

Trauma Berufskrankh  
<https://doi.org/10.1007/s10039-019-0423-1>

© Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von Springer Nature 2019



T. Grothe<sup>1</sup> · A. Postler<sup>1</sup> · J. Nowotny<sup>1</sup> · J. Lützner<sup>1</sup> · K. P. Günther<sup>1</sup> · H.-T. Klemm<sup>2</sup>

<sup>1</sup> UniversitätsCentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, TU Dresden, Dresden, Deutschland

<sup>2</sup> Freies Institut für medizinische Begutachtungen Bayreuth/Erlangen, Fachgesellschaft für Interdisziplinäre Medizinische Begutachtung e.V., Hamburg, Deutschland

# Endoprothetik der großen Gelenke

## Prinzipien, Grundlagen, Einflussfaktoren des Behandlungsergebnisses, Prothesenstandzeiten und ihre gutachtliche Bewertung

### Vorbemerkungen

Der endoprothetische Gelenkersatz stellt eines der häufigsten und bewährtesten operativen Behandlungsverfahren fortgeschrittener Gelenkerkrankungen dar [29]. Während historisch v. a. eine deutliche Schmerzreduktion und die Verhinderung körperlicher Behinderung im Fokus der Kunstgelenkbehandlung standen, haben heutzutage sowohl Behandler als auch Patienten gesteigerte Ansprüche hinsichtlich der Implantationstechnik, der Kunstgelenkfunktion und Lebensdauer sowie der durch die Operation verbesserbaren Lebensqualität. Die kontinuierliche Weiterentwicklung des Endoprothesendesigns, der verwendeten Materialien und der Operationsmethoden haben dazu beigetragen, dass der Kunstgelenkersatz zu einer verlässlichen und häufig sehr erfolgreichen chirurgischen Behandlungsmethode geworden ist. [29, 35]. Insbesondere der Ersatz von Hüft- und Kniegelenken findet eine breite Anwendung und gehört mittlerweile zum Standardrepertoire vieler chirurgischer Kliniken. Auch die endoprothetische Versorgung von Schultergelenken gewinnt zunehmend an Bedeutung. Der operative Ersatz von Ellenbogen- und Sprunggelenken ist demgegenüber seltener, wird aber auch in Zentren mit

entsprechender Expertise und Erfahrung durchgeführt [39].

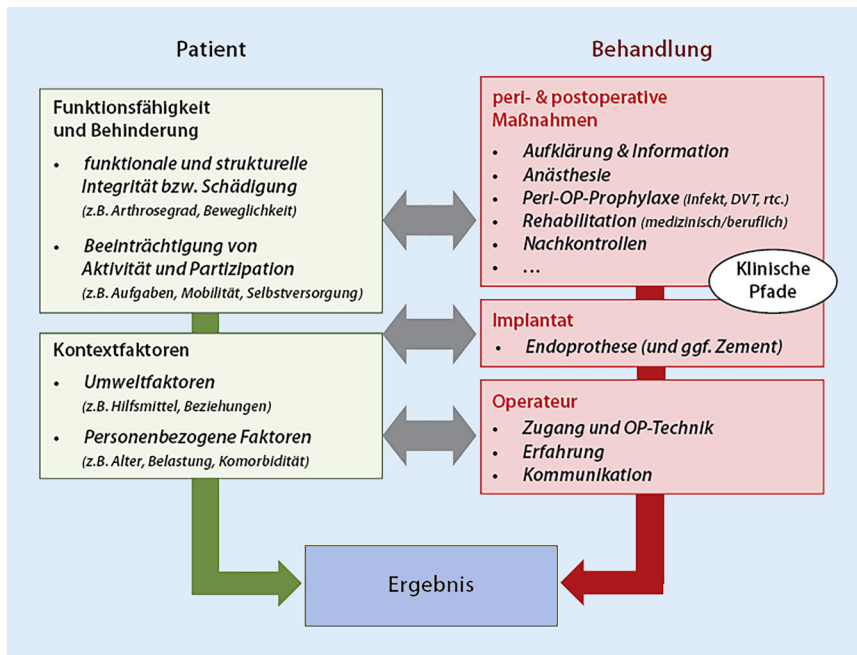
Wichtiges Ziel der endoprothetischen Versorgung ist eine möglichst lange Standzeit. Dies soll mit knochen sparender Implantation und stabilem knöchernem Einbau (Osteointegration), verschleißarmen Komponenten und muskelschonenden Operationstechniken unter Rekonstruktion der natürlichen Gelenkbiomechanik erreicht werden [26]. Der individuelle Erfolg einer Kunstgelenkversorgung bemisst sich heutzutage aber nicht mehr nur am Parameter „Standzeit“. Immer mehr rücken Qualitätsaspekte in den Vordergrund, die sich auf Vermeidung von Komplikationen im Behandlungsprozess und auf den zunehmend wichtigen Parameter „Patientenzufriedenheit“ beziehen. Zum Gesamtergebnis des Behandlungsverfahrens trägt eine Vielzahl von Faktoren bei, die sowohl im Behandlungsprozess verankert sind, als auch im Patienten selbst liegen können. Wichtig für das Verständnis moderner Konzepte der Outcome-Beurteilung im Gelenkersatz ist, dass sich neben peri- und postoperativen Maßnahmen sowie der Qualität von Implantat und Operationstechnik gerade diese patientengebundenen Einflussfaktoren in besonderem Maß auf das Behandlungsergebnis auswirken. Dazu gehören u. a. Alter, Geschlecht, präope-

rative Funktion bzw. Zerstörungsgrad des zu ersetzenden Gelenks, Begleiterkrankungen (v. a. Adipositas, Diabetes, kardiovaskuläre Situation), Ausbildung und Einkommen, Erwartungshaltung, Familienstand und Persönlichkeitsfaktoren. Basierend auf dem Modell der International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) (Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information [DIMDI], [12]) haben Günther et al. diese Einflussfaktoren, wie in **Abb. 1** dargestellt, zusammengefasst [17].

In Deutschland werden derzeit jährlich ca. 160.000 Patienten mit einer Hüftendoprothese und ca. 130.000 Patienten mit einer Knieendoprothese primär versorgt [3]. Ein relevanter Anstieg der

### Abkürzungen

AUB	Allgemeine Unfallversicherungsbedingungen
BGH	Bundesgerichtshof
DGOU	Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie
DGU	Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie
MdE	Minderung der Erwerbsfähigkeit
TEP	Totalendoprothese
ZPO	Zivilprozessordnung



**Abb. 1** ▲ Auswahl von Einflussfaktoren, die das Behandlungsergebnis nach endoprothetischem Gelenkersatz beeinflussen. (Mod. nach Günther et al. [17])

Versorgungsrate war zwischen 2007 und 2014 nicht mehr zu verzeichnen [18]. Versorgungsdaten lassen sich über die fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik des Statistischen Bundesamtes ermitteln. In Deutschland sind Krankenhäuser der stationären Krankenversorgung zudem verpflichtet, im Rahmen der „externen stationären Qualitätssicherung“ über behandlungsspezifische Daten von Primärimplantationen und Wechseloperationen der Knie- und Hüftendoprothetik zu berichten (Abb. 2). Beide Erfassungssysteme liefern Daten in Bezug auf abgerechnete Behandlungsdaten, eine Krankenhausbehandlung kann demzufolge auch mehrere Operationen beinhalten. Unabhängig davon existiert seit November 2012 das Endoprothesen-Register Deutschland (EPRD), in dem patientenfallbezogen sämtliche operative Eingriffe und hiermit verbundene Kenngrößen (Implantate etc.) erfasst werden. Im Rahmen des EPRD erfolgt bislang aber nur eine freiwillige Erfassung von Eingriffen der Primär- und Wechselendoprothetik des Knie- und Hüftgelenks [16].

Die Berechnung entsprechender Daten für die Schulter- und Sprunggelenkendoprothetik in Deutschland ist ungleich schwieriger. Im englischen Na-

tional Joint Register werden seit 2012 auch Schulterprothesen erfasst. Hier wird über jährlich ca. 5000 Primärendoprothesen berichtet (bei  $n = 83.866$  Hüft-TEPs [Totalendoprothesen] in 2015) [37].

Das Vorhandensein eines Kunstgelenks ist immer mit dem potenziellen Risiko einer Revisions- oder Wechseloperation verbunden. Revisionsursachen können u. a. die aseptische Implantatlockerung, Materialverschleiß, mechanische Probleme (z. B. rezidivierende Luxationen), eine periprothetische Fraktur oder eine akute bzw. chronische periprothetische Infektion sein. In der Hüft- und Knieendoprothetik stand in der Vergangenheit das Risiko des abriebbedingten Prothesenwechsels im Vordergrund. Mit der kontinuierlichen Weiterentwicklung von Implantatmaterialien und Prothesendesign ist es gelungen, das Problem der aseptischen Lockerung aufgrund von Materialverschleiß deutlich zu reduzieren. Beispielhaft sei hier auf die mittlerweile standardmäßige Nutzung von ultrahochvernetzten Polyethylenlays in der Hüftendoprothetik verwiesen, die zur erheblichen Reduktion eines Polyethylenabriebs führte. Demgegenüber gelangt in den vergangenen Jahren mehr und mehr die Problematik periprotheti-

scher Infektionen als Ursache für Revisionsoperationen in den Vordergrund, die u. a. auf eine zunehmende Versorgung multimorbider Patienten mit entsprechendem Risikoprofil zurückzuführen ist [40].

Für moderne zementfreie Hüftendoprothesen wird heutzutage über Standzeiten von 95 % nach 10 Jahren in Bezug auf die aseptische Prothesenlockerung berichtet [14], ohne dass hierdurch eine individuelle Aussage für den Patienten abgeleitet werden kann. Im klinischen Alltag steht aber häufig die Frage nach der individuellen „Haltbarkeit des Kunstgelenks“ im Raum. Bayliss et al. konnten im Rahmen einer retrospektiven Analyse von Behandlungsdaten aus dem britischen Gesundheitssystem über einen Zeitraum von 20 Jahren (Zeitraum 1991 bis 2011) zeigen, dass das Lebenszeitrisko einer potenziellen Revisionsoperation nach Hüft- oder Knieendoprothese bei jüngeren Patienten (Altersgruppe 50 bis 55 Jahre) im Vergleich zum älteren Patienten (75+) deutlich erhöht ist. Zudem besteht sowohl für Knie- als auch für Hüftprothesen ein geschlechtsspezifischer Risikounterschied mit einem erhöhten Risiko für junge Männer. So beträgt das Lebenszeitrisko für eine Revisionsoperation nach Hüft-TEP beim 50-jährigen Patienten 30 % und beim 75- bis 79-jährigen Patienten 5 % [4]. Es muss allerdings daraufhingewiesen werden, dass diese Ergebnisse mit teilweise älteren Implantatmodellen erzielt wurden und die Weiterentwicklung gerade im Bereich der Gleitpaarungen darin noch nicht enthalten ist. Die Daten des deutschen Endoprothesenregisters sind leider noch zu vorläufig, als dass sich konkrete Angaben für die Situation hierzulande machen ließen (Abb. 3 und 4).

Neben der Betrachtung reiner Prothesenstandzeiten bzw. des Implantatüberlebens sind in Zeiten von evidenzbasierter Medizin und verstärkter Patientenorientierung die Erfassung von präoperativer bzw. postoperativer Gelenkfunktion und gesundheitsbezogener Lebensqualität von Interesse. Damit soll sowohl einerseits versucht werden, die noch relativ uneinheitliche Indikationsstellung für den Gelenkersatz besser zu standardisieren, und andererseits lassen

sich damit Daten zur Beurteilung der Versorgungsqualität abbilden. Für die Indikationsstellung zum Kniegelenkersatz ist unter Schirmherrschaft der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU) bzw. der Arbeitsgemeinschaft Endoprothetik (AE) kürzlich eine konsensbasierte Empfehlung erarbeitet worden [34]. Für den Hüftgelenkersatz ist eine S3-Leitlinie in Arbeit. Sowohl in der EndoCert®-Initiative, die Struktur- und Prozessmerkmale für die Zertifizierung von Endoprothetikzentren definiert hat, als auch in den Gremien der externen Qualitätssicherung – die zumindest für die Hüft- und Knieendoprothetik in Deutschland verpflichtend ist – wird an der Implementierung patientenbezogener Outcome-Kriterien (PROMs) in die Dokumentation der Regelversorgung gearbeitet. Bis diese übergreifend eingeführt sind, bleiben entsprechende Initiativen noch der wissenschaftlichen Aktivität einzelner Zentren vorbehalten. Wenn Anwender eine entsprechende Dokumentation vornehmen, nutzen sie dabei meist validierte Instrumente der Algorithmenbeurteilung (am Hüft- und Kniegelenk z. B. OHS [Oxford Hip Score]/OKS [Oxford Knee Score], WOMAC [Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index]) und gesundheitsbezogenen Lebensqualität (z. B. SF-36, EQ-5D).

Im Folgenden wird näher auf den endoprothetischen Ersatz von Hüft-, Knie- und Schultergelenken eingegangen. Auch Sprunggelenkendoprothesen finden Erwähnung. Auf Erläuterungen zu Ellenbogenprothetik oder Prothetik von kleinen Gelenken wird in Anbetracht der noch geringen Versorgungszahlen verzichtet.

## Hüftendoprothetik

### Indikation

Die Bedeutung und der Erfolg des Kunstgelenkersatzes für die Versorgung von Patienten mit fortgeschrittenen, symptomatischen Hüftgelenkerkrankungen und hüftnahen Frakturen sind weithin bekannt und unbestritten [29]. Hauptindikation (75 %) für eine Implantation ist die symptomatische Koxarthrose. Der elek-

Trauma Berufskrankh <https://doi.org/10.1007/s10039-019-0423-1>  
© Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von Springer Nature 2019

T. Grothe · A. Postler · J. Nowotny · J. Lützner · K. P. Günther · H.-T. Klemm

## Endoprothetik der großen Gelenke. Prinzipien, Grundlagen, Einflussfaktoren des Behandlungsergebnisses, Prothesenstandzeiten und ihre gutachtliche Bewertung

### Zusammenfassung

Dieser Übersichtsbeitrag setzt sich mit Grundlagen, aktuellen Prinzipien, Implantaten, Standzeiten und Einflussfaktoren des Behandlungserfolges in der Hüft-, Knie- und Schulterendoprothetik auseinander und geht hierbei auf typische Risiken und Komplikationsmöglichkeiten ein. Zudem wird eine gutachtliche Bewertung von Prothesenträgern in den verschiedenen Rechtsgebieten dargestellt. Kritisch wird der in der privaten Unfallversicherung in

Deutschland übliche Prothesenzuschlag diskutiert, und es wird Stellung genommen zur aktuellen Neubewertungsdiskussion der MdE (Minderung der Erwerbsfähigkeit) in der gesetzlichen Unfallversicherung.

### Schlüsselwörter

Begutachtung · Prothesenzuschlag · Minderung der Erwerbsfähigkeit · Implantat · Komplikationen

## Endoprosthetics of the major joints. Principles, foundations and factors influencing treatment outcome, implant survival and expert assessment

### Abstract

This review article is concerned with the foundations, current principles, implants, survival times and factors influencing treatment success in hip, knee and shoulder endoprosthetics and discusses typical risks and possible complications. Additionally, an expert assessment of prosthesis wearers in the various legal fields is presented. The prosthesis surcharge that is standard in private accident insurance in Germany is

critically discussed and comments are made on the current discussion on reevaluation of the reduction in earning capacity in the statutory accident insurance.

### Keywords

Medical expertise · Prosthesis surcharge · Reduction in earning capacity · Implant · Complications

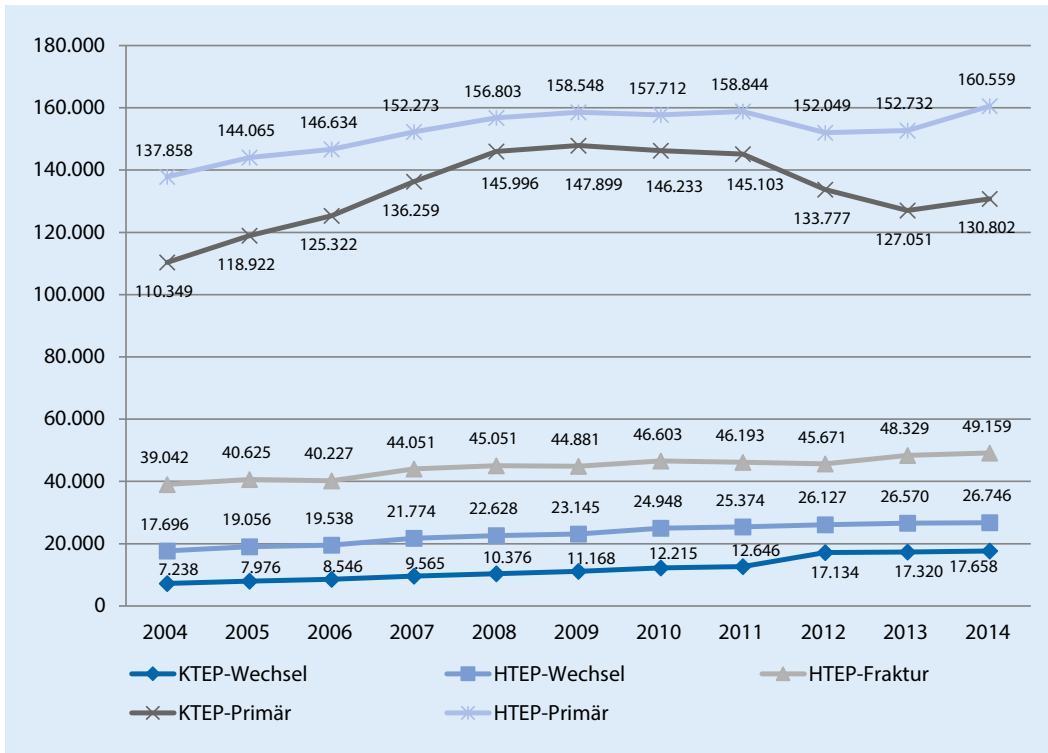
tive Gelenkersatz kann aber auch bei avaskulärer Hüftkopfnekrose, entzündlich rheumatischen Erkrankungen oder im Rahmen der tumorösen Zerstörung des Hüftgelenks notwendig sein. In etwa mehr als 20 % erfolgt der primäre Hüftgelenkersatz traumabedingt (meist aufgrund einer dislozierten Schenkelhalsfraktur).

Bei degenerativen Gelenkerkrankungen gibt es zwar noch keine allgemein akzeptierten Leitlinien für die Indikationsstellung, aber im Allgemeinen wird für die Entscheidung zum Gelenkersatz ein Versagen konservativer Therapiemaßnahmen bei über 6 Monate andauernder, gelenkspezifischer Beschwerdesymptomatik mit eingeschränkter Lebensqualität und nativradiologischem Koxarthrosenachweis gefordert. Bei der

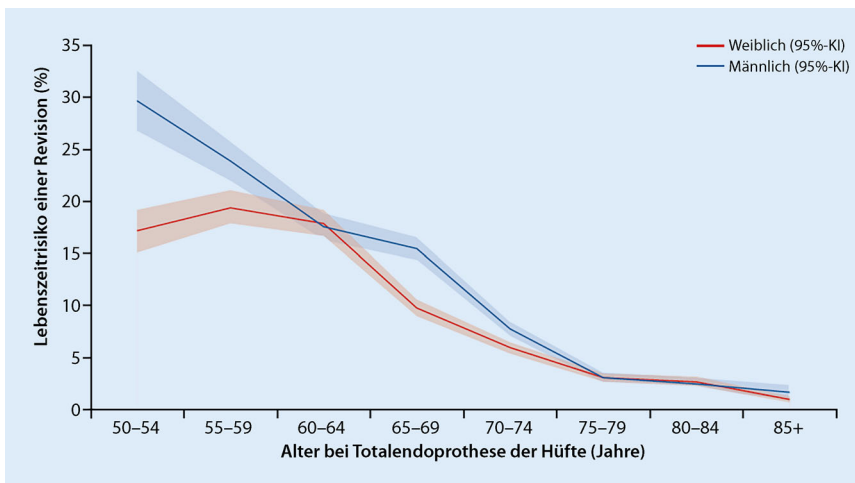
hüftgelenknahen Femurfraktur hängt der Therapieentscheid von der Frakturmorphologie, dem Patientenalter und etwaigen vorbestehenden Beschwerden ab. Hier gilt abzuwägen, ob ein Gelenkteilersatz mit Belassen der natürlichen Pfanne erfolgt oder eine Totalendoprothese implantiert werden sollte.

## Operationsplanung

Zur Operationsplanung werden eine tief eingestellte Beckenübersichtsaufnahme und das entsprechende Hüftgelenk in seitlicher Projektion benötigt. Anhand dieser Aufnahmen muss eine präoperative Planung von Lage und Größe des zu wählenden Implantates – entweder manuell oder in digitalisierter Form – erfolgen. Eine sorgfältige Pla-



**Abb. 2** ◀ Fallzahlenentwicklungen in der Primär- und Wechselendprothetik von Hüft- und Kniegelenk entsprechend den Qualitätsreports von 2004 bis 2014. *KTEP* Knie totalendoprothese, *HTEP* Hüft totalendoprothese [3]



**Abb. 3** ▲ Lebenszeitrisko einer Revisionsoperation nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese. Die Kurven stellen das geschätzte Lebenszeitrisko einer Revisionsoperation in Abhängigkeit des Lebensalters zum Zeitpunkt der Primäroperation und des Geschlechtes dar. *KI* Konfidenzintervall. (Mod. nach Bayliss et al. [4], mit freundl. Genehmigung von Elsevier)

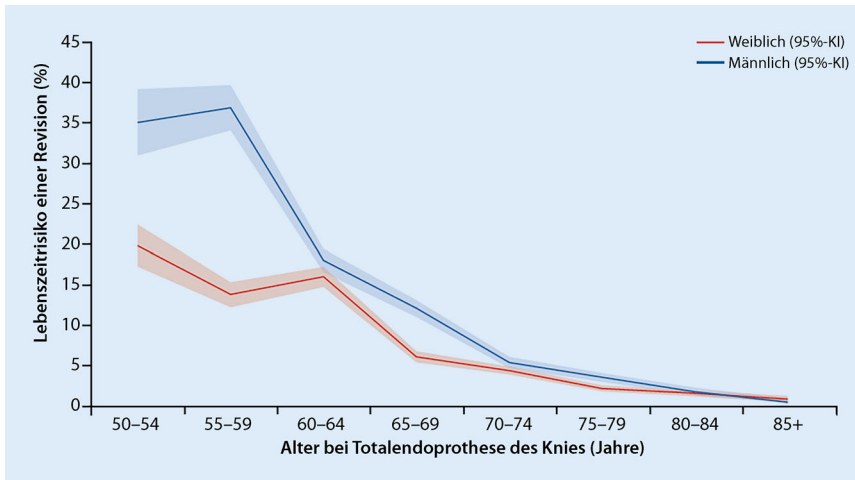
nung des Eingriffes ist wichtig, weil die korrekte Positionierung von Pfanne und Schaft eine wichtige Voraussetzung für Beinlängengleichheit, Luxationssicherheit, minimierten Abrieb und optimale muskuläre Hebelkräfte darstellt. Auf Pfannenseite sollte die Positionierung des Implantates möglichst nahe des primären Hüftzentrums mit einer Inklination von ca. 30–50° erfolgen. Bei der

Planung der Schaftposition sollte v. a. die Rekonstruktion der patientenindividuellen Gelenkanatomie mit korrektem femoralem Offset (über verschiedene Schaft-Hals-Winkel und Kopflängen erreichbar) sowie einem möglichst guten Beinlängenausgleich berücksichtigt werden.

## Operationstechnik und Zugang

Neben den Standardzugängen (lateral transgluteal, anterior, anterolateral, dorsal) werden zunehmend sog. „minimalinvasive“ Operationstechniken propagiert, bei denen es sich in der Regel um muskelschonende Varianten der jeweiligen Zugänge mit reduzierter Weichteilexposition und fehlender Muskelablösung handelt. Nach den bisherigen Studienergebnissen zeigen diese minimalinvasiven Techniken eine Tendenz zum geringeren Blutverlust und zu reduzierten postoperativen Schmerzen ohne dauerhaften Unterschied in der Algodysfunktion. Allerdings ist die Lernkurve relativ steil, und bei Einführung entsprechender Techniken muss aufgrund limitierter Exposition zumindest in der Anfangsphase mit einer erhöhten Komplikationsrate (u. a. intraoperative Frakturen und Fehlplatzierungen von Implantaten) gerechnet werden. Aus diesen Gründen gelten konventionelle Operationstechniken weiterhin als Standardverfahren.





**Abb. 4 ▲** Lebenszeitrisiko einer Revisionsoperation nach Implantation einer Knieendoprothese. Die Kurven stellen das geschätzte Lebenszeitrisiko einer Revisionsoperation in Abhängigkeit des Lebensalters zum Zeitpunkt der Primäroperation und des Geschlechtes dar. KI Konfidenzintervall. (Mod. nach Bayliss et al. [4], mit freundl. Genehmigung von Elsevier)

## Verankerungsprinzipien und Gleitpaarung

Hüftendoprothesen unterscheiden sich hinsichtlich ihres Verankerungskonzeptes im Knochen und der Krafteinleitung in das proximale Femur. Des Weiteren existieren unterschiedliche Gleitpaarungsmöglichkeiten. Die dauerhafte Verankerung der Kunstpfanne und des Prothesenschaftes erfolgt generell entweder mit Knochenzement oder durch knöcherne Integration zementfreier Implantate. Neben rein zementierter oder zementfreier Verankerung aller Komponenten kommen auch sog. Hybridprothesen zur Anwendung, bei denen zumeist der Schaft zementiert und die Pfanne zementfrei verankert ist (bei Zementierung der Pfanne und zementfreiem Schaft spricht man von „reverser Hybridversorgung“). Ziel der Kunstgelenkoperation ist hierbei immer, dem Patienten möglichst direkt postoperativ die Vollbelastung zu ermöglichen.

Die Entscheidung, welches Prothesensystem und welche Gleitpaarung zur Anwendung kommen, trifft der Operateur unter Abwägung von Patientenspezifika (biologisches Patientenalter, Art der Hüfterkrankung, etwaige Pfannen-/Femurdeformitäten, Aktivitätsanspruch, Allergien) und der eigenen Erfahrungen bzw. Fähigkeiten.

## Zementierte und Hybridhüftendoprothesen

Die benötigte Primärstabilität wird bei zementierten Prothesenmodellen durch eine Verzahnung des implantattragenden Knochenzementes mit dem spongiösen Knochenbett erreicht. Zementierte Pfannen bestehen aus konventionellem bzw. ultrahochvernetztem Polyethylen, zementierte Schäfte werden in der Regel aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung gegossen oder geschmiedet. Auf den Schaft werden dann Köpfe gleicher Metalllegierung oder Keramikköpfe – heutzutage zumeist mit einem Durchmesser von 32 oder maximal 36 mm – aufgesetzt. Für zementierte Implantate (Abb. 5d) existieren verlässliche Ergebnisse aus Langzeitbeobachtungen. Im schwedischen Hüftregister wird von einer mittleren Überlebensrate von 95 % nach 10-jähriger Beobachtungszeit in Bezug auf Revision jedweder Ursache berichtet [14]. Bei korrekter Zementierungstechnik weisen die Implantate meist eine langfristig sehr gute Festigkeit auf. Da dies v. a. für ältere Patienten mit begrenztem Leistungsanspruch gilt, werden einer vollzementierten Versorgung in Deutschland heutzutage je nach lokaler Philosophie zumeist Patienten jenseits des 80. Lebensjahres zugeführt.

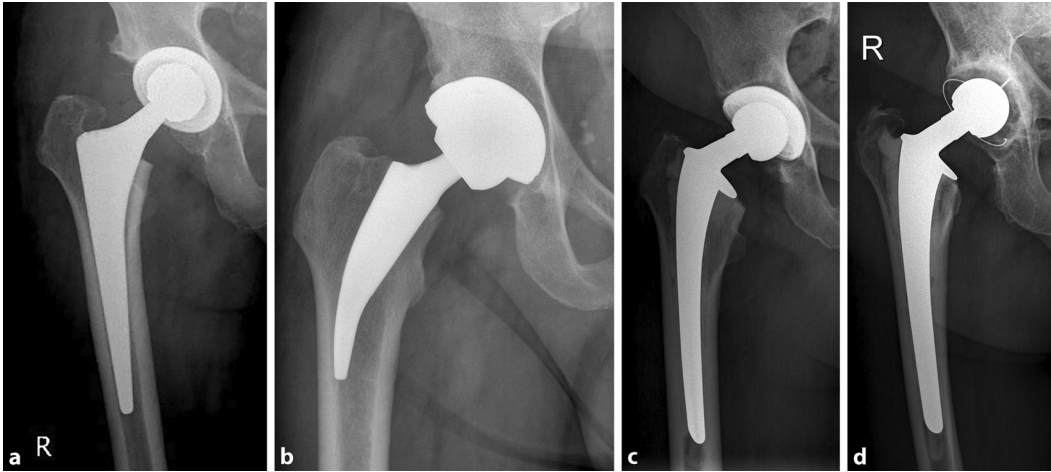
Unter der Hybridendoprothese (Abb. 5c) wird die Kombination aus

zementiertem Schaft und zementfreier Pfanne verstanden (bei Verwendung einer zementierten Pfanne und eines zementfreien Schaftes „reverse Hybridversorgung“). Bei guter Knochenqualität auf Pfannenseite zeigen zementfreie Pfannen mittlerweile gleich gute bzw. eher überlegene Ergebnisse als zementierte Pfannen, weshalb Hybridversorgungen hierzulande häufig bei Patienten zwischen dem 70. und 80. Lebensjahr verwendet werden.

## Zementfreie Endoprothesen

Zementfreie Pfannen und Schäfte werden primär meist mit einer sog. Press-fit-Verankerung eingeschlagen und verkleben sich initial mit geringem Übermaß im Knochenbett. Alternativ können auch sog. Schraubpfannen zur Anwendung kommen, die in das gefräste Pfannenbett eingedreht werden. In die allermeist aus Titanlegierungen (Titan mit zusätzlichen Spuren von u. a. Niob, Aluminium, Vanadium) bestehenden Pfannen können dann ultrahochvernetzte Polyethylen- oder Keramikinlays eingebracht werden. Im geraspelten femoralen Schaftbett verkleben sich die zementfreien Schäfte ebenfalls mittels primärem Press-fit und wachsen dann sekundär fest in das knöcherne Bett ein. Zementfreie Schäfte bestehen in der Regel ebenfalls aus titanbasierten Legierungen mit zusätzlich modifizierter Oberflächenstruktur (makro- bzw. mikroporöse Strukturierung), um ein sekundäres Einwachsen des Knochens zu unterstützen. Manche Implantate sind im proximalen Prothesenabschnitt zusätzlich mit Hydroxylapatit beschichtet. Hierdurch soll die Osteointegration nochmals beschleunigt werden. Auch für zementfreie Prothesen stehen entsprechende Keramik- und Metallköpfe zur Verfügung. Aufgrund der möglichen Entwicklung von Reibkorrosion an der Konus-Kopf-Grenzschicht werden bei zementfreien Titanschäften zunehmend die Verwendung von Keramikköpfen und eine Begrenzung des Durchmessers auf maximal 36 mm empfohlen.

Hinsichtlich der Verankerungsphilosophie im Schaftbereich wird heute neben der konventionellen Standardversor-



**Abb. 5** ◀ a Zementfreier Geradschaft. b Zementfreier Kurzschafft. c Hybridprothese mit zementiertem Geradschaft. d Zementierte Geradschaftprothese

gung auch zunehmend die Implantation von sog. „Kurzschäften“ propagiert. Beide Konzepte sollen deshalb kurz dargestellt werden.

**Standardschaft.** Man unterscheidet sog. Geradschäfte (▣ **Abb. 5a**), anatomische Schäfte und Bogenschäfte [10]. Der anatomische Schaft folgt den Markraumquerschnitten und wird damit abhängig von der Helitorsion zum Schaftkörper als Links- oder Rechtsversion gestaltet. Der Geradschaft dagegen ist symmetrisch, folgt dem Markraum weniger als der anatomische Schaft und verankert hauptsächlich in der Frontalebene. Beide Schäfte erfordern für die Einbringung in der Regel eine partielle Knochenresektion im Bereich des Trochanter major. Ein Bogenschaft dagegen kann der Bogenlinie zwischen Schenkelhalswinkel und Femurlängsachse folgend eingebracht werden und lässt damit den großen Trochanter meist unberührt. Alle Schaftmodelle haben einen sich von proximal nach distal verjüngenden Querschnitt und verkeilen sich im Femurschaft beim Einschlagen für die Primärstabilität. Die Prothesenspitze kommt hierbei in der Femurdiaphyse zu liegen. Die Kraftübertragung erfolgt je nach Philosophie metaphysär bis meta-/diaphysär. Zur korrekten Implantation ist eine nahezu vollständige Resektion des Schenkelhalses notwendig. Der operative Zugang muss eine ausreichende Exposition des proximalen Femurs erlauben. Für etablierte zementfreie Prothesenschäfte werden exzellente Standzeiten von bis

zu 95% nach 10 Jahren berichtet [14]. Für die Offset- und Beinlängenrekonstruktion stehen zumeist verschiedene CCD (Centrum Collum Diaphysen)-Winkel zur Verfügung, zusätzlich wird mit unterschiedlichen Kopflängen gearbeitet. Durch die veränderte Krafteinleitung konventioneller Standardschäfte im metaphysär bis diaphysären Abschnitt des proximalen Femurs sowie durch das unterschiedliche Elastizitätsmodul von Prothesenstiel und umgebendem Knochen kann im Bereich des proximalen Femurs ein sog. Stress-Shielding auftreten. Darunter versteht man die Ausbildung von Zonen verminderter Knochendichte mit Knochenrückgang durch eine Belastungsabschirmung infolge einer veränderten Krafteinleitung durch die Endoprothese. Röntgenologisch können neben dem Knochenabbau auch gelegentlich eine Saumbildung und Knochenaufhellung am Implantat-Knochen-Übergang beobachtet werden. Häufig kommt es auch kompensatorisch zu Zonen verstärkter Knochenbildung im weiter distal gelegenen Stielbereich bei dort vermehrter Krafteinleitung. Das Auftreten klinischer Beschwerden ist hiermit nicht zwingend verbunden.

**Kurzschafft.** Um Stress-Shielding zu begrenzen sowie bei der primären Implantation einer Endoprothese möglichst wenig körpereigenen Knochen zu opfern (und damit nach Möglichkeit die Voraussetzungen für spätere Revisions Eingriffe zu verbessern), sind verkürzte Schäfte (▣ **Abb. 5b**) entwickelt worden,

die hinsichtlich Design und Verankerungsphilosophie sehr heterogen sind. Es gibt Schäfte mit alleiniger Verankerung im Schenkelhals und solche mit Verankerung in der Metaphyse bzw. sogar meta-diaphysär. Im Allgemeinen werden nur Implantate mit einer Schaftlänge von weniger als 120 mm als echte Kurzschäfte bezeichnet, darüber spricht man von verkürzten Schäften. Kurzschaffprothesen werden aufgrund ihres meist gebogenen Designs im Gegensatz zu Geradschaftprothesen geschwungen in das Femur eingebracht, was eine muskelschonende Implantation bzw. die Anwendung weniger invasiver Zugänge erleichtert und das Ausmaß notwendiger Knochenresektion im Trochanterbereich reduziert. Auch wenn mittelfristige Ergebnisse vielversprechend sind [1, 24], existieren im Gegensatz zu den zementfreien Standardprothesen für Kurzschäfte derzeit noch keine langfristigen klinischen Ergebnisse und Überlebensraten. Damit bleibt abzuwarten, ob sich die propagierten Vorteile, insbesondere auch im Hinblick auf fehlendes Stress-Shielding und gute Revidierbarkeit, bestätigen.

## Oberflächenersatz

Vor dem Hintergrund der oben genannten unphysiologischen periprothetischen Krafteinleitung bei schaftbasierten Endoprothesen und der teilweise ausgeprägten primären Knochenresektion erlebte in den 1990er-Jahren das Konzept der Oberflächenersatzprothesen eine Renaissance [11]. Hierbei wird kopfseitig

Tab. 1 Gleitpaarungen		
Kopf	Pfanne bzw. Inlay	Anmerkung
Metall	Metall	Aufgrund beobachteter Nebenwirkungen der Freisetzung von Metallpartikeln sind Metall-Metall-Gleitpaarungen weitgehend verlassen
Metall	Polyethylen	Verfügbarkeit von konventionellem UHMW-Polyethylen oder (bei jüngeren Patienten wegen deutlich reduzierten Abriebs vorwiegend genutztem) hochvernetztem UHMW-Polyethylen mit/ohne Zusatzbehandlung
Keramik	Polyethylen	
Keramik	Keramik	Abriebärmste Gleitpaarung, allerdings potenzielles Bruchrisiko
Keramik	Metall	Als Hart-Hart-Gleitpaarung mit reduzierter Metallfreisetzung konzipiert – hat sich nicht durchgesetzt

UHMW „ultra-high molecular weight“

lediglich der deformierte Knorpel mit subchondralem Knochen abgefräst, um eine epiphysär verankerte Monoblockkappe aufzubringen. Auf der azetabulären Seite werden Monoblockpfannen verwendet, die – ebenso wie die Femurkappe – aus Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen bestehen. Mittlerweile hat sich jedoch gezeigt, dass der Oberflächenersatz wie auch „Metall-Metall-Gleitpaarungen“ insgesamt (s. unten) erhebliche Risiken birgt [13, 21]. Mechanisch ungünstige Pfannenpositionen (hohe Inklination und Anteversion), kleine Hüftkopfdurchmesser, weibliches Geschlecht und Implantate mit ungünstigem Design sind Hauptrisikofaktoren für eine erhöhte Freisetzung von Metallpartikeln mit möglichen lokalen und systemischen Nebenwirkungen. Deshalb sind die Implantationszahlen erheblich zurückgegangen. Oberflächenendoprothesen werden vor diesem Hintergrund derzeit in einigen Ländern (Niederlande, Dänemark) gar nicht mehr und in Deutschland nur noch sehr zurückhaltend bzw. bei stark eingeschränktem Indikationsspektrum unter entsprechender Risikoauflklärung eingesetzt [15].

## Hemiarthroplastik

Die Indikation zum Gelenkteilersatz wird heutzutage ausschließlich bei der hüftgelenknahen Femurfraktur beim hochbetagten Patienten mit eingeschränkter Lebenserwartung gestellt. Ein zementierter oder zementfreier Schaft wird mit einem bipolaren Kopf, der in der nativen Pfanne artikuliert, kombiniert. Vorteil ist

die kürzere und „blutungsärmere“ Operation. Der Großkopf bietet zudem eine geringere Luxationsgefahr.

## Gleitpaarungen/Prothesenköpfe

Hinsichtlich der verfügbaren Materialien bestehen bei schaftbasierten Endoprothesen grundsätzlich folgende Gleitpaarungsmöglichkeiten:

Mit zunehmender Standzeit kommt es zwangsläufig zu Abrieb zwischen den artikulierenden Flächen. Der Kontakt von Abriebpartikeln mit Gewebe in der Implantatumgebung löst häufig charakteristische biologische Reaktionen aus, die als Partikelkrankheit bezeichnet werden und über die Bildung von Fremdkörpergranulomen zu knöchernen (Osteolysen) und weichteiligen Destruktionen führen können. Die Abriebbeständigkeit von früher weit verbreitetem konventionellem („ultra-high molecular weight“ [UHMW]) Polyethylen (PE) ist am geringsten, was bis vor einigen Jahren den limitierenden Faktor in der Endoprothetik darstellte. Durch die Entwicklung von sog. Hart-Hart-Gleitpaarungen mit Pfannenflächen aus hochvernetztem UHMW-PE, Metall und Keramik in Kombination mit Metall- bzw. Keramikköpfen (■ Tab. 1) konnte der volumetrische Abrieb deutlich reduziert werden.

Metall-Metall-Gleitpaarungen waren eine Zeitlang sehr populär, weil sie ein geringes Bruchrisiko bei gleichzeitig hoher Abriebfestigkeit aufweisen. Ihr Einsatz ist jedoch in den vergangenen Jahren deutlich zurückgegangen, da die bei

jedem Metallimplantat zwangsläufig beobachtbare Freisetzung von Metallpartikeln in Abhängigkeit von Menge, Material und Partikelstruktur charakteristische Unverträglichkeitsreaktionen („adverse reaction to metal debris“ [ARMD]) auslösen kann. Diese reichen je nach Schweregrad von lokaler Gewebeerstörung bis zu – bei massiv erhöhten Metallionenspiegeln – auch möglichen Organschäden bzw. teratogenen oder kanzerogenen Nebenwirkungen.

Auch die anderen Hart-Hart-Paarungen weisen mögliche Nachteile auf. Dazu gehören z. B. bei Keramiken ein gelegentlich hörbares Bewegungsgeschall („Quietschen“) und die potenzielle Bruchgefahr. Beides droht insbesondere bei fehlerhafter Handhabung bzw. Positionierung von Komponenten, weshalb eine besonders sichere Implantationstechnik erforderlich ist. Bei hochvernetztem Polyethylen kann es im Rahmen von Oxidationsprozessen zur vorzeitigen Alterung der Materialien und mechanischer Schwächung kommen, was mit verschiedenen Verfahren (u. a. Thermo- und Strahlenbehandlung, Applikation von Vitamin E) zu verhindern versucht wird. Dennoch haben sich heute im jüngeren und mittleren Patientenalter Hart-Hart-Paarungen mit Keramik bzw. hochvernetztem Polyethylen als Standard durchgesetzt. Die Kombination von konventionellem UHMW-PE und Metallköpfen findet nur noch im höheren Lebensalter Anwendung, weil die reduzierte Lebenserwartung einen nur geringen Abrieb erwarten lässt und damit der Einsatz dieser deutlich preisgünstigeren Komponenten auch aus ökonomischen Gründen sinnvoll ist.

Heutzutage werden vorwiegend Prothesenköpfe mit einem Durchmesser von 32 mm oder maximal 36 mm verwendet. Kleinere Kopfdurchmesser zeigen zwar bessere tribologische Eigenschaften mit einer geringeren Abriebrate, aber gleichzeitig ist der theoretische Bewegungsumfang im Vergleich zu größeren Köpfen reduziert, was mit einem potenziellen Impingement zwischen Prothesenhals und Pfannenrand sowie dem Risiko einer Luxation (durch Heraushebeln beim Anstoßen) einhergeht. Deshalb waren zwischenzeitlich aufgrund ihrer höhe-

ren Stabilität „Großköpfe“ mit einem Durchmesser von deutlich über 36 mm nicht nur in der Revisionsendoprothetik, sondern auch in der Primärendoprothetik sehr populär. Sie sind aber wieder verlassen worden, weil sich – unabhängig von der Materialbeschaffenheit – aufgrund erhöhter Reibkräfte an der Kopf-Hals-Verbindung teilweise massive Konusschäden und Abrieb zeigten. Bei Patienten mit einem erhöhten Luxationsrisikoprofil oder auch in der Revisionsituation wird heute deshalb zunehmend auf sog. „tripolare“ Implantatsysteme nach dem Dual-Mobility-Prinzip zurückgegriffen. Ähnlich wie bei der Hemiarthroplastik – dort als Duo-Kopf-System bezeichnet – artikuliert ein kleiner Metall- oder Keramikkopf (Durchmesser von maximal 28 mm) in einem größeren Polyethylenkopf. Dieser ist jedoch in eine zusätzliche metallische Monoblockpfanne eingefasst, womit der Durchmesser des Polyethylenkopfs abhängig vom Pfanneninnendurchmesser ist. Damit resultiert eine Gleitpaarung Metall/Keramik – Polyethylen – Metall. Bei der Verwendung hochvernetzten Polyethylens vereint dieses System die Vorteile eines reduzierten Abriebs mit der Luxationssicherheit eines größeren Kopfes.

### Komplikationen

**Beinvenenthrombosen und Lungenembolien.** Die Einbringung einer Hüftendoprothese gehört zu den Hochrisikoeingriffen für die Entstehung von Beinvenenthrombosen und Lungenembolien. Das allgemeine Risiko wird mit 0,5–2 % beziffert. Standardmäßig erfolgt in Deutschland die verlängerte Thromboseprophylaxe mit niedermolekularem Heparin oder/und neuen oralen Antikoagulanzen (NOAKs). Bei zementierten Implantaten besteht zudem das Risiko einer intraoperativen Fettembolie (infolge der intramedullären Drucksteigerung während der Einbringung des hochviskösen Zementes).

**Schädigung von Nerven und Gefäßen.** Nervenschäden mit motorischen und sensiblen Störungen werden – je nach Zugang in unterschiedlicher Häufigkeit

– am N. ischiadicus und N. femoralis in bis zu 2 % beobachtet. Das Risiko ist bei voroperierten Patienten, ausgeprägten Beinverlängerungen (mehr als 3–4 cm), Begleiterkrankungen (v. a. Diabetes mellitus, Lumbalstenose), anatomischen Abnormitäten und Implantatfehlagen erhöht. In der Primärendoprothetik werden Gefäßverletzungen eher seltener beobachtet. Bei postoperativen Hinweisen auf Durchblutungsstörungen oder motorischen und sensiblen Defiziten ist die Durchführung von Schnittbildverfahren indiziert.

**Beinlängendifferenz.** Häufig wird nach Prothesenversorgung trotz sorgfältiger Operation und Planung eine Beinlängendifferenz beobachtet. In einer größeren Studie [5] betrug die Häufigkeit eines postoperativen Längenunterschiedes von bis zu 10 mm 80 %, und selbst Längendifferenzen von mehr als 10 mm wurden in 20 % beobachtet.

**Prothesenfehlage.** Eine Prothesenfehlage betrifft häufig die Pfannen mit zu steiler Positionierung (Gefahr der erhöhten Randbelastung mit Inlayverschleiß) oder inkorrektor Anteversion mit Gefahr der Luxation oder eines Implantatimpingements. Impingement kann neben Luxationsneigung zu Abrieb sowie Schmerzen und vorzeitiger Prothesenlockerung führen. Die zu hohe bzw. zu tiefe Positionierung des Schaftes kann zum Beinlängenunterschied beitragen bzw. – bei zu tiefer Implantation wie auch bei übermäßiger Ante-/Retroversion – eine Luxation begünstigen. Die varische oder valgische Schaftpositionierung kann zwar ebenfalls den Offset und damit das funktionelle Ergebnis beeinflussen, scheint aber – zumindest in Grenzen – keinen Einfluss auf das Einwachsverhalten zu haben.

**Instabilität und Luxation.** Diese können, wie bereits genannt, durch eine Prothesenfehlage (v. a. falsche Pfannenpositionierung und unzureichende Offsetrekonstruktion) bedingt sein. Die Erfahrung des Operateurs spielt hier naturgemäß eine Rolle. Weitere wichtige Risikofaktoren sind weibliches Geschlecht, hohes Lebensalter, neuromuskuläre Er-

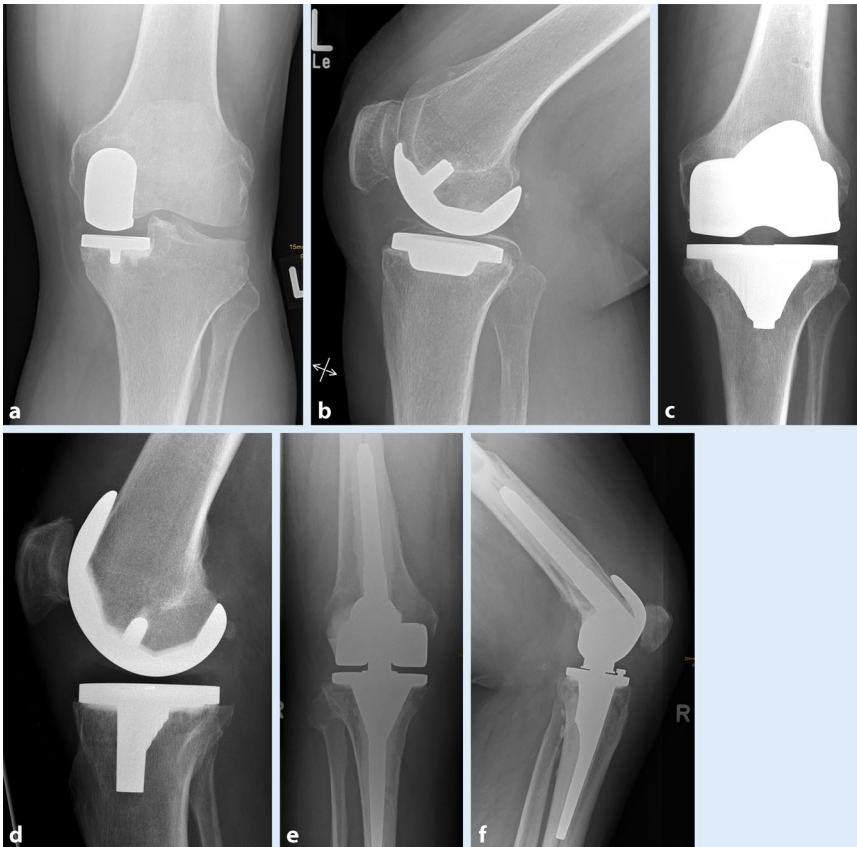
krankungen, Voroperationen, generelle Hyperlaxizität und reduzierte Compliance in der Nachbehandlung. Das Gesamtrisiko wird mit 0,5–2 % beziffert.

**Heterotope Ossifikationen.** Weichteilverknöcherungen – sog. heterotope Ossifikationen – werden bei bis zu 43 % der Patienten beobachtet [38]. Klinisch entscheidend ist aber die Größe und Ausprägung der knöchernen Formationen und ob eine Bewegungseinschränkung oder Schmerzen hiermit in Verbindung gebracht werden. Eine Prophylaxe mit nichtsteroidalem Antirheumatikum (NSAR) über 2 postoperative Wochen (alternativ eine präoperative Bestrahlung) und eine schonende Operationstechnik mit ausgiebiger intraoperativer Spülung reduzieren das Risiko.

**Periprotetische Fraktur.** Eine periprotetische Fraktur kann bereits als intraoperative Komplikation beim Schaftfräseln oder beim Einbringen zementfreier (bzw. deutlich seltener zementierter) Prothesen auftreten. Gelegentlich sind dies auch nur intraoperativ unbemerkt entstandene Fissuren, die in der postoperativen Belastungsphase zur Fragmentdislokation führen können. Periprotetische Frakturen entstehen aber ebenso im späteren Verlauf bei fest integrierten Prothesen im Rahmen von Stürzen bzw. bei Implantatlockerung mit ausgedünntem Knochen im Rahmen eines Minortraumas.

**Verschleiß und Implantatlockerung.** Verschleiß und Implantatlockerung als Versagensursache sind bei den heutzutage verwendeten Standardimplantaten sowohl bei zementierten als auch bei zementfreien Implantaten in abnehmender Häufigkeit zu beobachten. Bei bewährten Implantaten wird ein durchschnittliches Risiko von ca. 5 % innerhalb der ersten 10 Jahre berichtet [14]. Der Implantatlockerung liegt zumeist der aseptische Verbindungsverlust zwischen Prothese und Knochen zugrunde. Eine mögliche Ursache ist die bereits genannte Partikelkrankheit, bei der Abriebpartikel aus Knochenzement, Polyethylen oder Metall lokale Entzündungsreaktionen provozieren, die mit periprotetischen





**Abb. 6** ▲ a, b Unikondylärer Oberflächenersatz a.-p. und lateral. c, d Bikondylärer Oberflächenersatz a.-p. und lateral. e, f Primär gekoppelte zementierte Knie totalendoprothese a.-p. und lateral

Osteolysen und Weichteilläsionen einhergehen und dann sekundär zur Implantatlockerung führen. Weiterhin können Lockerungen durch unzureichende Passfähigkeit und operationstechnische Fehler (z. B. falsche Zementierung, nicht ausreichende Primärstabilität zementfreier Implantate) bedingt sein. Bei schleichenden Lockerungsprozessen mit chronischen Beschwerden muss auch immer an sog. Low-grade-Infektionen als Ursache gedacht werden. Deshalb ist bei unklarer Lockerungsursache immer eine Infektdiagnostik vorzunehmen.

**Infektion.** Das Auftreten einer postoperativen Infektion gehört zu den besonders gefürchteten Risiken in der Hüftendoprothetik. Man unterscheidet Frühinfekte in den ersten 3 postoperativen Monaten und nach diesem Zeitraum auftretende Spätinfekte. Beim Frühinfekt bzw. auch akuter Ausbildung einer hämatogen bedingten periprothetischen Infektion mit kurzer Anamnesedauer im späteren Verlauf kann der Versuch einer ge-

lenkerhaltenden Revisionsoperation mit chirurgischem Débridement, mikrobiologischer Probenentnahme und Wechsel der mobilen Komponenten gemacht werden. Chronische Infektionen und persistierende Infektionen nach gelenkerhaltenden Operationen bedürfen dagegen meist einer vorübergehenden Implantatentfernung zur Sanierung. Unter bestimmten Voraussetzungen ist als Alternative zur Explantation und späteren Replantation (ggf. nach intermittierender Einbringung eines Zementplatzhalters) ein einzeitiger Prothesenwechsel möglich. In allen Fällen ist eine mehrwöchige gezielte Antibiotikatherapie nach mikrobiologischer Keimsicherung erforderlich. Die Rate an periprothetischen Infektionen wird in der Literatur mit 1–5 % beziffert [22, 40]. Hierbei ist das Risiko v. a. bei bestimmten Begleiterkrankungen (z. B. Diabetes mellitus und Adipositas), Nikotin- und Alkoholabusus sowie Immunsuppression erhöht.

## Knieendoprothetik

Eingangs erwähnte primäre Versorgungszahlen verdeutlichen die Rolle des primären Kniegelenkersatzes bei fortgeschrittener primärer oder sekundärer Gonarthrose, wobei die primäre Gonarthrose die Hauptindikation darstellt. Zu den Risikofaktoren für die Entstehung sekundärer Gonarthrosen zählen v. a. posttraumatische Veränderungen (nach Gelenkfraktur, Bandverletzung mit Instabilität), relevante Achsfehler, die aseptische Osteonekrose und Begleiterkrankungen (z. B. Hämophilie). Im Gegensatz zur Hüftendoprothetik stellt die Versorgung akuter traumatischer Kniegelenkfrakturen mittels Endoprothese eine Ausnahmeindikation dar.

Die anatomische Besonderheit des Kniegelenks besteht im Vorliegen eines bandgeführten biomechanisch komplexen Gelenks (Roll-Gleit-Bewegung mit zusätzlicher Rotation) mit 3 Kompartimenten (mediales, laterales sowie retropatellares Kompartiment). Durch die degenerative oder auch posttraumatische Gelenkdestruktion kann neben einer Bewegungs- und Belastungseinschränkung mit Beuge- und Streckdefizit auch eine erhebliche Achsdeformität mit anspruchsvoller endoprothetischer Versorgungssituation vorliegen.

Man unterscheidet folgende Implantatdesigns [47]:

- Teilgelenkersatz:
  - Unikondyläre Knieprothesen (Abb. 6a, b): isolierter Ersatz des medialen oder wesentlich seltener lateralen tibiofemorales Kompartiments unter Erhalt der Kreuzbänder.
  - Ersatz des patellofemorales Gelenks: Bei dieser seltenen Versorgung wird mittels zementierten Polyethylenimplantats die Patellarückfläche und mittels zementierten, metallischen Implantats die patellare Gleitbahn ersetzt.
  - Bikompartimenteller Ersatz: Der Ersatz von 2 der 3 Kompartimente ist insgesamt sehr selten und erfolgt dann meist medial und patellofemorales.
- Totalgelenkersatz.

- **Oberflächenersatzprothesen** (■ **Abb. 6c, d**): Ungekoppelte Implantate zum isolierten Ersatz der Gelenkflächen (bikompartmentell bzw. trikompartmentell mit gleichzeitigem Ersatz der Patellarückfläche) und Gelenkführung durch den Kapsel-Band-Apparat. Es existieren verschiedene Modifikationen mit und ohne Kreuzbanderhalt.
- **Teilgekoppelte Knieprothesen**: Diese kompensieren eine gering ausgeprägte mediolaterale Instabilität mittels Polyethylenzapfen des Tibia-inlays in die interkondyläre Box der Femurkomponente. Eine solche Versorgung ist heute mit den meisten modularen Knieprothesensystemen realisierbar. Jedoch sind dafür häufig auf den Primärsystemen aufbauende modulare Systeme notwendig.
- **Gekoppelte und achsgeführte Knieprothesen** (■ **Abb. 6e, f**), sog. Rotating-/Fixed-hinge-Implantate: Bei diesen wird heute zumeist ein langer und an der femoralen Komponente gesicherter Zapfen frei beweglich in die tibiale Komponente eingelassen (Rotating-hinge-Prothesen). Damit ist über alle Beugstellungen eine Rotation der Komponenten gegeneinander möglich.

Gleitpartner bei allen Designs sind die metallische Oberfläche der femoralen Komponente (in der Regel aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung bestehend) und ein Polyethyleninlay, das dem tibialen Prothesenteil (fix oder mobil) aufliegt. Die Fixation von Oberflächenersatzprothesen kann zementiert oder auch zementfrei erfolgen, allerdings stellt die Zementierung den Standard dar [45]. Gleiches gilt für die meist modular gestalteten Revisions- und gekoppelten Prothesen, die oft über zusätzlich lange Schaftkomponenten für eine metaphysäre bis diaphysäre Verankerung verfügen.

Im Unterschied zu Hüftendoprothesen benötigen Knieendoprothesen eine längere Zeit, um ihre volle Leistungsfähigkeit „zu entwickeln“. Bis zum

zweiten postoperativen Jahr findet eine Verbesserung der Gelenkfunktion statt, wobei der Großteil nach einem Jahr abgeschlossen ist. Wie auch in der Hüftendoprothetik gibt es eine Reihe von Einflussfaktoren auf das klinische Ergebnis. So ist z. B. das Ausmaß der Verbesserung von Gelenkfunktion und Patientenzufriedenheit auch von der Ausprägung der präoperativen Beschwerden und Einschränkungen abhängig. Weitere Studien konnten einen Zusammenhang mit präoperativen (alleinlebend, fortgeschrittenes Alter, Bewegungseinschränkung mit weniger als 90° Beugung und Ruheschmerzen) und postoperativen (Aufreten von Komplikationen, niedrige Funktionsscores) Risikofaktoren aufzeigen [7]. Insgesamt sind etwa 80–90 % der versorgten Patienten mit dem Behandlungsergebnis zufrieden.

Die bereits eingangs erwähnte Kohortenstudie von Bayliss (Knieprothesen,  $n = 54.276$ ) berichtet in Übereinstimmung mit den Endoprothesenregistern von einer Prothesenstandzeit von 96 % nach 10 Jahren und 90 % nach 20 Jahren [4]. Eine Standzeit von >90 % nach 10 Jahren ist für moderne Knieendoprothesen gegeben.

### Unikondyläre Knieprothese

Bei ausschließlich anteromedialer bzw. lateraler Gonarthrose ohne höhergradige Achsabweichung, mit intakten Kreuz- und Seitenbändern und noch gutem Bewegungsausmaß kommt für den endoprothetischen Ersatz auch der unikondyläre Ersatz des medialen bzw. lateralen Kompartimentes infrage [41]. Über eine mediale bzw. laterale Arthrotomie wird der Teilgelenkersatz unter Erhalt der Kreuzbänder durchgeführt. Das tibiale Polyethyleninlay ist als bewegliches oder fixes Implantat erhältlich. Einige Studien stellen hierbei infrage, ob klinisch stumme Vorschäden im patellofemorale oder laterale Kniegelenkkompartiment als Kontraindikation einer unikondylären Kniegelenkversorgung gelten sollten [6, 25]. Der unikondyläre Kniegelenkersatz wird bei vergleichsweise jüngeren Patienten durchgeführt. Das funktionelle Outcome gilt in dieser jüngeren und

aktiveren Patientengruppe als besser. Hingegen sind die aus den Registern berichteten Überlebensraten nach 10 Jahren im Vergleich zu den bikondylären Knieendoprothesen mit 88 % vs. 96 % geringer [45]. Der unikondyläre Kniegelenkersatz kann aber insbesondere für den jüngeren Patienten einen Vorteil bieten, da ein besseres funktionelles Outcome in Aussicht steht [41]. Bei der Entstehung einer „generalisierten“ Gonarthrose gibt es die „Rückzugsmöglichkeit“ auf eine Oberflächenendoprothese, auch wenn dann meist bei einem tibialen Knochendefekt hier ein Knochenaufbau notwendig sein kann.

### Bikondylärer Oberflächenersatz

Der bikondyläre Oberflächenersatz stellt die operative Standardmethode der Versorgung einer fortgeschrittenen Gonarthrose dar. Für die Indikation werden Knieschmerzen, die mit konservativen Maßnahmen nicht mehr ausreichend therapiert werden können, der radiologische Arthrosenachweis sowie eine Einschränkung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität und ein entsprechender Leidensdruck gefordert [34]. Zur Operationsvorbereitung werden in einer Ganzbeinstandaufnahme die Beinachsen bestimmt, um die Prothesenposition und die Größenverhältnisse präoperativ planen zu können. Klassischerweise wird ein medialer, parapatellarer Zugang zum Kniegelenk gewählt. Auch hier existieren unterschiedliche Modifikationen und weniger invasive Zugänge, allerdings sind diese in der Knieendoprothetik von deutlich geringerer Bedeutung im Vergleich zum Hüftgelenk [27]. Entsprechend der präoperativen Planung erfolgt dann die Resektion des degenerativ veränderten Gelenkknorpels mit subchondralem Knochen über Sägelehen. Dabei können Navigationssysteme oder patientenindividuelle Schnittblöcke unterstützen. Nach Austesten von Stabilität (a.-p. und mediolateral in Streckung und Beugung), Beweglichkeit und Patellaufbau mit Probekomponenten erfolgt die (meist zementierte) Implantation der endgültigen femoralen und tibialen Komponente. Auf die tibiale Komponente wird entsprechend der Bandspannung

ein in verschiedenen Stärken verfügbares Polyethyleninlay eingeklickt. Gleitpartner sind dementsprechend die metallische, polierte femorale Komponente und das tibiale Polyethyleninlay. Ziel ist, dass die mechanische Beinachse (Linie zwischen Hüftkopfbereich und Sprunggelenkzentrum) durch die Mitte des Kniegelenks (vormalig Eminentia intercondylaris) führt, das Kniegelenk bei guter Beuge- und Streckfähigkeit in beiden Positionen stabil ist und die Patella in der vorgesehenen Gleitbahn des Femurschildes frei gleitet. Wird zusätzlich eine Patellarückfläche implantiert, sollte auf die ursprüngliche Dicke der Kniescheibe geachtet werden. Bei insuffizientem oder kontrakttem hinterem Kreuzband muss dieses ersetzt werden. Dafür stehen sog. posterior stabilisierte Systeme (PS, zusätzlicher Zapfen des PE-Inlays läuft gegen Steg einer intrakondylären Box der Femurkomponente) zur Verfügung, auch die Verwendung eines sog. ultrakongruenten Inlays (UC, ventral hochgezogene Lippe) mit einer Standardfemurkomponente ist möglich. Bei Varus-Valgus-Instabilität trotz korrekter Resektionshöhe und Inlaydicke muss auf ein höher gekoppeltes System gewechselt werden.

Der endoprothetische Ersatz der Patellarückfläche erfolgt in Deutschland zu meist nicht, da hierfür kein gesicherter Nutzen hinsichtlich eines besseren Ergebnisses besteht [9].

Meist erfolgt die Umsetzung der präoperativen Planung mit intra- bzw. extramedullär platzierten Ausrichtungsinstrumentarien und standardisierten Sägeschablonen. Eine Alternative bieten Navigationssysteme, bei denen nach der Präparation des Operationszugangs knöcherne Referenzpunkte in ein elektronisches System eingelesen werden und hierüber die Planung der Knochenresektion sowie die Achsausrichtung verifiziert werden können. Auch wenn sich damit die Anzahl bzw. das Ausmaß postoperativer Achsfehlstellungen reduzieren lässt, werden in entsprechenden Untersuchungen die Unterschiede hinsichtlich funktioneller und patientenzentrierter Ergebnisse zwischen der konventionellen und navigierten Implantation von Oberflächenendoprothesen

als insgesamt gering und klinisch fraglich relevant eingeschätzt [30]. Ein weiterer Versuch, die Implantationspräzision zu steigern, ist die Anfertigung von patientenindividuellen Einmalschnittblöcken, die nach einem mit präoperativer Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) erstellten 3-D-Datensatz gefertigt werden. Bisherige Metaanalysen konnten jedoch keine verbesserte Präzision und auch nur eine minimale Reduktion der Operationszeit finden [46].

In der Regel bestehen die metallischen Implantate aus Kobalt-Chrom-Molybdänlegierungen. Bei Allergien auf entsprechende Implantatmaterialien stehen aber auch beschichtete und zementfreie Implantate zur Verfügung. Da es bisher jedoch keinen gesicherten Zusammenhang zwischen einer kutanen Allergie gegen Prothesenbestandteile und einer Reaktion des periimplantären Gewebes gibt, können nach entsprechender Aufklärung auch bei Allergien Standardimplantate verwendet werden [36].

### (Teil-)Gekoppelte Prothesenmodelle

Fortgeschrittene Gonarthrosen mit erheblicher kontrakter Achsfehlstellung (v. a. Valgus) können primär die Implantation teilgekoppelter oder gekoppelter Implantate notwendig machen.

Bei einer Insuffizienz des Bandapparates muss zwischen einer anteroposterioren oder mediolateralen Instabilität unterschieden werden. Bei a.-p.-Instabilität ist die Implantation einer Oberflächenprothese mit Ersatz des hinteren Kreuzbandes (PS oder UC) meist möglich.

Bei kontrakten Weichteilverhältnissen besteht eine Überdehnung der Weichteile auf der konvexen Seite (lateral bei Varus, medial bei Valgus). Für eine ausreichende mediolaterale Stabilität muss die kontrakte Seite (medial bei Varus, lateral bei Valgus) nach Achskorrektur auf die Länge der überdehnten Seite angeglichen werden. Ist dies mit einer Oberflächenprothese nicht mehr realisierbar, kommen teilgekoppelte oder gekoppelte Systeme zum Einsatz. Besonders bei der kontrakten Valgusgonar-

throse mit zusätzlichem Streckdefizit ist auch die Dehnung des N. peroneus durch die Achskorrektur und gleichzeitige Korrektur des Streckdefizites zu bedenken und rechtzeitig ein gekoppeltes System zu verwenden. Dabei kann eine ausreichende Stabilität ohne wesentliche laterale Verlängerung erzielt werden. Liegen höhergradige oder kombinierte Instabilitäten vor, müssen achsgeführte, gekoppelte Modelle verwendet werden. Durch die Kopplung entstehen größere Stressmomente auf die Implantat-Knochen-Verbindung, denen mit einer stielgeführten, intramedullären Verankerung dieser Implantate begegnet wird.

Historisch waren gekoppelte Prothesen vorwiegend als reines Scharniergelenk konzipiert und zeigten hohe Lockerungs- und Infektionsraten. Moderne gekoppelte Implantate erlauben eine Rotationsbewegung des Unterschenkels gegenüber dem Oberschenkel, die Führung des Gelenks erfolgt über einen beweglichen Zapfen. Hierdurch sind Stressmomente reduziert. Auch im Revisionsfall ist bei femoralen und tibialen Knochendefekten mit begleitender Bandinstabilität häufig die teil- oder vollgekoppelte Versorgung notwendig. Knochendefekte werden v. a. durch metallische Augmente, die an das Implantat geschraubt werden, ausgeglichen.

### Komplikationen

**Tiefe Beinvenenthrombosen.** Die Kniegelenkersatzoperation stellt wie auch der Hüftgelenkersatz einen Hochrisikoeingriff für die Entstehung von tiefen Beinvenenthrombosen mit dem Risiko einer konsekutiven Lungenembolie dar. Die verlängerte Thromboseprophylaxe ist indiziert und erfolgt heutzutage mit niedermolekularem Heparin oder/und NOAKs.

**Nervenläsionen.** Sie sind selten, aber gerade bei hochgradigen Valgusgonarthrosen besteht die Gefahr einer Überdehnung des N. peroneus als Folge der Achsbegradigung.

**Periprothetische Infektionen.** Für die Behandlung periprothetischer Infektionen gelten nahezu die gleichen Richt-

linien wie für die Hüftendoprothetik. Bei zweizeitigen Wechseloperationen erfolgt häufig die Anwendung eines modularen oder individuell gefertigten Blockplatzhalters aus Knochenzement (mit Antibiotika versetzt). Hierdurch kann der Patient zumindest eine Teilbelastung durchführen. Entscheidend für die Re-Implantation einer Knie-TEP sind die Integrität und Funktion des Streckapparates, ist dies nicht gesichert, kommt eine Arthrodesis infrage.

**Fehlpositionierung.** Eine Fehlpositionierung der Implantate mit Rotations- oder Achsfehlern kann in einer ligamentären Instabilität oder Patellaluxation (Malrotation der Femurkomponente) resultieren, die komplexe Korrekturen oder den Wechsel von einem ungekoppelten auf ein gekoppeltes Implantat notwendig machen können.

**Verschleiß.** Der Verschleiß v. a. des Polyethyleninlays kann durch eine Aktivierung von Inflammationsprozessen im Rahmen der sog. Partikelkrankheit zur Entstehung von periprothetischen Osteolysen und konsekutiver Implantatlockerung führen.

**Bewegungseinschränkung.** Eine postoperative Bewegungseinschränkung kann Resultat ausgeprägter postoperativer Schmerzzustände mit einer verzögerten Beweglichkeit oder einer Arthrofibrose sein. Ziel ist immer, zumindest 90° Kniegelenkbeugung und eine freie Streckung am Ende der stationären Behandlung zu erreichen. Nach Ausschluss einer Infektion als Ursache der Bewegungseinschränkung können eine Narkosemobilisation und anschließende Bewegungstherapie unter Schmerztherapie mit regionalem Katheterverfahren erfolgen.

**Heterotope Ossifikationen.** Diese treten nach Knieendoprothese selten auf.

**Verletzung des Streckapparates.** Es gibt auch seltene intraoperative Komplikationen in der Knieendoprothetik: Eine Verletzung des Streckapparates (Ausriss des Lig. patellae an Tuberositas, Patella und intraligamentär) bedarf einer intraope-

rativen Naht oder Refixation und verzögerten Nachbehandlung. Bei Verletzung des medialen Seitenbandes ist meist die Verwendung eines höheren Kopplungsgrades notwendig. Auch das Auftreten intraoperativer Femur- und Tibiafrakturen ist beschrieben.

### Endoprothetik am Schultergelenk

Zentral registrierte Versorgungsdaten zur Schultergelenkendoprothetik stehen für die Bundesrepublik Deutschland nicht zur Verfügung. Eine Berichterstattung im Rahmen der externen Qualitätssicherung erfolgt für dieses Behandlungsverfahren noch nicht. Schulterprothesen werden derzeit auch nicht in einem bundesweiten Endoprothesenregister Deutschland erfasst, sondern nur durch Fachgesellschaften.

Im National Joint Register des Vereinigten Königreiches werden Schulterprothesen seit 2012 erfasst. Hier wird über ca. 5000 Primärendoprothesen im Jahr 2015 berichtet. Hierbei sind die Hauptindikationen die primäre Omarthrose (ca. 57%) und die Defektarthropathie (ca. 25%). Die akute und konsekutive Versorgung nach proximaler Humerusfraktur macht einen Anteil von ca. 15% der Versorgungen aus. Neben voran genannten Indikationen kann auch bei einer Humeruskopfnekrose oder anderen Arthritiden die Implantation einer Schulterprothese notwendig sein. Von den 5000 Versorgungen wurde bei ca. 45% eine inverse Schulterprothese genutzt, die weiteren 55% verteilen sich auf anatomische Teil- und Totalendoprothesen bzw. Oberflächenendoprothesen [37].

Die besondere Anatomie des Schultergelenks – als vorwiegend band- und muskelgeführtes Kugelgelenk mit ausgeprägten Freiheitsgraden – stellt den endoprothetischen Ersatz vor eine besondere Herausforderung. Nur durch eine möglichst exakte Rekonstruktion der Gelenkanatomie kann eine gute Schulterfunktion wiederhergestellt werden. Hierfür stehen moderne und modulare Implantate mit anatomischem Design zur Verfügung, bei denen Inklination und Offset der Kalotte individuell eingestellt

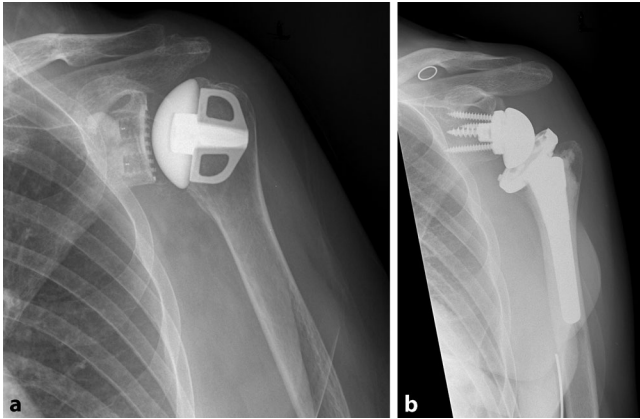
werden können [31]. Patienten mit einer primären Omarthrose und einer intakten Rotatorenmanschette können gut mit diesen Implantaten versorgt werden [2, 42]. Abzugrenzen von den anatomischen Implantaten ist das Konzept der inversen Prothese, bei dem in den Humerus ein Schaft mit konkaver Gelenkkomponente und am Glenoid eine Hemisphäre (Glenosphäre genannt) implantiert wird. Damit kann das Drehzentrum medialisiert und der Hebelarm des M. deltoideus verlängert werden. Hauptindikation für dieses Prothesenmodell ist daher die Defektarthropathie mit fehlender oder insuffizienter Funktion der Rotatorenmanschette. Aber auch hochgradige, dislozierte Humeruskopffrakturen werden mit einer inversen Prothese versorgt [23].

Für die Indikation zum Kunstgelenkersatz werden – analog zu den anderen großen Gelenken – Ruhe- oder Belastungsschmerzen mit Bewegungseinschränkung über 6 Monate, das Versagen konservativer Therapiemaßnahmen und der röntgenologische Arthrosenachweis gefordert. Die klassische Omarthrose wird nach Samilson und Prieto klassifiziert, wobei der kaudale Glenoidosteophyt als Ausdruck des Arthrosefortschrittes den Schweregrad determiniert [43]. Die Defektarthropathie wird nach Hamada klassifiziert, wobei in 5 Graden die akromiohumerale Distanz, die Azeabularisierung und die glenohumerale Gelenkbeteiligung bewertet werden [20].

### Anatomische Schulterprothesen

Voraussetzung für eine gute Funktion anatomischer Prothesen sind eine intakte und funktionsfähige Rotatorenmanschette und die zentrierte Gelenkstellung des Humeruskopfes im Gelenk. Diese Situation findet man bei der klassischen Omarthrose. Die Rekonstruktion der Humeruskopfkalotte ist dabei anspruchsvoll, da der Kalottenmittelpunkt nicht mit dem Zentrum der Humerusschaftachse übereinstimmt, also ein Offset aufweist. Die Prothese muss diese anatomischen Verhältnisse entsprechend rekonstruieren. Grundsätzlich stehen Kappenprothesen, metaphysär verankerte oder schaftbasierte Prothe-





**Abb. 7** ◀ **a** Metaphysär verankernde anatomische Totalendoprothese (TEP). **b** Inverse TEP

sen zur Verfügung. Die Kappenprothese, bei der lediglich die Kalotte oder der degenerierte Knorpel reseziert wird, hat den Vorteil, dass die Rekonstruktion der anatomischen, biomechanischen Verhältnisse entfällt, da die Kalotte erhalten bleibt. Operationstechnisch ist hierdurch jedoch der Glenoidersatz erheblich erschwert bis unmöglich. Die Indikation für dieses Verfahren wird daher nur sehr streng gestellt und wird nur beim jungen Patienten ohne wesentliche Kopfdeformität und geringem Arthrosegrad (Samilson Grad I) angewendet.

Daneben stehen metaphysär verankerte Prothesen zur Verfügung (▣ **Abb. 7a**). Hierbei kann das Schultergelenk mittels Totalendoprothese knochenschonend anatomisch rekonstruiert werden. Moderne schaftbasierte Prothesensysteme bieten die Möglichkeit, sowohl Inklination und Retroversion als auch eine exzentrische Position der Prothesenkalotten variabel einzustellen [31]. Schaftprothesen können zementiert oder zementfrei verankert werden. Aufgrund der geringen axialen Belastung scheinen beide Verankerungssysteme geeignet, eine stabile Fixierung zu erreichen.

## Glenoidersatz

Während bei der inversen Prothese zwingend eine Mitversorgung des Glenoids notwendig ist, muss bei anatomischen Prothesen entschieden werden, ob eine Mitversorgung des Glenoids erfolgt (Hemi- vs. Totalendoprothese). Letztendlich sollte das Glenoid dann mit versorgt werden, wenn dieses von der Gelenkpathologie mit betroffen ist. Es konnte gezeigt

werden, dass bei der primären Omarthrose ein funktioneller Vorteil durch eine Totalendoprothese im Vergleich zur Hemiarthoplastik besteht [8]. Bei der Omarthrose findet sich zudem bei ca. 45 % der Patienten eine posteriore Subluxation des Humeruskopfes gegenüber der Pfanne, bedingt durch eine dorsale Deformität des Glenoids, sodass hier der Ersatz des Glenoids erfolgen muss. Daher wird die Totalendoprothese heutzutage als Goldstandard angesehen. Der Glenoidersatz wird zumeist in zementierter Technik eingebracht. In ca. 70–80 % sind postoperativ periprothetische Lysesäume nachzuweisen, die in aller Regel jedoch klinisch irrelevant und allenfalls kontrollbedürftig sind. Die Standzeiten der Schulterprothese liegen bei über 10 Jahren mit einem Versagen von unter 10 %.

## Inverse Schulterprothesen

Das Konzept der inversen Schulterprothese wurde ursprünglich für die Versorgung der Defektarthropathie entwickelt. Durch eine insuffiziente Rotatorenmanschette würde die Implantation eines anatomischen Gelenks ein ebenso insuffizientes funktionelles Ergebnis hervorbringen. Durch das inverse Prothesensystem (Kopf und Pfanne werden getauscht) kann der M. deltoideus die Bewegung des Schultergelenks – auch aus der Nullposition heraus – übernehmen und die oftmals bestehende Pseudoparalyse und Dezentrierung des Schultergelenks im Rahmen der Defektarthropathie aufheben [32].

Das Indikationsspektrum für die inverse Prothese (▣ **Abb. 7b**) erweitert sich

zunehmend. Frakturfolgezustände oder frische Frakturen werden ebenso wie Humeruskopfnekrosen, rheumatische Arthritiden oder auch Omarthrosen mit diesem Implantat versorgt [19]. Bei fortgeschrittener Glenoiddeformität im Rahmen der Omarthrose mit posteriorer Subluxation kann die Implantation einer inversen Schulterprothese notwendig sein. Hierbei muss das Glenoid mit Knochen aus der Kalotte aufgebaut werden, um eine Glensphäre überhaupt verankern zu können.

Eine aktuelle Metaanalyse (Kumulation von 6 Studien mit insgesamt 266 implantierten inversen Schulterprothesen bei fortgeschrittener Defektarthropathie) zeigt, dass Patienten Schmerzfreiheit und Funktionsverbesserung durch das Kunstgelenk erwarten können [44].

## Komplikationen

Die *Läsion des N. axillaris* ist eine mögliche Komplikation im Rahmen des deltoideopektoralen Zugangs zum Schultergelenk. Blutungskomplikationen und Infektionen treten ebenso auf. Die *Kunstgelenkinstabilität* bis hin zur Luxation ist ein häufigeres Problem. Sehnenrupturen, Weichteilbalance, Overstuffing oder sekundäre knöcherne Substanzverluste können zu akuten oder chronischen Komplikationen führen. Eine sekundäre *Insuffizienz der Rotatorenmanschette* kann zum Funktionsverlust einer anatomischen Prothese führen. Eine *Subscapularissehnenruptur* kann Folge einer Fehlverheilung oder insuffizienten Fixierung sein. *Implantationsfehler* können zu Instabilität, Lockerung, Verschleiß, Bewegungseinschränkung und Luxation führen. Periprothetische Frakturen sind ebenso für das Schultergelenk beschrieben.

Das kumulative Risiko einer implantatspezifischen Revisionsoperation nach akuter oder elektiver Prothesenimplantation im National Joint Register beträgt ca. 3 % nach 3 Jahren bzw. steigt jährlich um ca. 1 % an [37].

## Gutachtliche Beurteilung

### „Risikoerschlag“ bei unfallbedingten Endoprothesen in der privaten Unfallversicherung

Nach unfallbedingter Implantation einer Prothese ist in der privaten Unfallversicherung eine medizinische Bewertung vorzunehmen, wie die Funktion der betroffenen Extremität/des Extremitäten-teils gegenüber der Norm eingeschränkt ist. Der Versicherer steht also in der Leistungspflicht bei unfallbedingter Einschränkung der Arbeitsfähigkeit (AUB [Allgemeine Unfallversicherungsbedingungen] 61) bzw. bei einer dauernden Beeinträchtigung der (hier) körperlichen Leistungsfähigkeit (AUB 88 und später). Der ärztliche Sachverständige hat zunächst nach einer dem gutachtlichen Standard entsprechenden Untersuchung eine Basisbewertung der Funktionsstörung vorzunehmen. Hierbei hat er sich zu orientieren an anerkannten Bemessungsempfehlungen, wobei an dieser Stelle nicht auf Fragen der Vorinvalidität oder der Mitwirkung von Krankheiten oder Gebrechen am Eintritt der Unfallverletzung eingegangen wird.

Weiter ist nun aber der ärztliche Sachverständige gehalten, sich Gedanken zu machen zur Prognose einer implantierten Prothese. Mögliche Einflussfaktoren auf Funktionsdefizite nach Prothesenimplantation sind derart heterogen [28], dass eine Vorhersage der Entwicklung eines dem Grunde nach festgestellten Dauerschadens kaum möglich erscheint.

Zur Höhe der verbliebenen Invalidität unterliegt die erforderliche ärztliche Prognose nicht den strengen Anforderungen des § 286 ZPO (Zivilprozessordnung), sondern es gilt der Maßstab des § 287 ZPO (BGH [Bundesgerichtshof] – IV ZR 203/03, VersR 2006, 11117; BGH – IV Zu. 191196, r+s 1998, 80.) Es reicht insoweit eine überwiegende, auf gesicherter Grundlage beruhende Wahrscheinlichkeit. Dies gilt auch für die Frage des Kausalzusammenhangs zwischen Beeinträchtigung und Unfall (BGH – IV 78 180/10, VersR 2011, 1171; BGH – IV ZR 205/00, VersR 2001, 1547).

Für die Beurteilung einer Prothese bedeutet dies, dass neben der Stellungnah-

me zur allgemein zu erwartenden Haltbarkeit der Prothese auch eine Einschätzung notwendig ist, ob diese Haltbarkeit durch Krankheiten und Gebrechen beeinflusst wird. Verringert sich wegen einer schwerwiegenden Osteoporose die vermutliche Nutzungsdauer um die Hälfte der normalerweise üblichen Zeit, dann kann dies als Mitwirkung Berücksichtigung finden.

Die Prognose zur Höhe der Invalidität muss von den Symptomen bzw. Befunden der letzten nach den AUB zulässigen und somit maßgeblichen ärztlichen Untersuchung ausgehen und die Entwicklung berücksichtigen, die mit einem hohen Grad an Wahrscheinlichkeit von Dauer sein wird (OLG Köln r+s 1989, 100).

Wissenschaftliche Grundlagen für die Bezifferung eines Prothesen-/Risikoerschlages wird man in der gutachtlichen und sonstigen medizinischen Literatur vergeblich suchen, da eben die Haltbarkeit von Prothesen von sehr vielen Faktoren abhängig ist. In diesem Beitrag konnte für die häufigsten Endoprothesen herausgearbeitet werden, dass man bei Hüft- und Knieprothesen von einer Standzeit von noch 90 % nach 20 Jahren ausgehen kann, die Standzeit von monokondylären Knieprothesen ist mit 88 % nach 10 Jahren etwas geringer, bei Schulterprothesen liegen die „Versagensraten“ nach 10 Jahren unter 10 %. Das kumulative Risiko einer implantatspezifischen Revisionsoperation nach akuter oder elektiver Prothesenimplantation im National Joint Register beträgt ca. 3 % nach 3 Jahren bzw. steigt jährlich um ca. 1 % an [37].

Den privaten Versicherer und damit den ärztlichen Sachverständigen interessiert die Frage, ob der Anlass zur Revisionsoperation mit hoher Wahrscheinlichkeit als mittelbar unfallbedingt einzuordnen ist. Wie bei einer mittelbar unfallbedingten operativen Prothesenrevision kann es zu einer Minderwertigkeit der knöchernen Struktur aufgrund Inaktivität und/oder Osteoporose kommen mit Folge eines periprothetischen Bruchs oder einer Prothesendislokation/-lockerung.

Auch wenn anhand des obigen Zahlenmaterials der Zeitpunkt der notwendigen Wechseloperation einer Endoprothese nur abgeschätzt werden kann, so

ist eine lebensüberdauernde Haltbarkeit ebenso nicht wahrscheinlich zu machen. Für das notwendige Beweismaß einer im Verlauf nach Endoprothesenimplantation notwendig werdenden Wechseloperation bleibt nur die Möglichkeit, auf die ärztliche Erfahrung und die zitierten Standzeiten abzustellen. Somit ist davon auszugehen – und zwar mit hoher Wahrscheinlichkeit – dass es abhängig u. a. von Lebensalter und Aktivitätsgrad des Betroffenen zu einer Wechseloperation kommen wird. Dabei entspricht es auch ärztlicher Erfahrung, dass nach der Revision nicht zuletzt aufgrund des Operationstraumas selbst nicht in Gänze der Vorzustand wieder hergestellt wird, sich die Funktion also verschlechtert.

Bei all dieser schwierigen Diskussion über das Maß der Wahrscheinlichkeit muss man sich vor Augen führen, dass der seit ca. 10 Jahren in Deutschland übliche Prothesenerschlag nicht allein das Risiko einer Wechseloperation mit daraus zu erwartendem zusätzlichem Funktionsverlust beinhaltet, sondern auch die Bewertung von dem Betroffenen verwehrten Funktionen allein aus präventiven Gründen (Prothesenerschlag = Präventiverschlag + Zukunftsrisiko; wobei diskutiert werden darf, ob diese Vorgehensweise überhaupt der AUB-konformen Forderung zur Beurteilung nach allein funktionell-anatomischen Gesichtspunkten entspricht).

Der bisher übliche Prothesenerschlag stützte sich auf unzureichende Erfahrungswerte und muss jetzt durch die analysierten Standzeiten neu überdacht werden (■ Tab. 1).

Es erscheint sinnvoll, sich am Alter des Betroffenen zum Zeitpunkt der Prothesenimplantation zu orientieren. Zusätzliche Höherbewertungen bei Schulter-, Ellenbogen- und Sprunggelenkendoprothesen im Vergleich zu Hüftprothesen sind überholt.

Die Invaliditätsbemessung von Endoprothesen kleiner Gelenke (Speichenkopf, Handgelenk, Fingergelenk, Großzehengrundgelenk) bedarf einer jeweiligen Einzelfallbetrachtung.

Die bisherigen Bemessungsempfehlungen in Deutschland haben eine lineare Funktion für die Bezifferung des Prothesenerschlages in Abhängigkeit vom Alter

definiert. Diese scheinbar mathematisch genaue Funktion erscheint aber nur dem ersten Anschein nach richtig, wenn man überlegt, dass das kumulative Risiko einer Revisionsoperation zumindest im analysierten Zahlenmaterial auch linear, nämlich 1 % pro Jahr steigt. Der 30-Jährige mit unfallbedingt implantierter Prothese hat dann ein um 50 % höheres Risiko einer Revisionsoperation als ein 80-Jähriger. Ein um 50 % erhöhtes Risiko entspricht aber nicht der von der Rechtsprechung geforderten hohen Wahrscheinlichkeit des Eintritts der Funktionsverschlechterung, dies müsste bei 80 %, eher noch 90 % oder mehr liegen. Daraus schlussfolgernd, wäre also mit der geforderten Wahrscheinlichkeit in keinem Fall eine invaliditätsrelevante Verschlechterung der Funktion zum Beurteilungszeitpunkt vorhersagbar und somit streng genommen überhaupt kein „Prothesenzuschlag“ zu rechtfertigen, wie dies z. B. in Österreich praktiziert wird.

Da aber in den letzten 10 Jahren dieser Zuschlag in Deutschland weder von Anspruchstellern noch Leistungserbringern ernsthaft infrage gestellt wurde, sollte man ihn zunächst beibehalten und die Bildung einer Arbeitsgruppe zur Neubewertung/Abschaffung des Prothesenzuschlags anstreben, um einigermaßen wieder ein Gleichgewicht bezüglich der Behandlung der Versichertengemeinschaft herstellen zu können. Denn es erscheint nicht gerechtfertigt, dass ein 35-Jähriger mit relativ gut funktionierender Prothese von der Invalidität her gleichgestellt wird mit einem Patienten mit orthesenpflichtigem Schlotterknie oder ein 20-jähriger Prothesenträger vergleichbar ist mit einer Girdlestone-Hüfte.

Die Fachgesellschaft Interdisziplinäre Medizinische Begutachtung (FGIMB e. V.) wird sich der Aufgabe zur Erarbeitung neuer Bemessungsempfehlungen stellen. Bis diese neuen Empfehlungen allgemeine Akzeptanz erlangen werden, sind die bisher gültigen Empfehlungen noch konsentiert Meinung.

### Gutachtliche Beurteilung im Haftpflichtrecht

Hier ist die konkrete individuelle Behinderung im Haushalt und/oder Beruf

maßgebend. Es findet nach wie vor mangels überarbeiteter Tabellarien aufgrund der über die Jahrzehnte geänderten Haushaltsituation das sog. Münchner Modell Anwendung, das eine konkrete Behinderung im Haushalt bei Hüft-TEP von 15 % ausweist, was für Knie- und Sprunggelenkprothesen zu übernehmen wäre. An der oberen Extremität wären aufgrund der geringeren Belastung nur 10 % in Ansatz zu bringen.

In der beruflichen Tätigkeit ist dann jeweils das konkrete Tätigkeitsprofil den Überlegungen zur tatsächlichen Erwerbsminderung zugrunde zu legen.

Ist primär dem Grunde nach die notwendige spätere Wechselloperation festgestellt, reicht für die spätere Geltendmachung weiterer Funktionsstörungen dann die einfache Wahrscheinlichkeit.

### Gutachtliche Beurteilung in der gesetzlichen Unfallversicherung

Ärztlich-gutachtlich ist der Verlust an individueller erwerbsbezogener Leistungsfähigkeit festzustellen, der prozentuale Teil des Arbeitsmarktes also, der dem Versicherten verschlossen ist. Hier gibt es im Gegensatz zur privaten Unfallversicherung keinen „Endpunkt“ der Beurteilbarkeit, sondern wesentliche Änderungen können im Rahmen von Renten-Nachprüfungsgutachten im Sinne der Verschlimmerung/Besserung festgestellt werden. Aus präventiven Gründen sind dem Prothesenträger bereits bestimmte Funktionen verschlossen, so dass die „Basis“-MdE (Minderung der Erwerbsfähigkeit) mit 20 des Hundertsatzes geschätzt wird, was sich dann aber z. B. bei Doppelseitigkeit nicht erhöht, da dem Verletzten mit 2 künstlichen Prothesen gefährdungsbedingt nicht mehr Arbeitsplätze verschlossen sind.

In der Diskussion ist eine Neubewertung der MdE in der gesetzlichen Unfallversicherung und damit auch betreffend prothetisch ersetzter Gelenke, da sich der Arbeitsmarkt in den letzten 100 Jahren natürlich „wesentlich“ geändert hat. Nach langen Diskussionen wurde schließlich auf dem Deutschen Sozialgerichtstag in Potsdam im November 2012 festgestellt, dass die MdE-Erfahrungswerte einer systematischen

Überprüfung und Neubewertung in Bezug auf die aktuellen Anforderungen des allgemeinen Arbeitsmarktes bedürfen. Eine MdE-Gruppe der Kommission „Gutachten“ der DGU (Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie) in der DGOU (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie) [33] erarbeitete hierzu Vorschläge, die dann einem breiten Fachpublikum zur Diskussion gestellt wurden. Danach wurde unter Federführung der DGUV (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung) eine sog. Expertengruppe gebildet, die wissenschaftliche Grundlagen für eine Neubewertung schaffen sollte. Weder eine in Auftrag gegebene systematische Literaturrecherche zu Aktivitäten und Teilhabe nach Unterschenkelamputation konnte verwertbare Daten liefern, noch konnte die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) noch das Bundesinstitut für Berufsbildung (BIBB) Daten liefern über den prozentualen Anteil der Tätigkeiten des allgemeinen Arbeitsmarktes, der einer/einem Unterschenkelamputierten heute verschlossen ist. Wegen der mangelnder Verfügbarkeit von Daten zum allgemeinen Arbeitsmarkt konnte eine Neubewertung der MdE nach der gesetzlich vorgegebenen MdE-Definition nicht umgesetzt werden. Die Expertengruppe beschränkte sich deshalb darauf, die Eckwerte für Amputationen innerhalb des bestehenden Koordinatensystems unter medizinischen Gesichtspunkten relativ zueinander auf ihre Stimmigkeit zu überprüfen. Hieraus resultierten einige eher punktuelle Anpassungen. Im Wesentlichen haben die bisherigen Werte also (zunächst) weiter Bestand.

### Fazit für die Praxis

- Die Bedeutung und der Erfolg des endoprothetischen Gelenkersatzes v. a. des Hüft- und Kniegelenks sind weithin bekannt und unbestritten.
- Vor allem die kontinuierliche Weiterentwicklung der Implantatmaterialien und Operationstechniken hat zur kontinuierlichen Verbesserung der Behandlungsqualität beigetragen.
- Mit dem Behandlungsverfahren sind aber auch weiterhin typische

**potenzielle peri- und postoperative Komplikationen verbunden. Neuere Untersuchungen konnten nachweisen, dass gerade junge Patienten ein deutlich erhöhtes Risiko einer Revisionsoperation im Vergleich zum älteren Patienten haben. Das subjektive Behandlungsergebnis wird letztendlich von vielen Faktoren beeinflusst.**

- Die gutachtliche Bewertung von unfallbedingt implantierten Endoprothesen in der privaten Unfallversicherung bedarf dringend einer Überarbeitung, Versuche der Neubewertung in der gesetzlichen Unfallversicherung scheiterten bereits an der fehlenden Abbildbarkeit des derzeitigen Arbeitsmarktes.

## Korrespondenzadresse

### Dr. med. H.-T. Klemm

Freies Institut für medizinische Begutachtungen Bayreuth/Erlangen, Fachgesellschaft für Interdisziplinäre Medizinische Begutachtung e.V.

Hamburg, Deutschland  
dr.klemm@fimb.de

**Danksagung.** Wir danken Prof. Andrew Price (Nuffield; Department of Orthopaedics, Rheumatology and Musculoskeletal Science, NIHR Biomedical Research Unit, University of Oxford, Oxford, UK) für die Abbildungsgenehmigung der Diagramme zum Lebenszeitrisiko einer Revisionsoperation nach Knie- und Hüftprimärendoprothetik.

## Einhaltung ethischer Richtlinien

**Interessenkonflikt.** T. Grothe, A. Postler, J. Nowotny, J. Lützner, K.P. Günther und H.-T. Klemm geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Für diesen Beitrag wurden von den Autoren keine Studien an Menschen oder Tieren durchgeführt. Für die aufgeführten Studien gelten die jeweils dort angegebenen ethischen Richtlinien.

## Literatur

- Acklin YP, Jenni R, Bereiter H, Thalmann C, Stoffel K (2016) Prospective clinical and radiostereometric analysis of the Fitmore short-stem total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 136:277–284
- Ambacher T (2007) Schulterendoprothetik bei Omarthrose. *Orthopäde* 36:1017–1026
- AQUA (2015) Institut für angewandte Qualitätsförderung und Forschung. AQUA-Qualitätsreport-2014
- Bayliss LE, Culliford D, Monk AP, Glyn-Jones S, Prieto-Alhambra D, Judge A, Cooper C, Carr AJ, Arden NK, Beard DJ (2017) The effect of patient age at intervention on risk of implant revision after total replacement of the hip or knee: a population-based cohort study. *Lancet* 389:1424–1430
- Beard DJ, Palan J, Andrew JG, Nolan J, Murray DW (2008) Incidence and effect of leg length discrepancy following total hip arthroplasty. *Physiotherapy* 94:91–96
- Beard DJ, Pandit H, Gill HS, Hollinghurst D, Dodd CF, Murray DW (2007) The influence of the presence and severity of pre-existing patellofemoral degenerative changes on the outcome of the Oxford medial unicompartmental knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 89:1597–1601
- Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KDJ (2010) Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop Relat Res* 468:57–63
- Bryant D, Litchfield R, Sandow M, Gartsman GM, Guyatt G, Kirkley A (2005) A comparison of pain, strength, range of motion, and functional outcomes after hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis of the shoulder: a systematic review and Meta-analysis. *J Bone Joint Surg* 87:1947–1956
- Chen K, Li G, Fu D, Yuan C, Zhang Q, Cai Z (2013) Patellar resurfacing versus nonresurfacing in total knee arthroplasty: a meta-analysis of randomised controlled trials. *Int Orthop* 37:1075–1083
- Claes L, Kirschner P, Perka C, Rudert M (2011) *AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüftrevision*. Springer, Berlin Heidelberg, S605
- Clarke A, Pulikottil-Jacob R, Grove A, Freeman K, Mistry H, Tsertsvadze A, Connock M, Court R, Kandalala N-B, Costa M, Suri G, Metcalfe Det al (2015) Total hip replacement and surface replacement for the treatment of pain and disability resulting from end-stage arthritis of the hip (review of technology appraisal guidance 2 and 44): systematic review and economic evaluation. *Health Technol Assess* 19(10):1
- Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information (DIMDI) (2005) Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit (ICF)
- Drummond J, Tran P, Fary C (2015) Metal-on-metal hip arthroplasty: a review of adverse reactions and patient management. *J Funct Biomater* 6:486–499
- Garellick G, Kärrholm J, Rogmark C, Malchau H, Rolfson O, Lindahl H (2015) Swedish HIP Arthroplasty Register: annual report 2014. *Sahlgrenska Univ Hosp Sahlgrenska, Göteborg*
- Girard J (2017) Hip resurfacing: international perspectives: review article. *HSS J* 13:7–11
- Grimberg A, Jansson V, Liebs T, Melsheimer O, Steinrück A (2016) Endoprothesenregister Deutschland: Jahresbericht 2015
- Günther K-P, Haase E, Lange T, Kopkow C, Schmitt J, Jeszenszky C, Balck F, Lützner J, Hartmann A, Lippmann M (2015) Persönlichkeitsprofil und Komorbidität: Gibt es den „schwierigen Patienten“ in der primären Hüftendoprothetik? *Orthopäde* 44:555–565
- Günther K-P, Jeszenszky C, Schäfer T, Hannemann F, Niethard F (2013) Hüft- und Kniegelenkersatz in Deutschland – Mythen und Fakten zur Operationshäufigkeit. *Krankenhaus* 9:927–933
- Gwinner C, Greiner S, Gerhardt C, Scheibel M (2013) Inverse Schulterendoprothetik bei Frakturfolgezuständen. *Orthopäde* 42:531–541
- Hamada K, Fukuda H, Mikasa M, Kobayashi Y (1990) Roentgenographic findings in massive rotator cuff tears a long-term observation. *Clin Orthop* 254:92
- Hartmann A, Lützner J, Kirschner S, Witzleb W-C, Günther K-P (2012) Do survival rate and serum Ion concentrations 10 years after metal-on-metal hip resurfacing provide evidence for continued use? *Clin Orthop* 470:3118–3126
- Hohnstein A (2017) Infektionen von Gelenkprothesen: Schmerzhaftes Abrechnung. *KMA Gesundheitswirtschaftsmag* 22:30–33
- Holschen M, Agneskirchner JD (2014) Inverse Schulterprothese – Indikation, Operationstechnik und Ergebnisse. *Arthroskopie* 27:38–48
- Huo S-C, Wang F, Dong L-J, Wei W, Zeng J-Q, Huang H-X, Han Q-M, Duan R-Q (2016) Short-stem prostheses in primary total hip arthroplasty. *Medicine (Baltimore)* 95(43):e5215. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000005215>
- Hurst JM, Berend KR, Morris MJ, Lombardi AV (2013) Abnormal preoperative MRI does not correlate with failure of UKA. *J Arthroplast* 28:184–186
- Jerosch J (2017) Kurzschaffendoprothesen an der Hüfte. Springer, Berlin
- Kirschner S, Lützner J, Schmitt J (2013) Minimalinvasive Zugänge am Kniegelenk – evidenzbasierter Vorteil in der Knieendoprothetik? *Z Orthop Unfallchir* 151:480–487
- Klemm HT, Naumann A, Hofmann G, Spahn G (2017) Prognosebeurteilung in der Privaten Unfallversicherung; Teil 2 – „Risikoerschlag“ bei unfallbedingten Endoprothesen. *Unfallchirurg* 120(1):81–84. <https://doi.org/10.1007/s00113-016-0273-2>
- Learmonth ID, Young C, Rorabeck C (2007) The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 370:1508–1519
- van der List JP, Chawla H, Joskowicz L, Pearle AD (2016) Current state of computer navigation and robotics in unicompartmental and total knee arthroplasty: a systematic review with meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 24:3482–3495
- Loew Meditor (2010) *AE-Manual der Endoprothetik*. Springer, Berlin Heidelberg
- Loew M, Raiss P, Kasten P, Rickert M (2007) Endoprothetik bei der Rotatorenmanschetten. *Orthopäde* 36:988–995
- Ludolph E, Schürmann J (2016) Neubewertung der MdE bei unfallchirurgisch-orthopädischen Arbeitsunfall- und BK-Folgen in der gesetzlichen Unfallversicherung (GUV). *Med Sachverstand* 112(2):60–71
- Lützner J, Schmitt J, Lange T, Kopkow C, Rataj E, Günther K-P (2016) Knieendoprothesen: Wann ist der Ersatz angebracht? *Dtsch Arztebl* 113(44):A-1983/B-1664/C-1649
- Matziolis G, Röhrner E (2017) Primäre Endoprothetik am Kniegelenk. *Orthop Unfallchir Up2date* 12:359–384
- Middleton S, Toms A (2016) Allergy in total knee arthroplasty. *Bone Joint J* 98:437–441
- National Joint Registry, for England, Wales, Northern Ireland and, the Isle of Man (2015) *National Joint Registry Annual Report 2015*
- Neal B, Gray H, MacMahon S, Dunn L (2002) Incidence of heterotopic bone formation after major hip surgery. *ANZ J Surg* 72:808–821
- Neumann HW (2012) *AE-Manual der Endoprothetik*. Springer, Berlin, Heidelberg
- Perka C, Haas N (2011) Periprosthetic infection. *Chir Z Geb Oper Med* 82:218–226
- Pfützner T, Perka C, von Roth P (2017) AE-Beitrag: Unikondylärer Ersatz vs. Totalendoprothese bei medialer Gonarthrose. *Z Orthop Unfall-*



- 
- chir 155(5):527. <https://doi.org/10.1055/s-0043-107237>
42. Rickert M, Heitkemper S, Schneider S, Loew M (2006) Schulterendoprothetik bei primärer Omarthrose: Eine prospektive Längsschnittuntersuchung. *Obere Extremität* 1:58–63
  43. Samilson RL, Prieto V (1983) Dislocation arthropathy of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 65:456
  44. Seivivas N, Ferreira N, Andrade R, Moreira P, Portugal R, Alves D, Vieira da Silva M, Sousa N, Salgado AJ, Espregueira-Mendes J (2017) Reverse shoulder arthroplasty for irreparable massive rotator cuff tears: a systematic review with meta-analysis and meta-regression. *J Shoulder Elbow Surg* 26:e265–e277
  45. Sundberg M, Lidgren L, W-Dahl A, Robertsson O (2016) Swedish Knee Arthroplasty Register—Annual Report 2015
  46. Thienpont E, Schwab PE, Fennema P (2014) A systematic review and meta-analysis of patient-specific instrumentation for improving alignment of the components in total knee replacement. *Bone Joint J* 96–B:1052–1061
  47. Wirtz D (2011) *AE-Manual der Endoprothetik*. Springer, Berlin, Heidelberg