelenksendoprothetik beim Hund zu optimieren.

Beim ersten Hinsehen erscheint ein nutzbringender derartiger Vergleich fragwürdig, weil eine bipode Spezies (Mensch) mit einer quadropoden (Hund) verglichen werden soll.

Zudem ist das Becken mit dem Acetabulum beim Menschen nahezu senkrecht „in unterer Gliedmaßenlängsachse“ ausgerichtet. Dabei bildet die Oberschenkellängsachse (D) mit dem

Zentrum des Collum ossis femoris (C) und dem des Caput ossis femoris (C) den sogenannten CCD-Winkel. Er beträgt beim Menschen 120-130°. Abgesehen davon ist der Oberschenkelhals in Schubrichtung des Azetabulums über den Antetorsionswinkel (AT) gekennzeichnet. Beim Menschen reicht der AT-Winkel alters- und CCD-Winkel korreliert von 12° (Erwachsene) bis 35° (Neugeborene).

Beim Hund ist das Becken in Relation zur Wirbelsäule um etwa 148° bei einem variablen Standwinkel (bei Hunden großwüchsiger Rassen) zwischen 110°-126° gekippt. Der CCD-Winkel beträgt ca. 145° und der AT-Winkel etwa 30° (SCHAWALDER u. SPIESS 1990).

Allein aus dieser anatomischen Gegebenheit folgt, dass das Hüftgelenk beim Menschen sowohl im Stand als auch bei Belastung wesentlich stärker belastet ist als das des Hundes (PAUL 1976; BERGMANN et al. 1984).

Von der Anlage her hat das Hüftgelenk unendlich viele Bewegungsachsen, die aber in der Bewegung neben Extension und Flexion nur geringfügig andere Bewegungen zulassen.

Sieht man einmal von der Belastung des Hüftgelenkes ab, ist die Biomechanik bei Mensch und Hund sehr ähnlich. Das hat den Hund auch zu einem bevorzugt ausgewählten Tier für experimentelle Studien zum Nutzen für den Menschen werden lassen (BERGMANN et al. 1984; BLOEBAUM et al. 1993; SKURLA u. JAMES 2005; SKURLA et al. 2005).

Die tierexperimentell gewonnenen Erkenntnisse sind damit nicht nur für den Menschen, sondern auch für den „Patienten Hund“ äußerst wertvoll gewesen.

Auch vom Design her sind nahezu alle Prothesen tierexperimentell am Hund vor der Implantation beim Menschen überprüft worden, so dass auch dieses einen Vergleich beim Patienten Mensch – Hund besonders wertvoll erscheinen lässt.

So werden jährlich beim Menschen weltweit 1.000 000 Hüftgelenksendoprothesen und davon 155.000 in Deutschland eingesetzt. Für den Hund liegen dagegen, weder für Deutschland noch für andere Länder, dazu Zahlen vor. Ganz allgemein bekannt ist aber für die Kleintiermedizin, dass unter den Endoprothesen für den Hund nur die für das Hüftgelenk routinemäßig, bei entsprechender Indikation, weltweit implantiert wird.

Im Kontext der vorliegenden Studie sind alle negativen Verläufe ärztlicher und tierärztlicher Behandlungsmaßnahmen, die gravierende, vor allem funktionelle Folgen für die Patienten Mensch oder Hund hatten, wie auch die Neurapraxie, postoperative Lungenembolie und tiefe Beinvenenthrombose als Komplikationen benannt. Der damit weit gefasste Begriff Komplikation sollte aber auch in der Hüftendoprothetik nur dann genutzt werden, wenn das angestrebte positive Ziel der Implantation objektiv ganz oder auch nur partiell nicht erreicht wurde bzw. nur negative Folgen aufgetreten sind.

Einen Behandlungsfehler kennzeichnet dagegen eine objektive Unterschreitung des Standards oder unsachgemäßes Handeln, so dass dem eine Komplikation folgt. Dies beachtend sind die Luxatio ossis femoris und Neurapraxie wohl eher Folge eines

unsachgemäßen Handelns. Im Hinblick auf die Infektion kann die Differenzierung zwischen Komplikation einerseits und und Behandlungsfehler andererseits nicht immer sicher entschieden werden. So können die frühe postoperative und hämatogene Infektion durch unsauberes Arbeiten oder Verpassen eines infektiösen Fokus entstanden sein, d.h. ein offensichtlicher Behandlungsfehler durch Standardunterschreitung hier in der Diagnostik und/oder Operation.

Im Vergleich der Komplikationen ist die Komplikationsrate bei zementierter Prothetik sowohl beim Hund mit 15,62% (n=3087 TEPs) als auch beim Menschen mit 10,45% (n=4284 TEPs) am höchsten. Bei unzementierter Technik ist diese Rate bei beiden Spezies zwar niedriger, aber nicht so, wie es erwartet werden könnte. Beim Hund beträgt sie 12,24% (n=494 TEPs) und beim Menschen 9,19% (n=3005 TEPs).

Aseptische Lockerung

Die aseptische Lockerung ist in der Humanmedizin, sowohl bei zementierter als auch bei zementfreier Hüftendoprothetik, die häufigste Komplikation (Abb. 13) (WIRTZ u. NIETHARD 1997). Beim Hund sind die Luxatio ossis femoris und die Femurfraktur deutlich häufigere Komplikationen als die aseptische Lockerung. Das kann an den längeren Standzeiten der Prothesen beim Menschen im Vergleich zum Hund liegen.

Man geht davon aus, dass der Lockerung von Pfanne und Schaffteil der Prothese unterschiedliche Pathogenesen zugrunde liegen. Während sich die Pfanne aufgrund eines gesteigerten Materialabriebs lockert, kommt es beim Prothesenschaft zum sog. „debonding“ und infolge dessen zu einer Entzündungsreaktion und Lockerung (HERREN et al. 1987; HERMAN et al. 1989; SPECTOR et al. 1990).

Liegt eine aseptische Lockerung vor, gibt es Befürworter eines sofortigen Implantatwechsels, da es ansonsten schnell zum Knochenverlust kommt (HARRIS et al. 1982; ELKE 2001), aber ebenso Verfechter der Meinung, dass gleichzeitig eine deutliche Lahmheit vorliegen muss und der röntgenologische Nachweis allein kein Grund für einen Revisionseingriff ist (SCHNEIDER 1987; BLATTER et al. 1989; ENGELBRECHT u. SIEGEL 1989).

Luxatio ossis femoris

Lässt man einmal die Verankerungstechnik außer Acht, ist die Prävalenz der Luxatio ossis femoris beim Hund häufigste (4,7-5,9%) und beim Menschen nach der aseptischen Lockerung zweithäufigste (1-2,7%) Komplikation nach Primärimplantationen einer Hüftprothese. Bei beiden Spezies sind dafür in erster Linie technische Fehler verantwortlich. Während beim Menschen das Risiko auch zugangsabhängig (dorsaler Zugang) steigt, wird dies beim kranialateralen Zugang mit partieller Tenotomie der Endsehne des M. gluteus profundus beim Hund nicht als luxationsfördernd angesehen. Sowohl in der Human- als auch

in der Tiermedizin ist die fehlerhafte Positionierung einer oder beider Komponenten – Pfanne, Schaft – häufigste Ursache der Luxation (OLMSTEAD et al. 1983; BARDET u. LETOURNEL 1995; PERSLOW 2001; NELSON et al. 2007). Das Risiko der Luxation wird bei beiden Spezies zudem durch fehlende Weichteilspannung und fehlende oder geschwächte Hüftgelenksadduktoren erhöht (KRÜGER 1991). Vor allem beim Hund spielt auch die ungenügende Ruhighaltung postoperativ eine Rolle.

Die frühe postoperative Luxation nach fehlerhafter Positionierung ist Indikation sowohl beim Menschen als auch beim Hund, eine oder beide Komponenten im Revisionseingriff zu korrigieren (OLMSTEAD u. HOHN 1980; MONTGOMERY et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; GUTBROD u. FESTL 1995; OLMSTEAD 1995).

Infektion

Unter den Komplikationen in der Hüftendoprothetik ist die Infektion am gefürchtesten (DAROUCHE 2004). Sowohl beim Menschen (0,7-0,9%) als auch beim Hund (1,2-2,3%) steht sie an dritter Stelle der Fehlergebnisse. Während beim Menschen gewisse Patientenpopulationen ein höheres Risiko tragen als andere, liegen dazu beim Hund nur fragmentarisch Untersuchungen vor. In der Humanmedizin gelten in der Endoprothetik als besonders risikoreich Diabetes mellitus, rheumatoide Arthritis, Psoriasis und Immunsuppression. Bei beiden Spezies erhöhen etwaige vorhergehende Operationen an dem prothetisch zu versorgenden Gelenk, Adipositas und sehr hohes Alter – beim Hund ab 12 Jahren – das Infektionsrisiko um etwa 33% (BERBARI et al. 1998; RIDGEWAY et al. 2005). Da der Patient selbst, abgesehen von den bekannten und benannten Risikofaktoren, an sich eine Quelle für Wundkontamination und/oder Protheseninfektion sein kann, sollten etwaige Laborparameter, die auf eine Entzündung hinweisen, eine präoperative Fokussuche auslösen. Beim Hund ist jedes Organ, insbesondere die Haut (Pyodermie), Mundhöhle (Gingivitis, Tonsillitis), beim Rüden die Prostata und bei der Hündin der Uterus detailliert zu analysieren und ggf. zu sanieren (OLMSTEAD et al. 1983; MONTGOMERY et al. 1992). Die präoperative Fokussuche und etwaige Sanierung, wie auch das unmittelbare Umfeld während der Operation (Personalauswahl, konsequente chirurgische Desinfektion, steriles Abdecken des Patienten) haben nachweislich zur Reduktion von Infektionen bei/nach Hüftprothetik beigetragen (BUCHHOLZ et al. 1981; LIDWELL 1988). Die standardisierte perioperative Antibiose wird sowohl in der Human- als auch in der Tiermedizin trotz der Resistenzbedenken als ein sehr wichtiger Faktor angesehen, frühe postoperative Infektionen zu verhindern.

Periprothetische Infektionen sind entsprechend zu erwarten, falls in der Indikationsstellung oder der prä- und postoperativen Sorgfalt Lücken in Kauf genommen werden. Die Infektionsrate ist sowohl beim Menschen als auch beim Tier bei Verankerung der Prothese

mit Zement höher als bei zementlosem Vorgehen (Abb. 11). Auffallend ist, dass es sich mehrheitlich um Spätinfektionen handelt, da die intraoperativ, vor dem Wundverschluss entnommenen Proben in der bakteriologischen Untersuchung negativ waren (DUPONT 1986). Anzunehmen ist, dass der wesentlich voluminösere Fremdkörper – Prothese/Zement – später eher durch Allerweltsinfekte gefährdet zu sein scheint.

Periprothetische Frakturen

Eine periprothetische Fraktur des Os femoris kann sowohl beim Hund als auch beim Menschen intraoperativ verursacht sein oder postoperativ entstehen (MATIS et al. 1992; LISKA 2004; GRUNER et al. 2004).

Beim Hund (1,96-6,06%) ist die Femurfraktur eine weitaus häufigere Komplikation als beim Menschen (0,14-1,06%) – bei beiden Spezies kommt sie aber vor allem nach zementfreier Endoprothetik vor.

Die intraoperative Fraktur ist unabhängig von der Verankerungsmethode – zementiert, unzementiert – iatrogen durch übermäßiges Öffnen und Erweitern der Markhöhle verursacht. Das Übermaß der Markraumvorbereitung kann kombiniert mit Hebelwirkungen beim Aufbohren oder Raspeln zur Fissurierung der Kortex im proximalen Diaphysenbereich führen. Werden diese Komplikationen noch intraoperativ erkannt, können die Fissuren gut mit Drahtcerclagen dauerhaft, sowohl beim Menschen als auch Hund, gesichert werden (OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; MATIS et al. 1992; MONTGOMERY et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; BARDET u. LETOURNEL 1995; GUTBROD u. FESTL 1995). Für den Menschen ist nachgewiesen, dass Osteoporose, weibliches Geschlecht, rheumatoide und neuromuskuläre Erkrankungen frakturbegünstigend sind (KAVANAGH 1992). Für den Hund liegen dazu keine Untersuchungen vor.

Interessant ist, dass bei beiden Spezies postoperativ periprothetische Frakturen selten sind, aber nach zementfreier Verankerung etwa doppelt so häufig entstehen wie nach zementierter (CHRISTENSEN et al. 1989; FITZGERALD et al. 1988; MONTGOMERY et al. 1992). Die Einteilung der Frakturen folgt den anatomischen Lokalisationen meta-, diaphysär, fernab distal metaphysär. Die Plattenosteosynthese mit Schrauben und Cerclagen wird als Thepieverfahren der Wahl angesehen (DUNCAN u. MASRI 1995).

Neurapraxie

Periphere Nervenverletzungen nach primärer Hüftendoprothetik sind sowohl beim Hund als auch beim Menschen mit unter 1% sehr selten (Abb. 11). Dabei ist bei beiden Spezies das Risiko einer derartigen Läsion bei der Zementiertechnik geringgradig höher als bei zementlosem Vorgehen (OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; ANDREWS et al. 2008). Während beim Menschen die Gefährdung pericoxaler Nervenstrukturen

wesentlich zugangskorreliert ist, trifft dies beim Hund auf den kranialateralen Standardzugang mit partieller Tenotomie des M. gluteus profundus nicht zu (SCHMALZRIED et al. 1991). Sieht man einmal von der Zugangsrelevanz beim Menschen ab, sind sowohl beim Mensch als auch beim Hund intraoperative direkte Nervenverletzungen durch Hakenzug und Hohmannhebeldruck erste Gefahrenquelle (SCHMALZRIED et al. 1991). Zementaustritt und zementbedingte Hitzeschäden, wie auch ein postoperatives Hämatom können den N. ischiadicus irreversibel schädigen (OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; ANDREWS et al. 2008). Die meisten der kompletten und inkompletten motorischen Läsionen erholen sich aber nach etwa 4-5 Monaten (OLMSTEAD u. HOHN 1980; OLMSTEAD et al. 1983; PARKER et al. 1984; MATIS et al. 1992; MASSAT u. VASSEUR 1994; FORSTER et al. 2012).

Die strengen Kriterien der Diskussion erlauben es nicht, die Neurapraxie als echte Komplikation anzusehen. Per definitionem ist sie wohl Folge eines Behandlungsfehlers.

Prothesen-/Implantatbruch

Seitdem sowohl beim Menschen, als auch beim Hund, heute bei den metallischen Komponenten einer Hüftprothese nur geschmiedete Implantate verwendet werden, ist der Prothesenbruch mit maximal bis 1,2% (unzementiert Hund) äußerst selten geworden. Die Ursachen sind unbekannt. Vermutet werden Materialermüdung infolge von Materialfehlern bzw. Materialfehler sekundär durch Lockerung der Prothese (ENGELBRECHT u. SIEGEL 1989; EVANS et al. 1993). Diese Vermutungen sind nicht von Untersuchungen gestützt.

Thrombotische Ereignisse

Thrombotische Ereignisse – Lungenembolie, tiefe Venenthrombose – sind sowohl beim Hund als auch beim Menschen selten (BEISAW et al. 1988; OTTO u. MATIS 1991, 1994; KRÜGER 1991; KIM u. KIM 2007; FORSTER et al. 2012). Beim Hund beschränken sich diese Komplikationen auf Fallberichte und sind wie beim Menschen eher nach Zementierung zu befürchten (TIDWELL et al. 2007). Beim Menschen wird die Inzidenz einer tiefen Beinvenenthrombose mit 40-60% angegeben, wenn keine mechanische und/oder medikamentöse Prophylaxe vorgenommen wurde (BEISAW et al. 1988; KIM u. KIM 2007). Ohne Prophylaxe sind Lungenembolien beim Menschen die häufigste Todesursache (LISKA u. POTEET 2003).

Osteosarkom

Ob ein Knochentumor tatsächlich als Komplikation einer Endoprothese angesehen werden muss, ist unklar. Auch ein zufälliges Auftreten eines Osteosarkomes ist möglich. Eine lockere Endoprothese und ständige Mikrobewegungen könnten ein Tumorwachstum

begünstigen (ROE et al. 1996).

Möglich ist eine karzinogene Wirkung der Polyethylenpfanne oder des Knochenzementes (MURPHY et al. 1997). Es gibt aber keine beweisenden Berichte über eine karzinogene Wirkung von Polymethylmethacrylat. Auch die Tatsache, dass sowohl nach zementierten als auch nach unzementierten Hüftprothesen Osteosarkome auftreten, spricht dagegen, dass der Knochenzement das Tumorwachstum auslöst.

Polyethylenabriebpartikel können zu einer Entzündungsreaktion und zu Osteolyse führen, es ist aber nicht bewiesen, dass Polyethylen auch eine Neoplasie verursachen oder begünstigen kann. Denkbar ist, dass eine Entzündung oder Infektion zu veränderter Zellaktivität führt und die Tumorentstehung begünstigt.

Auch Knocheninfarkte werden als tumorbegünstigende Faktoren diskutiert (MARCELLIN-LITTLE et al. 1999).

Erkenntnisse aus dieser Arbeit, die die Erfolgsrate der veterinärmedizinischen Hüftendoprothetik erhöhen können

Wie aus der Hüftgelenksendoprothetik im Vergleich Hund – Mensch zu ersehen ist, sind beim Hund sowohl bei zementierter als auch bei unzementierter Technik Komplikationen häufiger als in der Humanmedizin. Die Hüftgelenksendoprothetik sollte vom Tierarzt nur durchgeführt werden, wenn er zum einen darin spezifisch geschult ist und zum anderen ausreichend häufig diesen Eingriff vorzunehmen hat. Keinesfalls darf es sich um eine Gelegenheitsoperation handeln.

Auffallend ist, dass es beim Hund wesentlich häufiger zur Luxation der Endoprothese kommt als beim Menschen. Daraus abzuleiten ist, dass ganz offensichtlich technische Mängel vorliegen. Ob auch die nur schwer zu gewährleistende Ruhighaltung des Patienten Hund ein Faktor ist, der diese Komplikation begünstigt, kann nicht beantwortet werden.

Beim Menschen ist die aseptische Lockerung die häufigste Komplikation. Diese Komplikation ist weniger auf einen technischen Fehler zurückzuführen, als vielmehr auf die langen Standzeiten einer Hüftendoprothese beim Menschen.

Die septische Lockerung ist in der veterinärmedizinischen Endoprothetik ein größeres Problem als in der Humanmedizin. Daran ist zu sehen, dass in der Veterinärmedizin noch strenger die Standards der Sterilität eingehalten werden müssen und bei Hunden mit Endoprothesen Infektionen der Haut, des Urogenitaltraktes oder anderer Organe möglichst schnell diagnostiziert und behandelt werden müssen.

Schenkelhalsprothesen und Oberflächenersatzprothesen sind knochensparend und können auch beim Hund Revisionseingriffe erleichtern. Die Explantation einer Prothese bzw. ein Prothesenwechsel ist häufig sehr schwierig und die Prothesenentwicklung sollte in diese Richtung weiter vorangeführt werden

6. Zusammenfassung

Hüftgelenksendoprothetik – Komplikationsanalyse bei Hund und Mensch im Vergleich

Sowohl in der Human- als auch in der Tiermedizin ist die Hüftendoprothetik in den letzten Jahrzehnten zu einem wichtigen Bestandteil der orthopädischen Chirurgie geworden.

Trotz großer Fortschritte und Routine, sowohl in der human- als auch in der veterinärmedizinischen Hüftendoprothetik, kommt es nach wie vor zu Komplikationen und Behandlungsfehlern bei oder nach Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes.

Die Häufigkeit verschiedener Komplikationen wird in dieser Arbeit aufgezeigt. Es wird unterschieden zwischen Komplikationen beim Menschen und beim Hund und auch zwischen Komplikationen bei zementierten und unzementierten Endoprothesen. Es werden die häufigsten Komplikationen – aseptische Prothesenlockerung, Luxatio ossis femoris, Infektion, Fraktur des Os femoris, Neurapraxie, vaskuläre Schädigung, Prothesenbruch, ektopische Ossifikation, pulmonäre Thrombembolie, tiefe Beinvenenthrombose, Osteosarkom und Granulom - betrachtet.

Die Winkelung und Belastung des Hüftgelenkes ist bei der bipoden Spezies Mensch eine andere als bei der quadropoden Spezies Hund. Der CCD beträgt beim Menschen ca. 130° und beim Hund ca. 148°. Während die Belastung der Hintergliedmaßen beim Hund in der Bewegung das 4-fache des Körpergewichtes erreicht, wird beim Menschen das 7-fache des Körpergewichtes erreicht.

Der Gelenkaufbau ist bei beiden Spezies doch sehr ähnlich und der Hund dient vielfach als Modell für Versuche oder Testungen neuer Endoprothesen in der Humanmedizin.

Es wurden hier die Ergebnisse human- und veterinärmedizinischer Studien analysiert und verglichen. Die Komplikationsrate ist bei zementierter Prothetik sowohl beim Hund mit 15,62% (n=3087 TEPs) als auch beim Menschen mit 9,96% (n=4284 TEPs) am höchsten. Bei unzementierter Technik ist diese Rate bei beiden Spezies niedriger. Beim Hund beträgt sie 12,24% (n=494 TEPs) und beim Menschen 9,19% (n=3005 TEPs).

Beim Hund ist die Luxation die häufigste Komplikation. Bei zementierter Technik ist sie mit 4,66% seltener als bei unzementierter mit 5,87%. Allerdings ist bei unzementierter Technik beim Hund die Fraktur des Os femoris mit 6,06% noch häufiger als die Luxation.

Die septische Lockerung (2,25%) und die Femurfraktur (1,96%) kommen beim Hund in der

zementierten Endoprothetik nahezu gleichhäufig vor. Bei zementfreiem Vorgehen beträgt die Inzidenz der septischen Lockerung sowie des Prothesenbruchs 1,21%. Aseptische Lockerungen kommen in der Tiermedizin bei zementierter Technik in 1,48% der Fälle vor und sind damit seltener als septische Lockerungen (2,25%). Dagegen ist bei unzementierter Implantation die aseptische Lockerung (1,37%) etwas häufiger als die septische (1,21%). Neurapraxie (0,96% bzw. 0,61%) und Lungenembolie (0,58% bzw. 0%) sind in der Veterinärmedizin sehr seltene Komplikationen, sowohl bei zementierter als auch unzementierter Hüftgelenksendoprothetik.

In der Humanmedizin ist die aseptische Lockerung die häufigste Komplikation, sowohl bei zementierter (6,06%) als auch bei unzementierter Endoprothetik (4,26%). Die Luxationsinzidenz ist mit 1-2,67% deutlich seltener als beim Hund. Die Fraktur des Os femoris ist nach unzementiertem Vorgehen beim Menschen zweithäufigste Komplikation (1,06%), während sie nach Zementierung mit 0,14% sehr selten entsteht. Insgesamt kommt die Femurfraktur somit deutlich seltener vor als beim Hund. Septische Prothesenlockerungen sind in der Humanmedizin ebenfalls sehr viel seltener als in der Tiermedizin (0,86% bzw. 0,7%).

Die tiefe Beinvenenthrombose ist eine Komplikation, die in der Veterinärendoprothetik keine Rolle spielt. In der Humanmedizin macht sie 0,96% nach zementierter und 0,53% nach unzementierter Technik aus.

Eine Lungenembolie als Komplikation der zementierten Hüftendoprothetik, ist mit beinahe 0,6% sowohl beim Hund als auch beim Menschen eine gefürchtete Komplikation.

Beim Menschen selten ist der Prothesenbruch mit 0,1-0,22%, wie auch die Neurapraxie mit 0,03-0,09% sowohl bei zementierter als auch bei unzementierter Implantation.

7. Summary

Hip joint prosthetics – comparative analysis of complications in dogs and humans

In human as well as in veterinary medicine hip prostheses have become an integral component in orthopedic surgery during the last decades. Despite great progress and routine in both, human and veterinary hip prostheses there still occur complications and malpractices during or after implantation of artificial hip joints. The frequency of different complications is presented in this work. The data is different between complications in humans and dogs as well as for cemented and uncemented endoprostheses. As the most frequent complications are considered – aseptic loosening, luxation, infection, fracture of the femur, neuropraxia, vascular damage, prosthesis fracture, ectopic ossification, pulmonary thrombosis, deep vein thrombosis, osteosarcoma and granuloma.

The angle of the hip joint and the load is different in bipedal humans than in quadrupedal dogs. In humans the CCD is approximately 130° whereas in dogs it is 148°. The load on dogs' hind legs reaches four-times of the body weight during movement while it can reach up to seven-times of the body weight in humans. The joint's structure is nonetheless very similar in both species and dogs are commonly used as model for experiments or trials of new prostheses in human medicine.

In the present work results from human and veterinary studies are analysed and compared. The frequency of complications with cemented prostheses is highest in dogs with 15,62% (n=3067 THRs) and humans with 9,86% (n=4284 THRs). Uncemented methods exhibit lower complication rates in both species with 12,24% (n=494 THRs) in dogs and 9,19% (n=3005 THRs) in humans.

The highest occurrence of complications in dogs is luxation. Its occurrence is lower with cemented (4,66%) than with uncemented techniques (5,87%). However, with uncemented implants in dogs the fracture of the femur is even higher with 6,6% than luxation. Septic loosening (2,25%) and fracture of the femur (1,96%) appear equally often with cemented prostheses in dogs. With cemented procedures the incidence rate of septic loosening and prosthesis fracture is 1,2%. Aseptic loosening occurs in veterinary medicine with cemented methods in 1,48% of cases and are thus much rarer than septic loosening (2,25%). In uncemented implants, the aseptic loosening (1,37%) slightly more frequent than septic ones (1,21%).

Neurapraxia (0,96% and 0,61%) and pulmonary thrombosis (0,58% and 0%) are very rare complications in veterinary medicine with both, cemented and uncemented hip prostheses. In human medicine the aseptic loosening is the most frequent complication with 6,06% for

cemented and 4,26% for uncemented implants. The incidence of luxation is much rarer than in dogs with 1 - 2,67%. A fracture of the femur is the second most frequent complication in humans with uncemented procedures (1,06%) while it is very rare with cemented implants (0,14%). Altogether the fracture of the femur occurs much more infrequent in humans than in dogs. The same holds true for septic loosening with 0,86% and 0,7%.

The deep vein thrombosis is irrelevant in veterinary medicine, while it occurs in 0,96% of all cemented and 0,54% of all uncemented procedures in humans.

Pulmonary embolism occurs in almost 0,6% of cemented procedures in dogs and humans and is therefore a dreaded complication.

Prosthesis fracture (0,1 – 0,22%) and neurapraxia (0,03 – 0,09%) are infrequent in humans for cemented and uncemented implants.

8. Literaturverzeichnis

ABDULKARIM, A., ELLANTI, P., MOTTERLINI, N., FAHEY, T., O'BYRNE, J.M.
Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials.
Orthopedic reviews 2013; 5:e8: 34-44

AGNELLO, K.A., CIMINO BROWN, D., AOKI, K., FRANKLIN, S., HAYASHI, K.
Risk factors for loosening of cementless threaded femoral implants in canine total hip arthroplasty.
Vet Comp Orthop Traumatol 2015; 28: 48-53

AIYAN, A.
Die geometrische Konfiguration der Knochen des Hüftgelenkes bei Hunden mittel- und großwüchsiger Rassen als Grundlage einer neuen Hüftendoprothese.
Vet Med Diss, Berlin 2012

ALDINGER, G.
Der Lockerungsvorgang der Hüftendoprothese unter besonderer Berücksichtigung des Zementes.
Akt Probl Chir Orthop 1987; 31: 337-341

ALLEN, M.J.
Advances in total joint replacement in small animals
JSAP 2012; 53: 495-506

ALLEN, M.J., HARTMANN, S.M., SACKS, J.M., CALABRESE, J., BROWN, P.R.
Technical feasibility and precision of radiostereometric analysis as an outcome measure in canine cemented total hip replacement
J Orthop Sci 2004; 9(1): 66-75

AMSTUTZ, H.C., LURIE, L., BULLOUGH, P.
Skeletal fixation with self-curing polymethylmethacrylate – a report of 23 canine total hip replacements.
Clin Orthop 1972; 84: 163-178

ANDREWS, C.M., LISKA, W.D., ROBERTS, D.J.

Sciatic Neurapraxia As a Complication in 1000 Consecutive Canine Total Hip Replacements.
Vet Surg 2008; 37: 254-262

ASPENBERG, P., GOODMAN, S., TOKSVIG-LARSEN, S., RYD, T., ALBREKTSSON, T.

Intermittent micromotion inhibits bone ingrowth: titanium implants in rabbits.
Acta Orthop Scand 1992; 63: 141-145

BACK, D.L., DALZIEL, R., YOUNG, D., SHIMMIN, A.

Early results of primary Birmingham hip resurfacings. An independent prospective study of the first 230 hips.
J Bone Joint Surg Br 2005; 87(3): 324-329

BÄCKER, C.

Die geometrische Konfiguration der Knochen des Hüftgelenkes bei Hunden kleinwüchsiger Rassen.
Vet Med Diss, Berlin 2010

BAHRS, C., SCHNABEL, M., FRANK, T., ZAPF, C., MUTTERS, R., VON GARREL, T.

Lavage of contaminated surfaces: an in vitro evaluation of the effectiveness of different systems.
J Surg Res 2003; 112: 26-30

BARDET, J.F.

Etude retrospective des 220 protheses modulaires chez le chien.
Proc. ESVOT seminar total hip replacement in the dog, Tuttlingen, July 1994

BARDET, J.F.

Korrekturosteotomien bei Hüftgelenksdysplasie.
43. DVG-Jahrestagung, 29.-31.08.1997, Hannover

BARDET, J.F., LETOURNEL, E.

Prothese totale de la hanche chez le chien.
Prat Med Chir Anim Comp 1995; 30: 555-569

BARDET, J.F., MATIS, U.

La prothese totale cimentee de la hanche chez le chien.
Prat Med Chir Anim Comp 1990; 25: 457-461

BECKENBAUGH, R.D., ILSTRUP, D.M.

Total hip arthroplasty.

J Bone Joint Surg Am 1978; 60(3): 306-313

BEISAW, N.E., COMEROTA, A.J., GROTH, H.E., MERLI, G.J.

Dihydroergotamine/Heparine in the prevention of deep vein thrombosis after total hip replacement.

J Bone Joint Surg Am 1988; 70: 2-10

BERBARI, E.F., HANSEN, A.D., DUFFY, M.C., STECKELBERG, J.M., ILSTRUP, D.M.,
HARMSSEN, W.S., OSMON, D.R.

Risk factors for prosthetic joint infection: case-control study.

Clin Infect Dis 1998; 27(5): 1247-1254

BERGER, R.A., KULL, L.R., ROSENBERG, A.G., GALANTE, J.O.

Hybrid total hip arthroplasty: 7- to 10-year results.

Clin Orthop Relat Res 1996; 333: 134-146

BERGH, M.S., GILLEY, R.S., SHOFER, F.S., KAPATKIN, A.S.

Complications and radiographic findings following cemented total hip replacement.

Vet Comp Orthop Traumatol 2006; 19: 172-179

BERGMANN, G., GRAICHEN, F., ROHLMANN, A.

Hip joint loading during walking and running measured in two patients.

J Biomechanics 1993; 26 (8): 969-990

BERGMANN, G., SIRAKY, J., ROHLMANN, A., KOELBEL, R.

A comparison of hip joint forces in sheep, dog and man.

J Biomech 1984 ; 1 (12): 907-921

BERN, M.M., HAZEL, D., DEERAN, E., RICHMOND, J.R., WARD, D.M., SPITZ, D.J.,
MATTINGLY, D.A., BONO, J.V., BEREZIN, R.H., HOU, L., MILEY, G.B., BIERBAUM, B.E.

Low dose compared to variable dose Warfarin and to Fondaparinux as prophylaxes for thromboembolism after elective hip or knee replacement surgery; a randomized, prospective study.

Thromb J 2015; 13: 32

BIRKENHAUER, B., KISTMACHER, H., RIES, J.

Zementfreie Schenkelhalsschraubenprothese Typ Spiron.

Orthopäde 2004; 33: 1259-1266

BLATTER, G., FIECHTER, T., MAGERL, F.

Periprothetische Frakturen bei Hüftgelenkendoprothesen.

Orthopädie 1989; 18: 545-551

BLOEBAUM, R.D., OTA, D.T., SKEDROS, J.D., MANTAS, J.P.

Comparison of human and canine external femoral morphologies in the context of total hip replacement.

J Biomed Mater Res 1993; 27(9); 1149-1159

BLÖMER, W., FINK, U.

Biomechanische Aspekte zementfreier Revisionsendoprothesen des Hüftgelenkes.

Der Unfallchirurg 1995; 261: 20-41

BLOM, A.W., TAYLOR, A.H., PATTISON, G., WHITEHOUSE, S., BANNISTER, G.C.

Infection after total hip arthroplasty. The Avon experience.

J Bone Joint Surg Br 2003; 85(7): 956-959

BLOMGEN, G., LINDGREN, U.

Late haematogenous infection in total joint replacement.

Clin Orthop Rel Res 1981; 155: 244-248

BONIN, T.

Die Hexagon-Prothese: Klinische und röntgenologische Ergebnisse nach Implantation einer neuen, zementfreien Schaftprothese zum Hüftgelenkersatz des Hundes.

Vet Med Diss Hannover, 2008

BONIN, T., BEHREND, A., HACH, V.

Die AGILEGRO-Endoprothese – Initiale Ergebnisse mit einer zementlosen Hüft-Kappenprothese als Oberflächengelenkersatz beim Hund.

Kleintierpraxis 2011; 9: 453-464

BOUDRIEAU, R.J.

Cementless Zürich total hip arthroplasty: multicentric study

ESVOT 2004 Pre-Congress – Total Hip Replacement Seminar – 9th September 2004

BOUTIN, P.

Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. Pierre Boutin (1924-1989).

Clin Orthop Relat Res 2000; 379: 3-11

BOZICK, K.J., RUBASH, H.E.

The painful total hip replacement.

Clin Orthop 2004; 420: 18-25

BRANDENBERG, J.E., STEIGER, U.

Der SL-Plus-MIA-Schaft – Ergebnisse nach 1000 Implantationen.

Deutscher Ärzte-Verlag 2012; 1(5): 208-211

BREUSCH, S.J., LUKOSCHEK, M., SCHNEIDER, U., EWERBECK, V.

„State of the art“ der zementierten Hüftendoprothetik: Qualität der Zementiertechnik ist entscheidend.

Dtsch Ärztebl 2000; 97(30): 2030-2033

BREUSCH, S.J., SCHNEIDER, U., REITZEL, T., KREUTZER, J., EWERBECK, V.,
LUKOSCHEK, M.

Die Bedeutung der Jet-Lavage für das In-vitro- und In-vivo-Zementierergebnis.

Z Orthop 2001; 139: 52-63

BROOKER, A.F., BOWEMANN, J.W., ROBINSON, R.H.

Ectopic ossification following THR.

J Bone Joint Surg Am 1973; 55: 1629-1633

BROWN, E.C. 3rd, LACHIEWICZ, P.F.

Precoated femoral component in total hip arthroplasty. Results of 5- to 9-year follow-up.

Clin Orthop Relat Res 1999; 364: 153-159

BRUNNBERG, L., WAIBL, H., LEHMANN, J.

Lahmheit beim Hund.

Berlin: Procan Claudio, 2014

BUCHHOLZ, H.W.

Modification of the Charnley artificial hip joint.

Clin Orthop Relat Res 1970; 72: 69-78

BUCHHOLZ, H.W., ELSON, R.A., ENGELBRECHT, E., LODENKÄMPER, H., RÖTTGER, J.,
SIEGEL, A.

Management of deep infection of total hip replacement.

J Bone Joint Surg Br 1981; 63(3): 342-353

BUCKWALTER, A.E., CALLAGHAN, J.J., LIU, S.S., PEDERSEN, D.R., GOETZ, D.D., SULLIVAN, P.M., LEINEN, J.A., JOHNSTON, R.C.

Results of Charnley total hip arthroplasty with use of improved femoral cementing techniques. A concise follow-up, at a minimum of twenty-five years, of a previous report. J Bone Joint Surg Am 2006; 88(7): 1481-1485

BUDRAS, K.-D., FRICKE, W., RICHTER, R.

Atlas der Anatomie des Hundes.

Schlütersche Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG, Hannover, 2007

BURT, C.F., GARVIN, K.L., OTTERBERG, E.T., JARDON, O.M.

A femoral component inserted without cement in total hip arthroplasty. A study of the Tri-Lock component with an average ten-year duration of follow-up.

J Bone Joint Surg Am 1998; 80(7): 952-960

BÜSKEN, H.

Zementfreie Implantation von Hüftendoprothesen.

Kleintierpraxis 1992; 37: 383-392

BUSSE, J., GASTEIGER, W., TÖNNIS, D.

Eine neue Methode zur röntgenologischen Beurteilung eines Hüftgelenkes – Der Hüftwert.

Arch orthop Unfall-Chir 1972; 72: 1-9

BYRICK, R.J., BELL, R.S., KAY, J.C., WADDAL, J.P., MULLEN, J.B.

Capnography is not as sensitive as pulmonary artery pressure monitoring in detecting marrow microembolism.

Anaesth Analg 1989; 68: 94-100

BYRICK, R.J., KAY, J.C., MULLEN, J.B.

Pulmonary marrow embolism: a dog model simulating dual component cemented arthroplasty.

Can J Anaesth 1987; 34: 336-342

CALLAGHAN, J.J., ALBRIGHT, J.C., GOETZ, D.D., OLEJNICK, J.P., JOHNSTON, R.C.

Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year follow-up.

J Bone Joint Surg Am 2000; 82(4): 487-497

CALLAGHAN, J.J., DYSART, S.H., SAVORY, C.G.

The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis: two-year results of a prospective consecutive series.

J Bone Jt Surg (Am) 1988; 70-A: 337-346

CALLAGHAN, J.J., FOREST, E.E., SPORER, S.M., GOETZ, D.D., JOHNSTON, R.C.

Total hip arthroplasty in the young adult.

Clin Orthop Relat Res 1997; 344: 257-262

CALLAGHAN, J.J., TOOMA, G.S., OLEJNICZAK, J.P., GOETZ, D.D., JOHNSTON, R.C.

Primary hybrid total hip arthroplasty: an interim follow-up.

Clin Orthop Relat Res 1996; 333: 118-125

CATON, J.H., PRUDHON, J.L., FERREIRA, A., ASLANIAN, T., VERDIER, R.

A comparative and retrospective study of three hundred and twenty primary Charnley type hip replacements with a minimum follow up of ten years to assess whether a dual mobility cup has a decreased dislocation risk.

Int Orthop 2014; 38(6): 1125-1129

CHAO, E.Y., COVENTRY, M.B.

Fracture of the femoral component after total hip replacement. An analysis of fifty-eight cases.

J Bone Joint Surg Am 1981; 63(7): 1078-1094

CHARNLEY, J.

The bonding of prostheses to bone by cement.

J Bone Jt Surg 1964; 46B: 518

CHARNLEY, J.

A clean-air operating enclosure.

Br J Surg 1964; 51: 202-205

CHARNLEY, J.

Fracture of femoral prostheses in total hip replacement. A clinical study.

Clin. Orthop. 1975; 11: 105-120

CHÉMALY, O., HEBERT-DAVIES, J, ROULEAU, D.M., BENOIT, B., LAFLAMME, G.Y.

Heterotopic ossification following total hip replacement for acetabular fractures.

Bone Joint J 2013; 95-B(1): 95-100

CHRISTENSEN, C.M., SEGER, B.M., SCHULTZ, R.B.

Management of intraoperative femur fractures associated with revision hip arthroplasty.

Clin Orthop Relat Res 1989; 248: 177-180

CLOISHY, J.C., CALVERT, G., TULL, F., McDONALD, D., MALONEY, W.J.

Reasons for revision hip surgery: a retrospective review.

Clin Orthop Relat Res 2004; 429: 188-192

CLOHISY, J.C., HARRIS, W.H.

The Harris-Galante uncemented femoral component in primary total hip replacement at 10 years.

J Arthroplasty 1999; 14(8): 915-917

CONZEMIUS, M.G., VANDERVOORT, J.

Total Joint Replacement in the Dog.

Vet Clin Small Anim 2005; 35; 1213-1231

COSTERTON, J.W., STEWART, P.S., GREENBERG, E.P.

Bacterial biofilms: a common cause of persistent infections.

Science 1999; 284: 1318-1322

COVENTRY, M.B., SCANLON, P.W.

The use of radiation to discourage ectopic bone.

J Bone Jt Surg 1981; 63A: 201-208

CREED, J.E., LUMB, W.V., SMITH, K.W.

Stainless steel-vinylidene fluoride resin complete hip prosthesis – evaluation in the dog.

Am J Vet Res 1971; 32: 757-765

CUPIC, Z.

Long-term follow-up of Charnley Arthroplasty of the hip.

Clin Orthop Rel Res 1979; 141: 28-43

DAROUCHE, R.O.

Treatment of infections associated with surgical implants.

N Engl J Med 2004; 350(14): 1422-1429

DELAUNAY, C.P., KAPANDJI, A.I.

Primary total hip arthroplasty with the Karl Zweymüller first-generation cementless prosthesis.

J Arthroplasty 1996; 11(6): 643-652

DE LEE, J., CHARNLEY, J.

Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement.

Clin Orthop 1976; 121: 20-32

DEVITT, A., O'SULLIVAN, T., QUINLAN, W.

16- to 25- year follow-up study of cemented arthroplasty of the hip in patients aged 50 years or younger.

J Arthroplasty 1997; 12(5): 479-489

DE YOUNG, D.J.

Porous coated anatomic canine total hip system: design rationale.

Canine hip replacement conference, Orlando, June 2001

DE YOUNG, D.J., DE YOUNG, B.A., ABERMANN, H.A., KENNA, R.V., DAVID, S.H.

Implantation of an uncemented total hip prosthesis: technique and initial results of 100 arthroplasties.

Vet Surg 1992; 382: 258-266

DE YOUNG, D.J., SCHILLER, R.A., DE YOUNG, B.A.

Radiographic assessment of a canine uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis.

Vet Surg 1993; 22(6): 473-481

DIEHL, P. HAENLE, M., BERGSCHMIDT, P., GOLLWITZER, H., SCHAUWECKER, J.,
BADER, R., MITTELMEIER, W.

Zementfreie Hüftendoprothetik: Eine aktuelle Übersicht.

Biobed Tech 2010; 55: 251-264

DiGIOIA, A., JARAMAZ, B., COLGAN, B.D.

Computer assisted orthopaedic surgery.

Clin Orthop 1998; 354: 8-16

DOWD, J.E., CHA, C.W., TRAKRU, S., KIM, S.Y., YANG, I.H., RUBASH, H.E.

Failure of total hip arthroplasty with a precoated prosthesis. 4- to 11-year results.

Clin Orthop Relat Res 1998; 355: 123-136

DRAENERT, K.

Der Stand der zementierten Hüftgelenksendoprothese.

Unveröffentlicht 1997; Review 9'97; im Druck; mit Genehmigung des Autors

DRAENERT, K.

Forschung und Fortbildung in der Chirurgie des Bewegungsapparates 2. Zur Praxis der Zementverankerung.

Art and Science 1988; München

DROBNIIEWSKI, M., BOROWSKI, A., SYNDER, M., SIBINSKI, M.

Cementless total hip arthroplasty with BIOCONTACT stem – good results at long term of follow-up.

Orthop Traumatol Rehabil 2014; 16(1): 1-9

DUFFY, G.P., BERRY, D.J., ROWLAND, C., CABANELA, M.E.

Primary uncemented total hip arthroplasty in patients <40 years old: 10- to 14-year results using first-generation proximally porous-coated implants.

J Arthroplasty 2001; 16: 140-144

DUNCAN, C.P., MASRI, B.A.

Fractures of the femur after hip replacement.

AAOS Instr. Course Lectures 1995; 44: 293-304

DUPONT, J.A.

Significance of operative cultures in total hip arthroplasty.

Clin Orthop 1986; 211: 122-127

DYCE, K.M., SACK, W.O., WENSING, C.J.G.

Anatomie der Haustiere.

Enke, Stuttgart, 1997

DYCE, J., WISNER, E.R., WANG, Q., OLMSTEAD, M.L.

Evaluation of Risk Factors for Luxation After Total Hip Replacement in Dogs.

Vet Surg 2000; 29: 524-532

EDWARDS, M.R., EGGER, E.L., SCHWARZ, P.D.

Aseptic loosening of the femoral implant after cemented total hip arthroplasty in dogs: 11 cases in 10 dogs.

J Am Vet Med Assoc 1997; 211 (5): 580-587

EFFENBERGER, H., IMHOF, M., RICHOLT, J., REHART, S.

Cement-free hip cups. Current status.

Orthopäde 2004; 33: 733-750

EFTEKHAR, N.S., TZITZIKALAKIS, G.I.

Failures and reoperations following low-friction arthroplasty of the hip. A five- to fifteen-year follow-up study.

Clin Orthop Relat Res 1986; 211: 65-78

EKELUND, A., RYDELL, N, NILSSON, O.S.

Total hip arthroplasty in patients 80 years of age and older.

Clin Orthop Relat Res 1992; 281: 101-106

ELKE, R.

Partikelkrankheit. Ist die Tribologie ein Thema in der Revisionschirurgie?

Orthopäde 2001; 30: 258-265

ELKE, R.

Die Schafftrevision – Klassifikation und Behandlung.

Orthopäde 2001; 30: 280-286

ELKE, R., WAGNER, A., BERLI, B., MORSCHER, E.

Die Pfannenrevision – Klassifikation und Behandlungsmöglichkeiten.

Orthopäde 2001; 30: 266-272

EMSLIE, K.R., NADE, S.

Acute hematogenous staphylococcal osteomyelitis. A description of the natural history in an avian model.

Am J Pathol 1983; 110: 333-345

ENGELBRECHT, E., SIEGEL, A.

Komplikationen nach Hüftgelenksendoprothesen.

Radiologie 1989; 29: 508-518

ERIKSSON, A.R.

Heat-induced bone tissue injury.

Thesis, University of Gothenburg, Göteborg, Sweden, 1984

ETTINGER, M.

The NANOS short stem in total hip arthroplasty; a mid term follow-up.

Hip Int 2011; 5: 583-586

EVANS, B.G., SALVATI, E.A., HUO, M.H., HUK, O.L.

The rationale for cemented total hip arthroplasty.

Orthop Clin North Am 1993; 24: 599-608

FINKELSTEIN, J.A., ANDERSON, G.I., RICHARDS, R.R., WADDEL, J.P.

Polyethylene synovitis following canine total hip arthroplasty.

Arthroplasty 1991; 6: 91-96

FITZGERALD, R.H.

Total hip arthroplasty, methylmethacrylate, and cardiovascular depression.

J Am Med Assoc 1983; 249: 1354-1355

FITZGERALD, R.H., BRINDLEY, G.W., KAVANAGH, B.F.

The uncemented total hip arthroplasty. Intraoperative femoral fractures.

Clin Orthop Relat Res 1988; 235: 61-66

FITZPATRICK, N., PRATOLA, L., YEADON, R., NIKOLAOU, C., HAMILTON, M., FARRELL, M.

Total hip replacement after failed femoral head and neck excision in two dogs and two cats.

Vet Surg 2012; 41(1): 136-142

FORSTER, K.E., WILLS, A., TORRINGTON, A.M., MOORES, A.P., THOMSON, D., ARTHURS, G, BROWN, G., DENNY, H.R., SCOTT, H.W., MAC QUEEN, I., DUNNE, J., ONYETT, J., WALKER, J.D., PRIOR, J., OWEN, M.R., BURTON, N., WHITELOCK, R., GIRLING, S., MORRISON, S., GILBERT, S., LANGLEY-HOBBS, S.J., GEMMIL, T.J., INNES J.F.

Complications and Owner Assessment of Canine Total Hip Replacement: A Multicenter Internet Based Survey.

Vet Surg 2012; 41: 545-550

FREEMAN, C.B., ADIN, C.A., LEWIS, D.D., GINN, P.E.

Intrapelvic granuloma formation six years after total hip arthroplasty in a dog.

J Am Vet Med Assoc 2003; 223(19): 1446-1449

FREWEIN, J., VOLLMERHAUS, B.

Anatomie von Hund und Katze.

Blackwell Wissenschafts-Verlag, Berlin; 1994: 121-122

FUCHS, G.A.

Erste Erfahrungen mit der neuen NANOS-Schenkelhalsprothese.

Orthopädische Nachrichten 2006; 02

GALANTE, J.O.

Causes of fractures of the femoral component in total hip replacement.

J Bone Joint Surg Am 1989; 62(4): 670-673

GANZ, S.M., JACKSON, J., VAN ENKEVORT, B.

Risk Factors for Femoral Fracture after Canine Press-Fit Cementless Total Hip Arthroplasty.

Vet Surg 2010; 39: 688-695

GASSE, H., ENGELKE, E, WAIBL, H.

Zur Innervation der Hüftgelenkkapsel beim Hund.

Kleintierpraxis 1996; 12: 883-886

GEBUHR, P., WILBEK, H., SOELBERG, M.

Naproxen for 8 days can prevent heterotopic ossification after Hip Arthroplasty.

Clin Orthop 1995; 314: 166-169

GEIGER, M.H., KEATING, E.M., RITTER, M.A., GINTHER, J.A., FARIS, P.M., MEDING, J.B.

The clinical significance of vacuum mixing bone cement.

Clin Orthop Relat Res 2001; 382: 258-266

GEMMILL, T.J., PINK, J., RENWICK, A., OXLEY, B., DOWNES, C., ROCH, S., MC KEE, W.M.

Hybrid Cemented/Cementless Total Hip Replacement in Dogs: Seventy-Eight Consecutive Joint Replacements.

Vet Surg 2011; 40: 621-630

GERVERS, M.

Untersuchungen zur Hüftgelenksendoprothetik bei Hunden unter besonderer Berücksichtigung der Komplikationen.

Vet Med Diss, Hannover 1998

GERVERS, M., NOLTE, I., ALT, F., HAUSCHILD, G., MEYER-LINDENBERG, A., FEHR, M.

Komplikationen nach Implantation eines modularen Endoprothesen-Sets im Vergleich zu Festkopfprothesen.

Berl. Münch. Tierärztl. Wschr. 2002; 115: 412-419

GIANNIKAS, K.A., DIN, R., SADIG, S., DUNNINGHAM, T.H.

Medium-term results of the ABG total hip arthroplasty in young patients.

J Arthroplasty 2002; 17(2): 184-188

GLUCK, T.

Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik.

Berl. klin. Wschr. 1890; 19: 732-736

GLUCK, T.

Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern.

Berl. klin. Wschr. 1890; 19: 421-427

GLYNN, M.K., SHEEHAN, J.M.

An analysis of the causes of deep infection after hip and knee arthroplasties.

Clin Orthop Relat Res 1983; 178: 202-206

GODSIFF, S.P., EMERY, R.J., HEYWOOD-WADDINGTON, M.B., THOMAS, T.L.

Cemented versus uncemented femoral components in the ring hip prosthesis.

J Bone Joint Surg Br 1992; 74(6): 822-824

GOETZ, M.-B., SEYBOLD, D., GOSSÉ, F., MUHR, G., ROETMAN, B.

Das Risiko der Nervenläsion in der Hüftendoprothetik.

Z Orthop Unfall 2010; 148(2): 163-167

GOFTON, N., SUMNER-SMITH, B.V.

Total hip prosthesis for revision of unsuccessful excision arthroplasty.

Vet Surg 1982; 11(4): 134-139

GOLDBERG, V.M., NINOMIYA, J., KELLY, G., KRAAY, M.

Hybrid total hip arthroplasty: a 7- to 11-year follow-up.

Clin Orthop Relat Res 1996; 333: 147-154

GOTMAN, I.

Characteristics of Metals Used in Implants.

J Endourol 1997; 11 (6): 383-391

GOTTSÄUNER-WOLF, F., PFLÜGER, G., BÖHLER, N.

Erfahrungen mit dem totalen Hüftgelenkersatz beim Hund.

Wien Tierärztl Mschr 1984; 71(12): 373-376

GRANT, P., NORDSLETTEN, L.

Total hip arthroplasty with the Lord prosthesis.

J Bone Joint Surg 2004; 86-A (12): 2636-2641

GRIVAS, T.B., SAVVIDOU, O.D., PSARAKIS, S.A., BERNARD, P.-F.,

TRIANTAFYLLOPOULOS, G., KOVANIS, I., ALEXANDROPOULOS, P.

Neck fracture of a cementless forged titanium alloy femoral stem following total hip arthroplasty: a case report and review of the literature.

J Med Case Rep 2007; 1: 174

GRUEN, T.A., MC NEICE, G.M., AMSTUTZ, H.C.

“Modes of Failure” of cemented stem-type femoral components.

Clin Orthop 1979; 141: 17-27

GRUNER, A., HOCKERTZ, T., REILMANN, H.

Die periprothetische Fraktur.

Der Unfallchirurg 2004; 107: 35-49

GUERRERO, T.G., MONTAVON, P.M.

Zurich Cementless Total Hip Replacement: Retrospective Evaluation of 2nd Generation Implants in 60 Dogs.

Vet Surg 2009; 38: 70-80

GUILLAUMONT, P., AUTEFAGE, A., PALIERNE, S., DEMBOUR, T., CHANCRIN, J.-L.

Dual mobility canine total hip prosthesis: Implant characteristics and surgical procedure.

Vet Comp Orthop Traumatol 2012; 25: 506-510

GUILLAUMONT, P., AUTEFAGE, A., DEMBOUR, T., CHANCRIN, J.-L.

Outcome and complications after dual mobility total hip replacement.

Vet Comp Orthop Traumatol 2012; 25: 511-517

GUTBROD, F., FESTL, D.

Praktische Anwendung und klinische Ergebnisse der Hüftgelenk-Totalendoprothese für Hunde Modell Aesculap.

Kleintierpraxis 1995; 40: 793-804

HACH, V.

Die HELICA-Endoprothese – eine neue zementlose Hüftendoprothese beim Hund.

Tierärztl Prax 2009; 37 (K): 69-74

HACH, V., DELFS, G.

Initial experience with a newly developed cementless hip endoprosthesis.

Vet Comp Orthop Traumatol 2009; 22(2): 153-158

HADDAD, F.S., MASRI, B.A., GARBUZ, D.S., DUNCAN, C.P.

The treatment of the infected hip replacement. The complex case.

Clin Orthop Relat Res 1999; 369: 144-156

HANEY, D.R., PECK, J.N.

Influence of canal preparation depth on the incidence of femoral medullary infarction with Zurich Cementless Canine Total Hip arthroplasty.

Vet Surg 2009; 38(6): 673-676

HANNOUCHE, D., NICH, C., MEUNIER, A., NIZARD, R., SEDEL, L.

Fractures of ceramic bearings: history and present status.

Clin Orthop Relat Res 2003; 417: 19-26

HARRIS, W.H.

Will stress shielding limit the longevity of cemented femoral components of total hip replacement.

Clin Orthop 1992; 274: 120-123

HARRIS, W.H., McGANN, W.A.

Loosening of the femoral component after use of the medullary-plug cementing technique. Follow-up note with a minimum five-year follow-up.

J Bone Joint Surg Am 1986; 68(7): 1064-1066

HARRIS W.H., McCARTHY, J.C., O'NEILL, D.A.

Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation.

J Bone Jt Surg 1982; 64A: 1063-1067

HEAD, W.C., BAUK, D.J., EMERSON, R.H.

Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty.

Clin Orthop 1995; 311: 85-90

HEARN, S.L., BICALHO, P.S., ENG, K., BOOTH, R.E., HOZACK, W.J., ROTHMAN, R.H.

Comparison of cemented and cementless total hip arthroplasty in patients with bilateral hip arthroplasties.

J Arthroplasty 1995; 10: 603-608

HEDLEY, A.K., CLARKE, I.C., KOZINN, S.C., COSTER, I., GRUEN, T., AMSTUTZ, H.C.

Porous ingrowth fixation of the femoral component in a canine surface replacement of the hip.

Clin Orthop 1982; 163; 300-311

HENSCHEL, E.

Das Hüftgelenk von Hund und Katze – eine Enarthrosis?

Tierärztl Prax 1983; 11: 345-348

HERBERTS, P. MALCHAU, H.

Long-term registration has improved the quality of hip replacement.

Acta Orthop Scand 2000; 71(2): 111-121

HERMAN, J.H., SOWDER, W.G., ANDERSON, D., APPEL, A.M., HOPSON, C.N.

Polymethylmethacrylate-induced release of bone-resorbing factors.

J Bone Jt Surg 1989; 71A: 1530-1541

HERREN, T., REMAGEN, W., SCHENK, R.

Histologie der Implantat-Knochengrenze bei zementierten und nicht-zementierten Endoprothesen.

Orthopäde 1987; 16: 239-251

HOFMANN, A.A.; BIGLER, G.T., FRANCE, E.R., DANIELS, A.U., WYATT, R., HESS, W.E.

Increased endosteal bone loss after hip arthroplasty.

Trans Orthop Res Soc 1986; 11: 470

HOHN, R.B., OLMSTEAD, M.L., TURNER, T.M., MATIS, U.

Der Hüftgelenkersatz beim Hund.

Tierärztl Prax 1986; 14(3): 377-388

HOLT, G., MURNAGHAN, C., REILLY, J., MEEK, R.M.

The biology of aseptic osteolysis.

Clin Orthop Relat Res 2007; 460: 240-252

HOLT, G., SMITH, R., DUNCAN, K., McKEOWN, D.W.

Does delay to theatre for medical reasons affect the peri-operative mortality in patients with a fracture of the hip?

J Bone Jt Surg 2010; 92-B: 835-841

HOLZ, I.

Erfahrungen mit der Biomechanique-Prothese. Klinische und radiologische Untersuchungen in den Jahren 1991-2001.

Dissertation, Tierärztliche Fakultät München, 2002

HUISKES, R.

Failed innovation in total hip replacement. Diagnosis and proposal for cure.

Acta Orthop Scand 1993; 64: 699-716

HUKKANEN, M., CORBETT, S.A., BATTEN, J., KONTTINEN, Y.T., McCARTHY, I.D.,

MACLOUF, J., SANTAVIRTA, S., HUGHES, S.P.F., POLAK, J.M.

Aseptic loosening of THA.

J Bone Joint Surg Br 1997; 3: 467-473

HUMMEL, D.W., LANZ, O.I., WERE S.R.

Complications of cementless total hip replacement.

Vet Comp Orthop Traumatol 2010; 23: 424-432

HUNGERFORD, M.W., HUNGERFORD, D.S., JONES, L.C.

Outcome of uncemented primary femoral stems for treatment of femoral head osteonecrosis.

Orthop Clin North Am 2009; 40(2): 283-289

HUO, M.H., MARTIN, R.P., ZATORSKI, L.E., KEGGI, K.J.

Total hip arthroplasty using the the Zweymuller stem implanted without cement, a prospective study of consecutive patients with minimum 3-year follow-up period.

J Arthroplasty 1995; 10(5): 793-799

HUTT, J., HARB, Z., GILL, I., KASHIF, F., MILLER, J., DODD, M.

Ten years results of the collum femoris preserving total hip replacement: a prospective cohort study of seventy five patients.

Int Orthop 2014; 38(5): 917-922

HUTTER, H., GASPAR, A.

Totale Hüftgelenksendoprothese beim Hund.

Kleintierpraxis 1989; 34: 425-440

HUTTER, H., GASPAR, A.

Totale Hüftgelenksprothese beim Hund.

Kleintierpraxis 1989; 9: 425

HUTTON, W.C., ENGLAND, J.P.S.

The femoral head prosthesis and the dog.

J Small Anim Pract 1969; 10: 79-85

IREIFEJ, S., MARINO, D.J., LOUGHIN, C.A., LESSER, M.L., AKERMAN, M.

Risk factors and clinical relevance of positive intraoperative bacterial cultures in dogs with total hip replacement.

Vet Surg 2012; 41: 63-68

ISHAQUE, B.A., DONLE, E., GILS, J., WIENBECK, S., BASAD, E., STÜRZ, H.

8-Jahres-Resultate der Schenkelhalsprothese ESKA-CUT.

Z Orthop Unfall 2009; 147(2): 158-165

- IWATA, D., BROUN, H.C., BLACK, A.P., PRESTON, C.A., ANDERSON, G.I.
Total hip arthroplasty outcomes assessment using functional and radiographic scores to compare canine systems.
Vet Comp Orthop Traumatol 2008; 21: 221-230
- JAMES, S.P., SCHMALZRIED, T.P., McGARRY, F.J., HARRIS, W.H.
Extensive porosity at the cement-femoral prosthesis interface: A preliminary study .
J Biomed Mater Res 1993; 27: 71-78
- JANKOVITS, D.A., LISKA, W.D., KALIS, R.H.
Treatment of avascular necrosis of the femoral head in small dogs with micro total hip replacement.
Vet Surg 2012; 41: 143-147
- JASTY, M., MALONEY, W.J., BRAGDON, C.R., O'CONNOR, D.O., HAIRE, T., HARRIS, W.H.
The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties.
J Bone Joint Surg Br 1991; 73: 551-558
- JERGESEN, H.E., KARLEN, J.W.
Clinical outcome in total hip arthroplasty using a cemented titanium femoral prosthesis.
J Arthroplasty 2002; 17(5): 592-599
- JEROSCH, J.
Differenzialdiagnostik bei Schmerzen nach Hüftendoprothese.
OUP 2015; 4(2): 90-100
- JUDET, J., JUDET, R.
The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint.
J Bone Joint Surg Br 1950; 32: 166-173
- JUDET, R., SIGUIER, M., BRUMPT, B, JUDET, T.
A noncemented total hip prosthesis.
Clin Orthop 1978; 137: 76-84
- KAISIDIS, A., MEGAS, P., APOSTOLOPOULOS, D, VASSILAKOS, P.
Diagnose septischer Hüftprothesenlockerung via LeukoScan.
Orthopäde 2005; 34: 462-469

KALLOS, T., ENIS, J.E., GOLLAN, F., DAVIS, J.H.

Intramedullary pressure and pulmonary embolism of femoral medullary contents in dogs during insertion of bone cement and a prosthesis.

J Bone Jt Surg 1974; 56A: 1363-1367

KAVANAGH, B.F.

Femoral fractures associated with total hip arthroplasty.

Orthop Clin N Am 1992; 23: 249-257

KAVANAGH, B.F., DEWITZ, M.A., ILSTRUP, D.M., STAUFFER, R.N., COVENTRY, M.B.

Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results.

J Bone Joint Surg Am 1989; 71(10): 1496-1503

KAVANAGH, B.F., WALLRICHS, S., DEVITZ, M., BERRY, D., CURRIER, B., ILSTRUP, D., COVENTRY, M.B.

Charnley low-friction arthroplasty of the hip.

The Journal of Arthroplasty 1994; 9(3): 229-234

KEENER, J.D., CALLAGHAN, J.J., GOETZ, D.D., PEDERSON, D.R., SULLIVAN, P.M., JOHNSTON, R.C.

Twenty-five-year results after Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old: a concise follow-up of a previous report.

J Bone Joint Surg Am 2003; 85(6): 1066-1072

KEISU, K.S., MATHIESEN, E.B., LINDGREN, J.U.

The uncemented fully textured Lord Hip Prosthesis.

Clin Orthop and Rel Res 2001; 382: 133-142

KELLEGGREN, J.H., LAWRENCE, J.S., BIER, F.

Genetic factors in generalized osteo-arthritis.

Ann Rheum Dis 1963; 22: 237-255

KERN, C., MENGE, M.

Die Zugankerprothese – vier Jahre klinische Erfahrungen.

Orthop. Praxis 1998; 34: 401-403

KIM, Y.-H.

Long-term results of the cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis.

J Bone Joint Surg Br 2005; 87(5): 623-627

KIM, Y.H., KIM, V.E.

Cementless porous-coated anatomic medullary locking total hip prostheses.

J Arthroplasty 1994; 9(3): 243-252

KIM, Y.-H., OH, S.W., KIM, J.-S.

Prevalence of fat embolism following bilateral simultaneous and unilateral total hip arthroplasty performed with or without cement: a prospective, randomized clinical study.

J Bone Joint Surg Am 2002; 84: 1372-1379

KIM, Y.-H., KIM, J.-S.

Factors leading to low prevalence of DVT and pulmonary embolism after THR.

Clin Orthop Relat Res 2007; 465: 33-39

KNIGHT, J.L., ATWATER, R.D., GUO, J.

Clinical results of the midstem Porous-Coated Anatomic uncemented femoral stem in primary total hip arthroplasty. A five- to nine-year prospective study.

J Arthroplasty 1998; 13(5): 535-545

KOCH, T., BERG, R.

Lehrbuch der Veterinäranatomie Band I - III.

Fischer Verlag Jena; 1985

KÖLBL, O., BARTHEL, T., KRÖDEL, A., SEEGENSCHMIEDT, M.H.

Prävention von heterotopen Ossifikationen nach Totalendoprothese des Hüftgelenkes.

Dtsch Ärztebl 2003; 100(45): 2944-2954

KÖNIG, H.E., LIEBICH, H.-G.

Anatomie der Haussäugetiere, Band I und II.

Stuttgart: Schattauer; 1999

KÖPPEL, E.

Zur Entwicklung der Articulatio coxae und radiologischen Frühdiagnostik der Hüftgelenksdysplasie des Hundes.

Enke Verlag Stuttgart; 1991

KONDE, L.J., OLMSTEAD, M.L., HOHN, R.B.

Radiographic evaluation of total hip replacement in the dog.

Veterinary Radiology 1982; 23(3): 98-106

KOSFELD, H.-U.

Der totale Hüftgelenksersatz beim Hund.

Vet Med Diss München, 1996.

KRAUSE, W.R., BRADBURY, D.W., KELLY J.E., LUNCEFORD, E.M.

Temperature elevations in orthopaedic cutting operations.

J Biomech 1982; 15 (4); 267-75

KRAUSE, W.R., KRUG, W., MILLER, J.

Strength of the cement-bone interface.

Clin Orthop 1982; 163: 290

KRÜGER, K.

Erfahrungen mit der Oldag-Totalendoprothese.

Der praktische Tierarzt 1991; 12: 1087-1090

KUMMER, B.

Grundlagen der Pouwels-Theorie der funktionellen Anpassung des Knochens.

Orthopädie 1995; 24: 409-415

KUTSCHERA, H.P., EYB, R., SCHARTELMÜLLER, T., TOMA, C., ZWEYMÜLLER, K.

Das Zementfrei Zweymüller-Hüftsystem. Ergebnisse einer 5-jahres-Nachuntersuchung.

Z Orthop 1993; 131(6): 513-517

LEIDHOLT, J.D., GORMAN, H.A.

Teflon hip prostheses in dogs.

J Bone Joint Surg Am 1965; 47: 1414-1420

LEIGHTON, R.L.

The Richards Canine II total hip prosthesis.

J Am Anim Hosp Assoc 1979; 15: 73-76

LEVINE, B.R., KLEIN, G.R., DI CESARE, P.E.

Surgical approaches in total hip arthroplasty. A review of the mini-incision and MIS literature.

Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases 2007; 65(1): 5-18

LEWINNEK, G.E., LEWIS, J.L., TARR, R., COMPERE, C.L., ZIMMERMAN, J.R.

Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.

J Bone Joint Surg Am 1978; 60(2): 217-220

LEWIS, R.E., JONES J.P.

A clinical study of canine total hip arthroplasty.

Vet Surg 1980; 9: 20-23

LIDWELL, O.M.

Air, antibiotics and sepsis in replacement joints.

J Hosp Infect 1988; 18-40

LIEBERMAN, J.R., CALLAWAY, G.H., SALVATI, E.A., PELLICCI, P.M., BRAUSE, B.D.

Treatment of the infected total hip arthroplasty with a two-stage reimplantation protocol.

Clin Orthop Relat Res 1994; 301: 205-212

LISKA, W.D.

Femur fractures associated with canine total hip replacement.

Vet Surg 2004; 33: 164-172

LISKA W.D., POTEET, B.A.

Pulmonary embolism associated with canine total hip replacement.

Vet Surg 2003; 32: 178-186

LORD, G., BANCEL, P.

The madreporic cementless total hip arthroplasty.

Clin Orthop 1983; 176: 67-76

LORENZ, U., FORKE, L., IRLENBUSCH, U.

Mittelfristige Ergebnisse nach Implantation des anatomisch geformten Geradschafts IMAGE im Rahmen der primären Hüftendoprothetik – eine prospektive Studie.

Z Orthop Unfall 2010; 148: 406-412

MADEY, S.M., CALLAGHAN, J.J., OLEJNICZAK, J.P., GOETZ, D.D., JOHNSTON, R.C.

Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of fifteen years of follow-up.

J Bone Joint Surg Am 1997; 79(1): 53-64

MAIER, G.S., HORAS, K., SEEGER, J.B., ROTH, K.E., KURTH, A.A., MAUS, U.

Is there an association between periprosthetic joint infection and low vitamin D levels?

Int Orthop 2014; 38(7): 1499-1504

MALCHAU, H., KÄRRHOLM, J., WANG, Y.X., HERBERTS, P.

Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty: digitized and conventional radiography, compared to radiostereometry in 51 patients.

Acta Orthop Scand 1995; 66: 418-424

MARCELLIN-LITTLE, D.J.

Aseptic loosening after canine total hip arthroplasty.

ESVOT 2004 Pre-Congress – Total Hip Replacement Seminar – 9th September 2004

MARCELLIN-LITTLE, D.J., DeYOUNG, D.J., THRALL, D.E., MERRILL, C.L.

Osteosarcoma at the site of bone infarction associated with total hip arthroplasty in a dog.

Vet Surg 1999; 28(1): 54-60

MARCELLIN-LITTLE, D.J., DE YOUNG, B.A., DOYENS D.H., DE YOUNG D.J.

Canine Uncemented Porous-Coated Anatomic Total Hip Arthroplasty: Results of a Long-Term Prospective Evaluation of 50 Consecutive Cases.

Vet Surg 1999; 28 (1): 10-20

MARTELL, J.M., PIERSON, R.H., ROSENBERG, A.G., MALEY, M., GALANTE, J.O.

Primary total hip reconstruction with a titanium fiber-coated prosthesis inserted without cement.

J Bone Joint Surg Am 1993; 75(4): 554-571

MARTIN, A., BAUER, T.W., MANLEY, M.T., MARKS, K.E.

Osteosarcoma at the site of total hip replacement. A case report.

J Bone Joint Surg Am 1988; 70(10): 1561-1567

MASRI, B.A., MEEK, R.M., DUNCAN, C.P.

Periprosthetic fractures evaluation and treatment.

Clin Orthop Relat Res 2004; 420: 80-95

MASSAT, B.J.

Einzementierung einer arthroplastik des gesamten Hüftgelenks beim Hund.

Waltham Focus 1995; 5 (4): 21-31

MASSAT, B.J., VASSEUR, P.B.

Clinical and radiographic results of total hip arthroplasty in dogs: 96 cases (1986-1992).

JAVMA 1994; 205 (3): 448-454

MATIS, U., HOLZ, I.

Clinical experience and long-term results of the cemented biomécanique hip.

1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, 5th-8th September 2002

MATIS, U., KNOBLOCH, S., OFF, W

Der Hüftgelenkersatz beim Hund.

1. Seminar des AMC New York, Tegernsee 1992

MATIS, U., WAIBL, H.

Proximale Femurfrakturen bei Hund und Katze.

Tierärztl Prax Suppl.1, Stuttgart: Schattauer 1985: 159-178

McELFRESH, E.C., COVENTRY, M.B.

Femoral and pelvic fractures after total hip arthroplasty.

J Bone Jt Surg Am 1974; 56: 483-492

McKEE, G.K., WATSON-FARRAR, J.

Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis.

J Bone Joint Surg Br 1966; 48(2): 245-259

McLAUGHLIN, J.R., LEE, K.R.

Total hip arthroplasty in young patients. 8- to 13-year results using an uncemented stem.

Clin Orthop Relat Res 2000; 373: 153-163

McLAUGHLIN, J.R., LEE, K.R.

Cementless total hip replacement using second-generation components: a 12- to 16-year follow-up.

J Bone Joint Surg Br 2010; 92(12): 1636-1641

MENDES, D.G., WALKER, P.S., FIGAROLA, F., BULLOUGH, P.G.

Total surface hip replacement in the dog. A preliminary study of local tissue reaction.

Clin orthop 1974; 100: 256-264

MENGE, M.

Acht Jahre Druckscheibenendoprothese – eine mittelfristige Bewertung.

Orthop. Praxis 2000; 36: 143-151

MINTO, B.W., BRANDAO, C.V., PEREIRA, G.J., CAMPAGNOL, D., MAMPRIM, M.J.,

PADOVANI, C.R., RANZANI, J.J.

Modular hybrid total hip arthroplasty. Experimental study in dogs.

Acta Vet Scand 2011; 53(1)

MITTELMEIER, H.

Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip.

Z Orthop 1974; 112: 27-33

MOHLER, C.G., KULL, L.R., MARTELL, J.M., ROSENBERG, A.G., GALANTE, J.O.

Total hip replacement with insertion of an acetabular component without cement and a femoral component with cement. Four to seven-year results.

J Bone Joint Surg Am 1995; 77(1): 86-96

MONT, M.A., SEYLER, T.M., MARKER, D.R., MARULANDA, G.A., DELANOIS, R.E.

Use of metal-on-metal total hip resurfacing for the treatment of osteonecrosis of the femoral head.

J Bone Joint Surg Am 2006; 88: 90-97

MONTGOMERY, R.D., MILTON, J.L., PERNELL, R., ABERMAN, H.M.

Total Hip Arthroplasty for Treatment of Canine Hip Dysplasia

Vet Clin N Am – Small 1992; 22: 703-719

MORGAN, J.P., STEPHENS, M.

Radiographic diagnosis and control of canine hip dysplasia.

University Press, Iowa State University 1985

MORONI, A., FALDINI, C., PIRAS, F., GIANNINI, S.

Risk factors for intraoperative femoral fractures during total hip replacement.

Ann Chir Gynaecol 2000; 89: 113-118

MORSCHER, E.W.

Der zementfreie Femurschaft.

Verlag Springer, Berlin; 1983

MORSCHER, E.W.

Erfahrungen, Anforderungen und Entwicklung von zementfreien Hüftendoprothesen.

Orthopäde 1987; 16: 185-196

MORSCHER, E.W.

Endoprothetik.

Verlag Springer, Berlin; 1995

MÜLLER, A.

Knochenmessungen zur Entwicklung einer anatomischen Hüftendoprothese für Hunde
koxarthrotisch veranlagter Rassen.

Dissertation. LMU München. 1999

MÜLLER, M.E., PERREN, S.M.

Callus und primäre Knochenheilung.

Monatsschr. Unfallheilkd. 1972; 72: 442-454

MÜNSTER, L.

Zur roboterassistierten zementfreien Hüftprothesenimplantation mit dem System Caspar.

Eine prospektive Studie von 51 Fällen.

Diss Bochum, 2002

MURPHY, S.T., PARKER, R.B., WOODARD, J.C.

Osteosarcoma following total hip arthroplasty in a dog.

J Small Anim Pract 1997; 38: 263-267

MURRAY, W.R., RODRIGO, J.J.

Arthrography for the assessment of pain after total hip replacement.

J Bone Joint Surg Am 1975; 57: 1060-1065

NELSON, L.L., DYCE, J., SHOTT, S.

Risk Factors for Ventral Luxation in Canine Total Hip Replacement.

Vet Surg 2007; 36: 644-653

NERCESSIAN, O.A., WU, W.H., SARKISSIAN, H.

Clinical and radiological results of cementless AML total hip arthroplasty in young patients.

J Arthroplasty 2001; 16(3): 312-316

NEUMANN, L., FREUND, K.G., SORENSON, K.H.

Long-term results of Charnley total hip replacement. Review of 92 patients at 15 to 20 years.

J Bone Joint Surg Br 1994; 76(2): 254-251

NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E.

Lehrbuch der Anatomie der Haustiere Band I, III und IV.

Berlin: Parey, 1992, 2001

NORBERG, I.

The hip joint.

Veterinary Orthopaedics 1964

OHL, M.D., WHITESIDE, L.A., MC CARTHY, WHITE, S.E.

Torsional fixation of a modular femoral hip component.

Clin Orthop 1993; 287: 135-141

OISHI, C.S., WALKER, R.H., COLWELL, C.W. Jr.

The femoral component in total hip arthroplasty. Six to eight-year follow-up of one hundred consecutive patients after use of a third generation cementing technique.

J Bone Joint Surg Am 1994; 76(8): 1130-1136

OLMSTEAD, M.L.

Canine cemented total hip replacements: State of the art.

JSAP 1995; 36: 395-399

OLMSTEAD, M.L.

Complications: removal and revision techniques.

Canine hip replacement conference, Orlando, June 2001

OLMSTEAD, M.L.

The canine cemented modular total hip prosthesis.

J Am Anim Hosp Assoc 1995; 31: 109-124

OLMSTEAD, M.L.

The modular canine cemented total hip replacement.

Canine hip replacement conference, Orlando, June 2001

OLMSTEAD, M.L.

Total hip replacement.

Vet Clin N Am – Small 1987; 17 (4): 943-955

OLMSTEAD, M.L.

Total Hip Replacement in the Dog.

Semin Vet Med Surg 1987; 2 (2): 131-140

OLMSTEAD, M.L., HOHN, R.B.

Ergebnisse mit der Hüfttotalprothese bei 103 klinischen Fällen an der Ohio State University.

Kleintierpraxis 1980; 25: 407-415

OLMSTEAD, M.L., HOHN, R.B., TURNER, T.M.

A five-year study of 221 total hip replacements in the dog.

J Am Vet Med Assoc 1983; 183 (2); 191-194

OLOFF, S., KÜSSWETTER, W.

Die Behandlung der Coxarthrose bei Diensthunden mit dem totalen Hüftgelenksersatz (Frühergebnisse).

Der praktische Tierarzt 1983; 5: 408-415

ORSINI, E.C., BYRICK, R.J., MULLEN, J.B., KAY, J.C., WADDEL J.P.

Cardiopulmonary changes during anaesthesia for total hip replacement in dogs.

XVI. Congr. World Small Anim. Vet. Assoc., Wien, Österreich 1987

OTA, J., Cook, J.L., LEWIS, D.D., TOMLINSON, J.L., Fox, D.B., Cook, C.R., SCHULTZ, L.G., BRUMITT, J.

Short-term aseptic loosening of the femoral component in canine total hip replacement: Effects of cementing technique on cement mantle grade.

Vet Surg 2005; 34(4): 345-352

OTTO, K., MATIS, U.

Cardiopulmonary changes during anaesthesia for total hip replacements in dogs.

XVI. Congr. World Small Anim. Vet. Assoc., Wien, Österreich 1991

OTTO, K., MATIS, U.

Changes in cardiopulmonary variables and platelet count during anaesthesia for total hip replacement in dogs.

Vet Surg 1994; 23: 266-273

PAGEL, T.

Mikrobielle Besiedelung von Implantaten nach Osteosynthesen bei Kleintieren: Inzidenz und Einflussfaktoren.

Vet Med Diss Berlin, 2015

PALMISANO, M.P., DYCE, J., OLMSTEAD, M.L.

Extrasosseous cement granuloma associated with total hip replacement in 6 dogs.

Vet Surg 2003; 32(1): 80-90

PARKER, B.R., SPENCER, C.P., BOOMBERG, M.S., BITETTO, U.W., RODKEY, W.G.

Canine total hip arthroplasty: A clinical review of 20 cases.

J Am Anim Hosp Assoc 1984a; 20: 97-104

- PARVIZI, J., KEISU, K.S., HOZACK, W.J., SHARKEY, P.F., ROTHMAN, R.H.
Primary total hip arthroplasty with an uncemented femoral component. A long-term study of the Taperloc stem.
J Arthroplasty 2004; 19(2): 151-156
- PARVIZI, J., PULIDO, L., SLENKER, N., MACQIBENY, M., PURTILL, J.J., ROTHMAN, R.H.
Vascular injuries after total joint arthroplasty.
J Arthroplasty 2008; 23(8): 1115-1121
- PAUL, J.P.
Force actions transmitted by joints in the human body.
Proc R Soc Lond B Biol Sci 1976; 192: 163-172
- PAUL, H.A., BARGAR, W.L.
A modified technique for canine total hip replacement.
J Am Anim Hosp Assoc 1987; 23: 13-18
- PEROT, F.
Totale Hüftendoprothese mit retinierender Kunststoffpfanne beim Hund.
Kleintierpraxis 1985; 30: 227-234
- PERSLOW, M.-B.
Der künstliche Hüftgelenkersatz beim Hund. Eine retrospektive Studie an der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere der Freien Universität Berlin in den Jahren 1993 bis 1998.
Vet Med Diss Berlin, 2001
- PERSLOW, M.-B., KAISER, S., GRUßENDORF, C., BURGER, M., STASZYK, C., BRUNNBERG, L.
Der künstliche Hüftgelenkersatz beim Hund.
Kleintierpraxis 2002; 47 (3): 157-171
- PETERS, K.M., FRITZEN, M.E., KLOSTERHAFEN, B.
Aseptische versus septische Hüft-TEP-Lockerung: Gibt es zelluläre Unterschiede?
Fortbildung Osteologie 2008; 2: 85-87
- PIERINGER, H., LABEK, G., AUERSPERG, V., BÖHLER, N.
Cementless total hip arthroplasty in patients older than 80 years of age.
J Bone Joint Surg Br 2003; 85-B: 641-645

PILIAR, R.M., LEE, J.M., MANIATOPOULOS, C.

Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants.

Clin Orthop 1986; 208: 108-113

PULIDO, L.F., BABIS, G.C., TROUSDALE, R.T.

Rate and risk factors for blood transfusions in patients undergoing periacetabular osteotomy

J Surg Orthop Adv 2008; 17(3): 185-187

PRITCHETT, J.W.

Ketorolac against heterotopic ossification after hip replacement.

Clin Orthop 1995; 314: 162-165

RASQUINHA, V.J., DUA, V., RODRIGUEZ, J.A., RANAWAT, C.S.

Fifteen-year survivorship of a collarless, cemented, normalized femoral stem in primary hybrid total hip arthroplasty with a modified third-generation cement technique.

The Journal of Arthroplasty 2003; 18(7): 86-94

REINDL, S.

Nachweis venöser Embolien mittels transoesophagealer Echokardiographie bei Implantation von Hüfttotalendoprothesen mit Polymethylmetacrylat beim Hund.

Vet Med Diss, München, 1995

REININGA, I.H., ZIJLSTRA, W., WAGENMAKERS, R., BOERBOOM, A.L., HUIJBERS, B.P., GROOTHOFF, J.W., BULSTRA, S.K., STEVENS, M.

Minimally invasive and computer-navigated total hip arthroplasty: a qualitative and systematic review of the literature.

BMC Musculoskeletal Disorders 2010; 11: 92

RICE, J., PRENDERVILLE, T., MURRAY, P., McCORMACK, B., QUINLAN, W.

Femoral cementing techniques in total hip replacement.

Int Orthop 1998; 22: 308-311

RICHTER, V., LÖFFLER, K.

Rassespezifische Merkmale am Becken des Hundes.

Dtsch Tierärztl Wschr 1976; 83: 455-461

RIDGEWAY, S., WILSON, J., CHARLET, A., KAFATOS, G., PEARSON, a., COELLO, R.

Infection of the surgical site after arthroplasty of the hip.

J Bone Joint Surg Br 2005; 87(6): 844-850

RISER, W.H., RHODES, W.H., NEWTON, C.D.

Hip dysplasia. In: Textbook of Small Animal Orthopaedics (NEWTON, C.D., NUNAMAKER, D.M.).

Verlag Lippincott, Philadelphia, 1985

RITTER, A., CARR, K., EIZEMBER, L.E., KEATING, E.M., FARIS, P.M., MEDING, J.B.

The effect of heterotopic bone formation on prosthetic loosening after total hip rplacement.

Clin Orthop Rel Res 1995; 313: 154-158

ROBERTSON, D.D., WALKER, P.S., HIRANO, S.K., ZHOU, X.M., GRANHOLM, J.W.,

POSS, R.

Improving the fit of press-fit hip stems.

Clin Orthop 1988; 228: 134-140

ROE, S.C., DeYOUNG, D., WEINSTOCK, D., KYLES, A.

Osteosarcoma eight years after total hip arthroplasty.

Vet Surg 1996; 25: 70-74

SANFILIPPO, J.A., AUSTIN, M.S.

Implants for total hip arthroplasty.

Expert Rev Med Devices 2006; 3(6): 769-776

SCHAWALDER, P., SPIESS, B.

Der Azetabulumneigungswinkel und der Azetabulumeingangswinkel beim Hund.

Kleintierpraxis 1990; 35: 112-123

SCHMALZRIED, T.P., AMSTUTZ, H.C., DOREY, F.J.

Nerve palsy associated with total hip replacement. Risk factors and prognosis.

J Bone Joint Surg Am 1991; 73(7): 1074.1080

SCHMALZRIED, T.P., JASTY, M., HARRIS, W.H.

Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space.

J Bone Joint Surg 1992; 74: 849-863

SCHMALZRIED, T.P., NOORDIN, S., AMSTUTZ, H.C.

Update on nerve palsy associated with total hip replacement.

Clin Orthop Relat Res 1997; 334: 188-206

SCHMALZRIED, T.P., HARRIS, W.H.

Hybrid total hip replacement. A 6.5-year follow-up study.

J Bone Joint Surg Br. 1993; 75(4): 608-615

SCHMALZIED, T.P., KWONG, L.M., JASTY, M., SEDLACEK, R.C., HAIRE, T.C.,

O`CONNOR, D.O., BRAQDON, C.R., CABO, J.M., MALCOLM, A.J., HARRIS, W.H.

The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty.

Analysis of specimens retrieved at autopsy.

Clin Orthop Rel Res 1992; 274: 60-78

SCHNEIDER, E.

Primärstabilität zementierter und nichtzementierter Implantate. In: Endoprothetik

(MORSCHER, E.W.).

Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York; 1995

SCHNEIDER, R.

Die Totalendoprothese der Hüfte – ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen.

Verlag Huber, Bern, 1987

SCHNEIDER, U., TERMATH, S., THOMSEN, M., BROCAI, D.R.C., NIETHARD, F.U.

Der Einsatz neuer biomechanischer Marker in der Diagnostik aseptischer

Hüftendoprothesenlockerungen.

Z Orthop 1997; 135: 297-300

SCHUH, A., BÖHM, R., SCHRAML, A.

Langzeitergebnisse mit der Wagner-Metall/Metall-Schalenprothese.

Z Orthop Unfall 2008; 146: 364-370

SCHUH, A., UTER, W., HOLZWARTH, U.

Residual particle free rough surfaces after rough blasting with steel grit in total hip arthroplasty.

Biomed Tech 2005; 50: 404-407

SCHULTE, K.R., CALLAGHAN, J.J., KELLEY, S.S., JOHNSTON, R.C.

The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after minimum twenty-year-follow-up . The results of one surgeon.

J Bone Joint Surg Am 1993; 75(7): 961-975

SCHULZ, K.S.

Application of arthroplasty principles to canine cemented total hip replacement.

Vet Surg 2000; 29; 578-593

SEBESTYEN, P., MARCELLIN-LITTLE, D.J., DeYOUNG, B.A.

Femoral medullary infarction secondary to canine total hip arthroplasty.

Vet Surg 2000; 29(3): 227-236

SELL, S., SCHLEH, T., HANDEL, M., SCHEIDERBAUER, J., BECKER, G., BAMBERG, M.

Heterotope Ossifikation nach künstlichem Hüftgelenkersatz.

Operat Orthop Traumatol 2000; 12(4): 328-333

SKURLA C.T., EGGER, E.L., SCHWARZ P.D., JAMES, S.P.

Owner assessment of the outcome of total hip arthroplasty in dogs.

J Am Vet Med Assoc 2000; 217: 1010-1012

SKURLA, S.P., JAMES, S.P.

Assessing the dog as a model for human total hip replacement: analysis of 38 postmortem-retrieved canine cemented acetabular components.

J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005; 73: 260-270

SKURLA D.P., PLUHAR, G.E., FRANKEL, D.J., EGGER, E.L., JAMES, S.P.

Assessing the dog as a model for human total hip replacement. Analysis of 38 canine cemented femoral components retrieved at post-mortem.

J Bone Joint Surg Br 2005; 87: 120-127

SMITH, G.K., BIERY, D.N., GREGOR, T.P.

New concepts of coxofemoral joint stability and the development of a clinical stress-radiographic method for quantitating hip joint laxity in the dog.

J Am Vet Med Assoc 1990; 196: 59-70

SMITH, S.W., ESTOK, D.M. 2nd, HARRIS, W.H.

Total hip arthroplasty with use of second-generation cementing techniques. An eighteen-year-average follow-up study.

J Bone Joint Surg Am 1998; 80(11): 1632-1640

SMITH-NEPHEW:

www.smith-nephew.de (Stand 14.05.2016)

SMITH-PETERSEN, M.N.

The classic: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint.

Clin Orthop Relat Res 1978; 134: 5-11

SPECTOR, M., SHORTKROFF, S., HSU, H.-P., LANE, N., SLEDGE, C.B., THORNHILL, T.S.

Tissue changes around loose prostheses.

Clin Orthop 1990; 261, 140-152

SPORER, S.M., CALLAGHAN, J.J., OLEJNICZAK, J.P., GOETZ, D.D., JOHNSTON, R.C.

Hybrid total hip arthroplasty in patients under the age of fifty.

The Journal of Arthroplasty 1998; 13(5): 485-491

STAMPFEL, O., POMMER, W., TRAUNER, R., SANTNER, V.

3.5 years results of Lord primary total hip arthroplasties and 1.5 years experience with revision arthroplasties for loose cemented prostheses.

The Cementless Fixation of Hip Endoprostheses. 1984. Morscher, E. New York: Springer

STASZYK, C., GASSE, H.

Zur Innervation der Gelekkapseln beim Hund. Teil 3: Hüftgelenk.

Kleintierpraxis 2002; 1: 11-17

STEENS, W., SKRIPITZ, R., SCHNEEBERGER, A.G., PETZING, I., SIMON, U., GOETZE, C.

Die zementfreie Schenkelhalsprothese CUT – klinisch-radiologische Ergebnisse nach 5 Jahren.

Z Orhop Unfall 2010; 148: 413-419

STEINBRINK, K, FROMMELT, L.

Behandlung der periprothetischen Infektion der Hüfte durch einzeitige Austauschoperation.

Orthopädie 1995; 24: 335-343

SUCKEL, A., GEIGER, F., KINZL, L., WULKER, N., GARBRECHT, M.

Long-term results for the uncemented Zweymuller/Alloclassic hip endoprosthesis. A 15-year minimum follow-up of 320 hip operations.

J Arthroplasty 2009; 24(6): 846-853

SULLIVAN, P.M., MacKENZIE, J.R., CALLAGHAN, J.J., JOHNSTON, R.C.

Total hip arthroplasty with cement in patients who are less than fifty years old. A sixteen to twenty-two-year follow-up study.

J Bone Joint Surg Am 1994; 76(6): 863-869

SUTHERLAND, C.J., WILDE, A.H., BORDEN, L.S., MARKS, K.E.

A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip-replacement arthroplasties.

J Bone Joint Surg Am 1982; 64(7): 970-982

SZYSZKOWITZ, R., BOLDIN, C.

Die periprotetische Fraktur – eine Herausforderung für die Unfallchirurgie.

European Journal of Trauma 2001; 1: 139-143

TEPIC, S., MONTAVON, P.M.

Concepts of Zurich cementless prosthesis.

Proceedings of the 12th Annual ESVOT Congress, Munich, 2004

THOMPSON, F.R.

Vitallium intramedullary hip prosthesis, preliminary report.

N Y State J Med; 1952: 52: 3011-3020

THÜMLER, P., FORST, R., ZEILER, G.

Modulare Revisionsendoprothetik des Hüftgelenkes

Heidelberg: Springer, 2005

TIDWELL, S.A., GRAHAM, J.P., PECK, J.N., BERRY, C.R.

Incidence of pulmonary embolism after non-cemented total hip arthroplasty in eleven dogs: computed tomographic pulmonary angiography and pulmonary perfusion scintigraphy.

Vet Surg 2007; 36(1): 37-42

TOMLINSON, J., MC LAUGHLIN, R.

Total hip replacement: the best treatment for dysplastic dogs with osteoarthritis.

Vet Med 1996; 91: 117-124

TREACY, R.B., MC BRYDE, C.W., PYNSENT, P.B.

Birmingham hip resurfacing arthroplasty. A minimum follow-up of five years.

J Bone Joint Surg Br 2005; 87(2): 167-170

TSUKAYAMA, D.T., ESTRADA, R., GUSTILO, R.B.

Infection after total hip arthroplasty. A study of the treatment of one hundred and six infections.

J Bone Joint Surg Am 1996; 78: 512-523

URIST, M.R.

The principles of hip-socket arthroplasty.

J Bone Joint Surg Am 1957; 39: 786-810

VEZZONI, A., BOIOCCHI, S., VEZZONI, L., VANELLI, A. B., BRONZO, V.

Double pelvic osteotomy for the treatment of hip dysplasia in young dogs.

Vet Comp Orthop Traumatol 2010; 23(6); 444-452

VOLLMERHAUS, B., WAIBL, H., ROOS, H.

Gelenke. In: Anatomie von Hund und Katze (FREWEIN, J., VOLLMERHAUS, B.)

Blackwell-Wissenschafts-Verlag, Berlin, 1994

WAGNER, H.

Surface replacement arthroplasty of the hip.

Orthop Relat Res 1978; 134: 102-130

WAGNER, H.

Prothesenlockerung an der Hüfte.

Orthopädie 1989; 18: 343

WAGNER, H., WAGNER, M.

Infizierte Hüftgelenkprothese.

Orthopädie 1995; 24: 314-318

WALDEYER, A.

Anatomie des Menschen. 18. Auflage.

Berlin: Walter de Gruyter GmbH und Co KG 2009

WEBER, A.E., JACOBSON, J.A., BEDI, A.

A review of imaging modalities for the hip

Curr Rev Musculoscelet Med 2013; 6(3): 226-234

WHEELWRIGHT, E.F., BYRICK, R.J., WIGGLESWORTH, D.F., KAY, J.C., WONG, P.Y.,

MULLEN, J.B., WADDELL, J.P.

Hypotension during cemented arthroplasty.

J Bone Joint Surg 1993; 75-B: 715-723

WILLERT, H.G., LUDWIG, J., SEMLITSCH, M.

Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty: a long-term gross, light microscopic, and scanning electron microscopy study.

J Bone Jt Surg Am 1974; 56: 1368-1374

WILLIAMS , H.D.W., BROWNE, G., GIE, G.A., LING, R.S.M.

The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years.

J Bone Joint Surg Br 2002; 84: 324-335

WILES, P.

The surgery of the osteoarthritic hip.

Br J Surg 1958; 45: 488-497

WIRTH, C.J., ZICHNER, L.

Orthopädie und Orthopädische Chirurgie.

Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2004

WIRTH, C.J., MUTSCHLER, W.-E., BISCHOFF, H.-P., PÜSCHMANN, H., NEU, J.

Komplikationen in Orthopädie und Unfallchirurgie.

Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2009

WIRTZ, D., SELLEI, R.M., PORTHEINE, F., PRESCHER, A., WEBER, M.

Einfluss der Femurmarkraumspülung auf die periprothetische Zementverteilung: Jet-Lavage versus Spritzenspülung.

Z Orthop 2001; 139: 410-414

WIRTZ, D.C., NIETHARD, F.U.

Ursachen, Diagnostik und Therapie der aseptischen Hüftendoprothesenlockerung – eine Standortbestimmung.

Z Orthop 1997; 135: 270-280

WOO, R.Y., MORREY, B.F.

Dislocations after total hip arthroplasty.

J Bone Joint Surg Am 1982; 64(9): 1295-1306

WOOLSON, S.T., HABER, D.F.

Primary total hip replacement with insertion of an acetabular component without cement and a femoral component with cement. Follow-up study at an average of six years.

J Bone Joint Surg Am 1996; 78(5): 698-705

WROBLEWSKI, B.M.

15-21-year results of the Charnley low-friction arthroplasty.

Clin Orthop 1986; 211: 30-35

WROBLEWSKI, B.M.

Das Problem der Prothesenlockerung in der Hüfte.

Orthopädie 1989; 18: 388-396

WROBLEWSKI, B.M., FLEMING, P.A., SINEY, P.D.

Charnley low-frictional torque arthroplasty of the hip.

J Bone Joint Surg Br 1999; 81(3): 427-430

WYKMAN, A.

Acetabular cement temperature in arthroplasty

Acta Orthop Scand 1992; 63 (5): 543-544

WYKMAN, A. OLSSON, E., AXDORPH, G., GOLDIE, I.

Total hip arthroplasty. A comparison between cemented and press-fit noncemented fixation.

J Arthroplasty 1991; 6: 19-29

XENOS, J.S., CALLAGHAN, J.J., HEEKIN, R.D., HOPKINSON, W.J., SAVORY, C.G.,

MOORE, M.S.

The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up.

J Bone Joint Surg Am 1999; 81(1): 74-82

YATES, G.D., WASIK, S.M., EDWARDS, G.A.

Femoral component failure in canine cemented total hip replacement: a report of two cases.

Aust Vet J 2010; 88: 225-230

ZIMMER

www.zimmergermany.de (Stand 14.05.2016)

ZIMMERLI, W., LEW, P.D., WALDVOGEL, F.A.

Pathogenesis of foreign body infection. Evidence for a local granulocyte defect.

J Clin Invest 1984; 73: 11-21

ZWEYMÜLLER

www.zweymueller.at/schaftentwicklung.htm (Stand 14.05,2016)

9. Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Aa.	Arteriae
Abb.	Abbildung
AE	Azetabulumneigungswinkel
AN	Azetabulumneigungswinkel
ASR	Articular Surface Replacement
AT	Antetorsionswinkel
bds.	beidseits
BFX	Biologic Fixation
BHR	Birmingham Hip Replacement
BW	Body Weight
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
CCD	Centrum Collum Diaphysenwinkel
CFX	Cobalt-Chrom Fixation
CoCr	Cobalt-Chrom
CUE	kranialer Überdachungswinkel
d.h.	das heißt
DUE	dorsaler Überdachungswinkel
etc.	et cetera
experim.	experimentell
Fa.	Firma
FCI	Fédération Cynologique Internationale
GPa	Gigapascal

HD	Hüftgelenksdysplasie
i.d.R.	in der Regel
kg	Kilogramm
KG	Körpergewicht
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
Mm.	Musculi
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
n	Anzahl
N.	Nervus
Nn.	Nervi
PMMA	Polymethylmethacrylat
s.	siehe
S.	Seite
sog.	sogenannte
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
u.	und
UHMW	Ultra High Molecular Weight
z.B.	zum Beispiel
°	Grad
>	größer als
<	kleiner als
%	Prozent

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Brunberg sehr herzlich für die Überlassung des Themas dieser Arbeit, seine Hilfestellung und die Korrektur des Manuskripts.

Meinen Freunden und Kollegen für die gute Zusammenarbeit und die kleinen Ablenkungen wann immer sie nötig waren – oder vielleicht auch nicht. Ganz besonders danke ich meinem lieben Herrn Giebel für die Hilfestellung bei computerbedingten Schwierigkeiten.

Meiner lieben Familie und insbesondere meinem Vater für die Unterstützung und Aufmunterung zu jedem Zeitpunkt.

Selbständigkeitserklärung

Hiermit bestätige ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt habe. Ich versichere, dass ich ausschließlich die angegebenen Quellen und Hilfen in Anspruch genommen habe.

Berlin, den 14.07.2015

Anna Dettling

11. Anhang

Folgende Tabellen sind im Anschluss zu finden:

Tab. 9: Komplikationen zementierter Hüftgelenksendoprothesen beim Hund.

Tab. 10: Komplikationen zementfreier Hüftgelenksendoprothesen beim Hund.

Tab. 11: Komplikationen zementierter Hüftgelenksendoprothesen beim Menschen.

Tab. 12: Komplikationen unzementierter Hüftgelenksendoprothesen beim Menschen.

Tab. 9: Komplikationen zementierter Hüftgelenksendoprothesen beim Hund

Literaturangabe	Hund/TEP [n]	Komplika- - tionsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesen- bruch [n]	Lungen- embolie [n]	Sonstiges
LEIDHOLT u. GORMAN (1965)	9/9 (experim.)	100,0	0/9	1		1				Teflon-Prothese
HUTTON u. ENGLAND (1969)	6/6 (experim.)	66,6	0/1		1 (intra op)	2				
CREED et al. (1971)	13/13 (experim.)	92,0	10/1			1				
AMSTUTZ et al. (1972)	23 Hunde (experim.)	82,6	11/9	12		2				
MENDES et al. (1974)	6/8 (experim.)	87,5	2/5 (Femur- kappen)	1		1				Oberflächenprothese
LEWIS u. JONES (1980)	15/20	70,0	- /10	2		1		1		1 Prothese verbogen
OLMSTEAD u. HOHN (1980)	85/103	25,2	1/-	11	4	7	4			1 Prothese verbogen
KONDE et al. (1982)	72/ 86	15,1	2/-	12		1				Canine Richards II
GOFTON u. SUMNER-SMITH (1982)	3/3	66,6			2					
OLOFF u. KÜSSWETTER (1983)	6/7	0								
OLMSTEAD et al. (1983)	190/221	30,3	8/-	38	7	17	5			
PARKER et al. (1984)	20/23	17,4	3/-			2	2			
GOTTSAUNER- WOLF et al. (1984)	32/32 (experim.)	21,9	- /2	4				1		
PEROT (1985)	?/102	5,9	4		2					
PAUL u. BARGAR (1987)	?/65	7,7	2/-	3		2				
OLMSTEAD (1987)	146/174	4,6	5/1	5		2				
HUTTER u. GASPAR (1987)	21/23	13,0				1	2			

Literaturangabe	Hund/TEP [n]	Komplikationsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesenbruch [n]	Lungenembolie [n]	Sonstiges
BARDET u. MATIS (1990)	90/100	17,0	4/-	4	3	5	1	2	2	
KRÜEGER (1991)	11/12	33,3		2				1	1	Oldag-Prothese
MATIS et al. (1992)	154/181	11,0	2/-	4	5	2	3	2	4	
MASSAT u. VASSEUR (1994)	84/96	7,3	3/-	1	3		3			1 Revision wg. ungeklärter Lahmheit
BARDET u. LETOURNEL (1995)	175/185	7,0	5/1	6	4	2				
GUTBROD u. FESTL (1995)	162/199	3,5	8/-	5	1	1				Aesculap Prothese 1 Osteolyse
OLMSTEAD (1995)	51/52	1,9		1						Modulare Prothese 1 Blutung in die Beckenhöhle
KOSFELD (1996) (Diss)	207/258	13,6	8/9	7	6	5	5	3		Biomechanique und Canine Richads II Prothese
EDWARDS et al. (1997)	?/152	7,2	-/11							Nur Schafflockerung studiert
DYCE et al (2000)	256/256	7,0	2/1	12	2	3				
PERSLOW (2001)	136/154	16,9	7	8	1	5	3	2		
GERVERS et al. (2002)	123/145	20,0	13/6	10	5	3		5		6 ungeklärte Lahmheiten 4 Zementreste im Gewebe 1 intraop. Schaftaustritt
MATIS u. HOLZ (2002)	365/479	5,6	12/8	7	4	8				
LISKA u. POTEET(2003)	40/40	25,0							10	Nur Lungenembolie studiert
LISKA (2004)	?/684	3,5			24					Nur Femurfraktur studiert
BERGH et al. (2006)	?/77	10,4		5	1	1	1			Nur Kurzzeit (<8 Wo.)
NELSON et al. (2007)	602/602	9,1	- /13	25	1	16				auch unzementiert (n=35)

Literaturangabe	Hund/TEP [n]	Komplika- - tionsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesen- bruch [n]	Lungen- embolie [n]	Sonstiges
ANDREWS et al. (2008)	786/1000	1,9					19			Auch unzementiert Nur Neurapraxie studiert
IWATA et al. (2008)	24/24	16,7		1		2		1		
MINTO et al. (2011)	10/10	30,0		2	1					Modulare Prothese
GEMMILL et al. (2011)	71/78	5,1	- /1	1	1			1		Hybrid Prothese
FORSTER et al. (2012)	?/170	5,9	1/-	5	3		1		1	versch. Systeme
GUILLAUMOT et al. (2012)	50/50	12,0	2/-		2	3	1			+ 2 Acetabulumfx. (1 intra, 1 post op)

Tab. 10: Komplikationen zementfreier Hüftgelenksendoprothesen beim Hund

Literaturangabe	Hund/TEP [n]	Komplikationsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesenbruch [n]	Lungenembolie [n]	Sonstiges
DeYOUNG et al. (1992)	92/100	5,0	1/-	3	2					Porous-coated modular System
DeYOUNG et al. (1993)	24/30	0								PCA 100% Kortikalisatrophie Ossa femorum
MARCELLIN-LITTLE et al. (1999)	37/46	6,5		3						PCA 6 Hunde lahmten aus anderen Gründen (1 Osteosarkom)
BOUDRIEU (2004)	??	20,0	4%/5%	10%	5%					Kyon Zurich
IWATA et al. (2008)	22/22	9,1		1				1		
BONIN (2008)	28/28	32,1		3	6					Hybrid (Hexagon-Prothese) 4 Femurfissuren
HACH u. DELFS (2009)	39/40	7,5	4/2				1			HELICA
GUERRERO, MONTAVON (2009)	60/65	13,8	2/-	7	1			1		Zurich 1 Fissur intra op
HUMMEL et al. (2010)	?/163	23,9		12	15	6	2	4		Zurich
GANZ et al (2010)	74/84	13,1			11					Press Fit Nur Femurfraktur post op studiert
AGNELLO et al. (2015)	15/15	33,3	- /5							HELICA Nur aseptische Lockerung

Tab. 11: Komplikationen zementierter Hüftgelenksendoprothesen beim Menschen

Literaturangabe	Menschen /TEP [n]	Komplikationsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesenbruch [n]	Lungenembolie [n]	Tiefe Beinvenenthrombose [n]	Sonstiges
Charnley (1975)	?/6500	0,3						17			Charnley-Prothese. Nur Bruch Femurkomponente.
Beckenbaugh u. Ilstrup (1978)	?/333	30,0	- /80	13		4	3				Charnley-Prothese
Sutherland et al. (1982)	?/100	40,0	29/40								Müller-Prothese.
Woo u. Morrey (1982)	?/10500	3,2		331							Nur Luxation studiert.
Eftekhar u. Tzitzikalakis (1986)	?/499	2,2									Charnley-Prothese.
Harris u. Mc Gann (1986)	104/117	1,7	- /2								Nur asept. Lockerung
Kavanagh et al. (1989)		1J. 0,9%; 5J. 4,1%; 10J. 8,9%; 15J. 12,7%									Charnley-Prothese
Wykman et al. (1991)	75/75	6,7	- /5								Charnley-Prothesen
Godsiff et al. (1992)	?/30	3,3							1		Ring-Prothese
Ekelund et al. (1992)	157/162	10,5		15		2					
Schulte et al. (1993)	?/322	9,9	- /21	3		8					Charnley-Prothese
Schmalzried u. Harris (1993)	91/96	3,1	- /1								Hybrid Insges. 3 Revisionen
Oishi et al. (1994)	89/89	1,1	- /1								Harris Precoat
Neumann et al. (1994)	211/241	19,1	4/6	1		5		5	9	20 (14 im operierten Bein)	Charnley-Prothese
Sullivan et al. (1994)	67/89	5,6	11/2	3							Charnley-Prothese 2 heterotope Ossifikationen
Hearn et al. (1995)	36/36	8,3					1		2		2 verlängerte Wundsekretion, 1 trochantäre Bursitis

Literaturangabe	Menschen /TEP [n]	Komplikationsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesenbruch [n]	Lungenembolie [n]	Tiefe Beinvenenthrombose [n]	Sonstiges
Mohler et al. (1995)	100/109	1,8	1/2								Hybrid
Berger et al. (1996)	86/91	2,2	2/2								Hybrid
Woolson u. Haber (1996)	110/121	5,8	- /4			1		2			Hybrid
Callaghan et al. (1996)	118/131	6,1	- /8								Hybrid
Goldberg et al. (1996)	120/125	1,6	- /1	1							Hybrid
Madey et al. (1997)	320/357	6,7	17/10	7		7					Charnley-Prothese
Callaghan et al. (1997)	69/93	5,4	18/5								
Callaghan et al. (1997)	37/45	17,8	- /8								Hybrid
Devitt et al. (1997)	77/110	23,6	21	2	2	1					Charnley-Prothese
Smith et al. (1998)	140/161	4,9	28/8								2. Generation Zementiertechnik
Dowd et al. (1998)	?/154	14,9	- /23								Precoated Hybrid. Nur asept. Lockerung.
Sporer et al. (1998)	37/45	26,7	- /8	4							Hybrid 5 trochantäre Nonunion, 17 heterotope Ossifikation
Wroblewski et al. (1999)	261/320	3,4	13/8	1	1	1					Charnley-Prothese
Brown u. Lachiewicz (1999)	100/119	2,5	- /2			1					Precoated Hybrid
Callaghan et al. (2000)	51/62	22,6	- /11			3					Charnley-Prothese
Herberts u. Malchau (2000)	?/158.172	7,1 (7-8%)	8799	601	707	939		198			Schwedenstudie 1270 weitere Kompl.
Williams et al. (2002)	309/325	12,0	7/0	16	3	4			7	9	Exeter-Prothese
Jergesen u. Karlen (2002)	?/69	11,6	- /8								Nur aseptische Lockerung
Rasquinha et al. (2003)	215/250	9,2	- /4			1			5	13	Omnifit Hybridprothese

Literaturangabe	Menschen /TEP [n]	Komplikationsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesenbruch [n]	Lungenembolie [n]	Tiefe Beinvenenthrombose [n]	Sonstiges
Buckwalter et al. (2006)	320/357	2,8	- /10								Charnley-Prothese

Tab. 12: Komplikationen unzementierter Hüftgelenksendoprothesen beim Menschen

Literaturangabe	Menschen /TEP [n]	Komplikationsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesenbruch [n]	Lungenembolie [n]	Tiefe Venenthrombose [n]	Sonstiges
Wykman et al. (1991)	75/75	18,7	- /14								Honnart Partel-Garches Prothese
Kutschera et al. (1993)	85/96	0,0	1/-								Zweymüller-Prothese
Martell et al. (1993)	110/121	9,9	- /11	1							Harris-Galante
Kim u. Kim (1994)	50/52	30,8	1/3		7					6	Anatomic medullary locking hip system
Hearn et al. (1995)	36/36	11,1							3	1	2 verzögerte Wundheilung, 1 Trochanter Nonunion
Huo et al. (1995)	40/46	8,7		1	3						Zweymüller
Delaunay u. Kapandji (1996)	70/72	19,4		3	6				1	4	Zweymüller
Burt et al. (1998)	66/74	2,7	1/2								Tri-Lock femoral component
Knight et al. (1998)	60/70	5,7	1/1	1 (2x)					1	1	PCA
Cloishy u. Harris (1999)	72/77	18,2	- /12	1	1						Harris-Galante
Xenos et al. (1999)	91/100	5,0	12/5								PCA
McLaughlin u. Lee (2000)	91/108	0,9				1					Taperloc
Keisu et al. (2001)	110/114	5,2	- /2			2		2			Lord-Prothese
Duffy et al. (2001)	72/82	29,3	11/22			2					
Nercessian et al. (2001)	52/52	3,8	1/2								AML Prothese 1 Rev. wg. Schmerz

Literaturangabe	Menschen /TEP [n]	Komplikationsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesenbruch [n]	Lungenembolie [n]	Tiefe Venenthrombose [n]	Sonstiges
Giannikas et al. (2002)	66/71	11,3	1/-	5	2					1	ABG hip 1 Rev. wg. Schmerz
Pieringer et al. (2003)	80/87	8,0		2	3	2					Alloclassic SL 2 schwere Blutungen intra OP
Parvizi et al. (2004)	121/129	8,5			3				5	3	Taperloc
Grant u. Nordsletten (2004)	102/116	6,0	17/3			3		1			Lord-Prothese
Birkenhauer et al. (2004)	34/38	2,6				1					Spironprothese
Kim (2005)	119/131	7,6	2/8	2							PCA
Fuchs (2006)	/109	0,9	1/0		1						NANOS-Schaft
Hungerford et al. (2009)	141/158	8,9	- /12	1		1					
Suckel et al. (2009)	303/320	2,5	2/1	3	2	2					Zweymüller 4 Hämatome
Ishaque et al. (2009)	79/82	34,1	- /25			3					ESKA-CUT Prothese 3 therapieresistente Schmerzen
McLaughlin u. Lee (2010)	115/123	0,8	3/0		1						Taperloc.
Lorenz et al. (2010)	95/95	14,7		8	2	3	1				IMAGE-Schaft
Steens et al. (2010)	86/99	1,0	- /1								ESKA-CUT 5 Revisionen wg. Schmerzen
Ettinger et al. (2011)	65/72	0,0	2/0								NANOS-Schaft

Literaturangabe	Menschen /TEP [n]	Komplikationsrate [%]	Asept. Lockerung Pfanne/Schaft [n]	Luxation [n]	Femurfraktur [n]	Infektion [n]	Neurapraxie [n]	Prothesenbruch [n]	Lungenembolie [n]	Tiefe Venenthrombose [n]	Sonstiges
Hutt et al. (2013)	75/75	5,3	2/0	2	1	1					Collum femoris preserving THR
Drobniewski et al. (2014)	115/125	3,2	10/4								BIOCONTACT