

Radiologie up2date

4 · 2017

Muskuloskeletale Erkrankungen 4

**Postoperative Bildgebung nach
Gelenkersatz – Knie, Hüfte, Schulter**

*Nadja Saupe
Jose Romero
Otmar Hersche
Marco Zanetti*

VNR: 2760512017152372860
DOI: 10.1055/s-0043-119185
Radiologie up2date 2017; 17 (4): 323–343
ISSN 1616-0681
© 2017 Georg Thieme Verlag KG

Unter dieser Rubrik sind bereits erschienen:

Nomenklatur der (lumbalen) Bandscheiben J. Breitenseher, M. Pones, M. Breitenseher Heft 1/2017

Reduktion von Metallartefakten in der muskuloskelettalen Bildgebung R. Sutter, T. Dietrich Heft 2/2016

MRT der Rotatorenmanschette – ein Update K.-F. Kreitner, A. Mähringer-Kunz Heft 1/2016

Hüftgelenk – Arthrose und Arthritis H. Bretschneider, K.-P. Günther Heft 4/2015

Selten wahrgenommene Befunde am Kniegelenk C. Glaser, A. Heuck, D. Theisen, A. Horng Heft 1/2015

MRT von Muskelverletzungen K. Wörtler Heft 4/2014

Bildgebung des multiplen Myeloms und verwandter monoklonaler Plasmazellerkrankungen – ein Update M.-A. Weber, S. Delorme, J. Hillengass Heft 3/2014

Schulterinstabilitäten K.-F. Kreitner Heft 2/2014

Bildgebung des Charcot-Fußes R. Erlemann, A. Schmitz Heft 1/2014

Meniskus-Update S. Waldt Heft 4/2013

Radiologische Zeichen tarsaler und karpaler Koalitionen S. Waldeck, E. Kollig Heft 4/2012

Posttraumatische radiologische Diagnostik der Halswirbelsäule S. Mutze Heft 3/2012

Spondylitis und ihre Differenzialdiagnosen R. Erlemann, A. Hoogeveen Heft 2/2012

Impingementsyndrom des Hüftgelenks C. Schäffeler, K. Wörtler Heft 1/2012

MRT bei Verletzungen der lateralen und angrenzenden Bänder des Sprunggelenks M. Breitenseher Heft 3/2011

Radiologie beim Handtrauma: Anatomie, Untersuchungsstrategie und Bildanalyse R. Schmitt Heft 1/2011

Primäre Tumoren der Wirbelsäule und des Sakrums J. Freyschmidt Heft 4/2010

Allgemeine radiologische Symptomatologie peripherer Gelenke A. Klauser, K. Wörtler, W. Jaschke Heft 3/2010

Impingement-Syndrome am Sprunggelenk M. Eiber, K. Wörtler Heft 2/2010

Stressfrakturen J. Geiger, C. Rottenburger, M. Uhl Heft 1/2010

Diagnostik der Spondyloarthritiden am Achsenskelett K.-G. Hermann, M. Bollow Heft 3/2009

Praktisches zur präoperativen Knorpelbildung C. Glaser Heft 2/2009

Sonografie des Bewegungsapparats C. Schueller-Weidekamm Heft 1/2009

Direkte MR-Arthrografie – Teil II: Hand-, Hüft-, Knie- und oberes Sprunggelenk K.-F. Kreitner, R. Schmitt Heft 1/2009

MRT des Kniegelenks nach Kreuzband- und Meniskusoperationen K. Wörtler Heft 1/2009

Direkte MR-Arthrografie K.-F. Kreitner, R. Schmitt Heft 4/2008

Periostreaktionen: Ätiologie, radiologische Klassifikation und Differenzialdiagnose K. Wörtler Heft 4/2007

Radiologische Diagnostik des Ellenbogengelenks H. Rosenthal Heft 3/2007

Perkutane Biopsien am Bewegungsapparat J. Wiens Heft 3/2007

Epiphysäre Osteonekrosen W. Fischer, K. Bohndorf Heft 2/2007

MR-Diagnostik von Knochenmarkerkrankungen H. Daldrup-Link Heft 2/2006

Postoperative radiologische Beurteilung von Gelenkendothesen P. Aldinger, K. Ludwig Heft 2/2006

ALLES ONLINE LESEN



Mit der eRef lesen Sie Ihre Zeitschrift: online wie offline, am PC und mobil, alle bereits erschienenen Artikel. Für Abonnenten kostenlos! <https://eref.thieme.de/radio-u2d>

JETZT FREISCHALTEN



Sie haben Ihre Zeitschrift noch nicht freigeschaltet? Ein Klick genügt: www.thieme.de/eref-registrierung

Postoperative Bildgebung nach Gelenkersatz – Knie, Hüfte, Schulter

Nadja Saupe, Jose Romero, Otmar Hersche, Marco Zanetti



Die Gelenke an Knie, Hüfte und Schulter werden häufig und mit gutem Erfolg ersetzt. Mit der weiteren Zunahme dieser Operationen wächst auch die Bedeutung der postoperativen Bildgebung. Besonders Röntgen und CT werden für Routinekontrollen und zum Nachweis von Komplikationen eingesetzt. Die MRT kann – fortgeschrittene Techniken zur Reduktion von Metallartefakten vorausgesetzt – die um die Prothese liegenden Weichteile am besten darstellen.

Einleitung

Ein künstlicher Gelenkersatz wird notwendig, wenn das gesamte Gelenk (oder Teile davon) irreparable Schäden aufweist, die Funktion eingeschränkt ist und die damit assoziierten Schmerzen auf konservative Maßnahmen nicht mehr ansprechen. Der Zeitpunkt der Operation hängt vom Leidensdruck des Patienten und der Einschränkung seiner Lebensqualität ab. Ziele des Eingriffs sind die Verminderung der Schmerzen und die Wiederherstellung einer guten Gelenkfunktion. Die postoperative Bildgebung schließt in erster Linie das Röntgenbild ein, das routinemäßig meist direkt im Anschluss an die Operation durchgeführt wird, um einen korrekten Sitz der Prothese zu dokumentieren und um intra- oder perioperative Komplikationen auszuschließen. Diese möglichen Komplikationen sind z.T. gut im Röntgenbild nachweisbar, z.B. Frakturen, Luxationen, Materialbruch, der Abrieb eines Prothesen-Inlays oder die Prothesensinterung. Die CT kann z.B. eingesetzt werden, um die genaue Ausdehnung periprothetischer Frakturen festzustellen, Osteolyse besser nachzuweisen oder Fehllagen der Prothesenkomponenten abzuschätzen. Immer häufiger wird auch die MRT postoperativ durchgeführt, insbesondere zur Beurteilung der periprothetischen Weichteile, wenn es z.B. um die genaue Ausdehnung eines Protheseninfektes geht oder wenn eine Ruptur der Sehnen nach Prothesenimplantation bewiesen oder ausgeschlossen werden soll.

Dieser Artikel gibt einen Überblick über die am häufigsten benutzten Prothesentypen des Knies, der Hüfte und der Schulter. Danach werden häufig auftretende postoperative Komplikationen und ihre geeignetste Darstellung mit Röntgen, CT und/oder MRT diskutiert. Ein Überblick über die Artefaktreduktion bei der Prothesenbildgebung in der MRT und mögliche Sequenzen und Parameter werden am Ende des Artikels vorgestellt.

Knie

In der Schweiz werden pro Jahr ca. 16000 künstliche Kniegelenke implantiert. Die verwendeten Kniesysteme beinhalten verschiedene Komponenten, die vom Hersteller in verschiedenen Größen angeboten und je nach den anatomischen Gegebenheiten für die individuellen Bedürfnisse des betreffenden Kniegelenks zusammengestellt werden. Im Gegensatz zu den Hüftprothesen werden Knieprothesen häufig zementiert. Knieprothesen, die in den Jahren 1996–2005 implantiert wurden, sind nach 10 Jahren noch zu 97%, nach 15 Jahren noch zu 96% und nach 20 Jahren noch zu 94% funktionstüchtig [1].

Prothesentypen

Nicht immer besteht eine generalisierte Gonarthrose. Wenn nur ein Gelenkanteil betroffen ist, also der mediale oder der laterale Teil des Kniegelenks bzw. der femoropatelläre Gelenkanteil, ist ein teilweiser Gelenkersatz möglich. Indiziert ist dieser aber nur, wenn die Arthrose ausschließlich auf das spezifische Kompartiment beschränkt ist und die das Knie stabilisierenden Ligamente funktionell intakt sind.

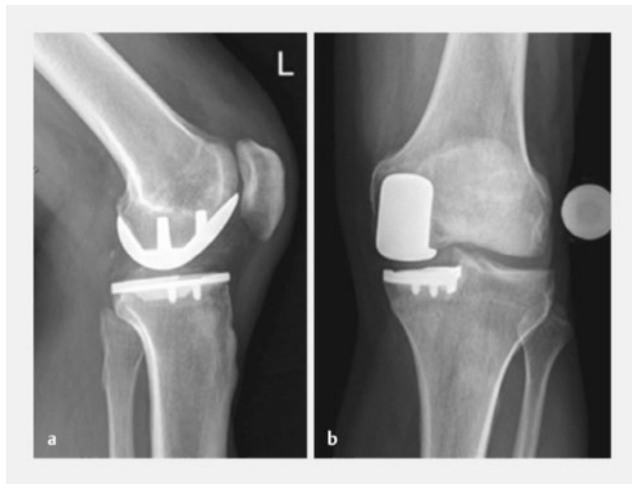
Die 3 am häufigsten benutzten Prothesen sind die unikompartimentelle Prothese, auch Schlittenprothese genannt, die femoropatellare Prothese und die Totalprothese:

- Bei der **unikompartimentellen Prothese** (► **Abb. 1 a**, **Abb. 2**) wird die abgenützte Gelenkoberfläche in einer minimalinvasiven Operation durch eine Halbseitenprothese (unikompartimentell) ersetzt. Der nicht arthrotische Anteil des Kniegelenks wie auch die Bänder werden dabei belassen. Eine volle Belastung kann innerhalb von 2–3 Wochen nach der Operation erreicht werden.



► **Abb. 1** Prothesentypen.

- a Die unikompartimentelle Knieprothese als Oberflächenersatz für die von einer Arthrose betroffene Gelenkfläche.
- b Femoropatellarprothese als Ersatz des retropatellaren Gleitlagers.
- c Kniegelenktotalendoprothese zur umfassenden Behandlung einer generalisierten Kniegelenkarthrose.



► **Abb. 2** Unikompartimentprothese im Röntgenbild in seitlicher (a) und a.-p. Ansicht (b).



► **Abb. 3** Femoropatellarprothese im Röntgenbild in seitlicher (a) und a.-p. Ansicht (b).

- Ist nur eine femoropatelläre Arthrose vorhanden, wie es z. B. nach multiplen Patellalluxationen vorkommt, werden die geschädigte Rückfläche der Patella und das Retropatellargelenk insbesondere bei jüngeren Patienten mit einer **Teilprothese** ersetzt (► **Abb. 1 b**, **Abb. 3**).
- Ist eine generalisierte Gonarthrose nachweisbar, wird eine **Kniegelenktotalprothese** eingesetzt. Dabei handelt es sich nicht – wie oft fälschlicherweise angenommen – um einen totalen Kniegelenkersatz, sondern um einen vollständigen Oberflächenersatz der abgenützten Stellen (► **Abb. 1 c**, **Abb. 4**).

Merke

Voraussetzung für die Implantation einer Teilprothese ist, dass die Arthrose ausschließlich auf ein spezifisches Kompartiment des Kniegelenks beschränkt ist und dass die stabilisierenden Ligamente des Knies noch funktionell intakt sind.

Komplikationen und Revisionsprothesen

Früh- und Spät komplikationen

Weniger als 3% aller künstlichen Kniegelenke müssen innerhalb von 5 Jahren nach der Erstoperation ersetzt werden [1]. Am häufigsten ist dies notwendig aufgrund von Infektionen (38%) und Instabilität der Bänder (27%) [2]. Bei der nicht zementierten Prothese ist in 12% der Fälle eine fehlende Anbindung der Prothese an den Knochen der Grund für einen Prothesenwechsel in den ersten 5 Jahren nach Implantation. Weitere **Frühkomplikationen** (in den ersten 5 Jahren), die ebenfalls zu einem Prothesenwechsel führen können, sind Kniescheibenprobleme (8%), zu starker Abrieb und Osteolysen (7%) (► **Abb. 5**), was zur Lockerung der Prothese führt, Lockerungen bei den zementierten Prothesen (3%) sowie in 4% andere Ursachen.

Spät komplikationen, die nach 10 Jahren in 3% der Fälle zum Knieprothesenwechsel Anlass geben, sind:

- Polyethylen-Abrieb und Bildung von Osteolysen (40%)
- Lockerung der Prothese (32%)
- Instabilität (22%)
- Fehlstellungen des Implantats (12%)
- Vernarbungen (11%)
- andere

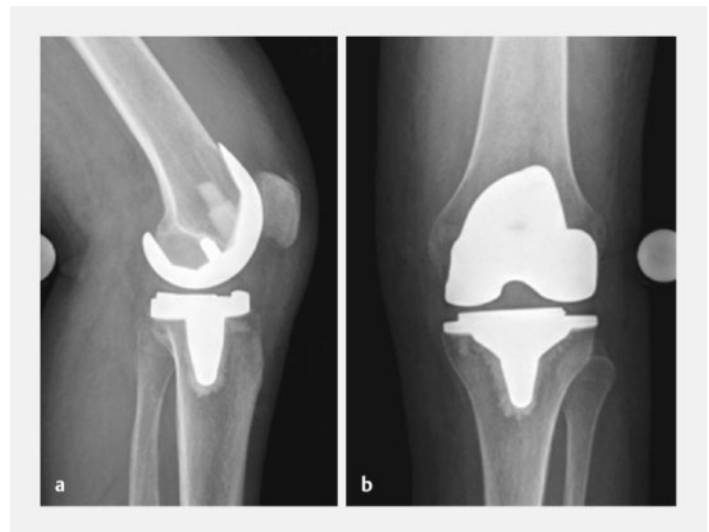
Infektionen sind an den Spät komplikationen nur noch zu 9% beteiligt [3].

Osteolysen

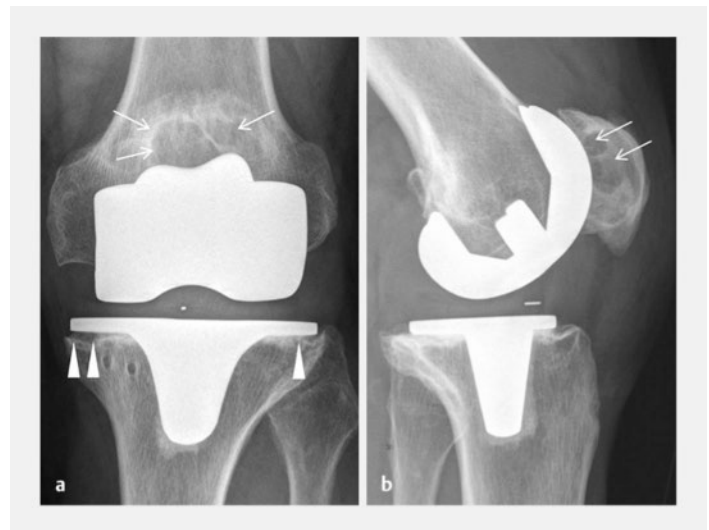
Manchmal ist es schwierig, eine Osteolyse im Röntgenbild zu identifizieren und vor allem zu quantifizieren [4]. Durchschnittlich dauert es zwischen 2 und 3 Jahren, bis eine Osteolyse sicher im konventionellen Röntgen identifiziert werden kann [5, 6]. Generell gilt, dass – verglichen mit den intraoperativen Befunden anlässlich der Wechseloperation – Osteolysen im konventionellen Röntgen bezüglich ihrer Größe und Anzahl unterschätzt werden [7]. Auch assoziierte Weichteilveränderungen können auf dem Röntgenbild nur z. T. nachgewiesen werden [8]. Daher spielt die MRT eine immer wichtigere Rolle, um das Röntgenbild unter diesem Aspekt zu ergänzen (► **Abb. 6**).

Rotationspositionen der Komponenten

Nachdem eine Lockerung oder Infektion der Prothese ausgeschlossen wurde, folgt die Beurteilung der **Rotationsposition der femoralen Komponente**, weil eine Malrotation dieser Komponente eine der Ursachen für die femorotibiale Instabilität in Flexion sein kann. Diese kann durch eine Stressuntersuchung des Kniegelenks in Flexion bestätigt oder ausgeschlossen werden [9]. Bestätigt sich die asymmetrische Flexionsinstabilität in Flexion (mediale oder laterale Flexionsinstabilität), sollte zwingend die Rotationsposition der femoralen Komponente mittels CT untersucht werden, um dem klinischen Problem auf den Grund zu gehen [10]. Dabei sind die folgenden Linien auf CT-Aufnahmen von Bedeutung:



► **Abb. 4** Knie totalprothese im Röntgenbild in seitlicher (a) und a.-p. Ansicht (b).



► **Abb. 5** Das Röntgenbild des 68-jährigen Patienten zeigt große, an der Hinterseite der Patella gelegene Osteolysen (Pfeile), die sowohl auf der a.-p. Aufnahme (a) als auch auf der seitlichen Aufnahme (b) zu erkennen sind. Die Pfeilspitzen auf der a.-p. Aufnahme weisen auf beginnende Lockerungssäume am Tibiaplateau hin.

- Tangente an den dorsalen Prothesenkondylen
- chirurgische Epikondylarachse als Verbindung des Sulcus am medialen Epikondylus mit dem prominentesten Punkt am lateralen Epikondylus
- klinische Epikondylarachse als Verbindung des prominentesten Punktes des medialen Epikondylus mit dem prominentesten Punkt des lateralen Epikondylus

Man misst den Winkel zwischen der Tangente an den dorsalen Prothesenkondylen und der chirurgischen oder kli-



► **Abb. 6** 65-jähriger Patient mit Veränderungen nach Knie totalprothese. **a, b** Röntgenbilder a.–p. (a) und seitlich (b) mit nachweisbaren Osteolysen femoral (Pfeile). **c–f** Auf den MRT-Aufnahmen sind die Osteolysen deutlich besser sichtbar (dünne Pfeile in e und f) und die ausgeprägte assoziierte Synovitis (dicke Pfeile in c und d) ist sehr gut erkenn- und abgrenzbar.

nischen Epikondylarachse. Dabei hat es sich als zuverlässiger erwiesen, die klinische statt der chirurgischen Epikondylarachse zu verwenden (► **Abb. 7**) [11, 12]. Da die Messung der femoralen Rotationskomponente von der Höhe der Messung abhängt, muss 3 cm oberhalb des Kniegelenkspalts gemessen werden, um korrekte Werte zu ermitteln [13].

Die tibiale Komponente wird als Winkelabweichung von der Tuberositas tibiae gemessen.

Im Bezug zur Kondylenhinterfläche ist die klinische Achse bei Männern um 4,7°, bei Frauen um 5,2° nach außen rotiert, die chirurgische Achse um 3,5° bzw. 0,3°. Berger et

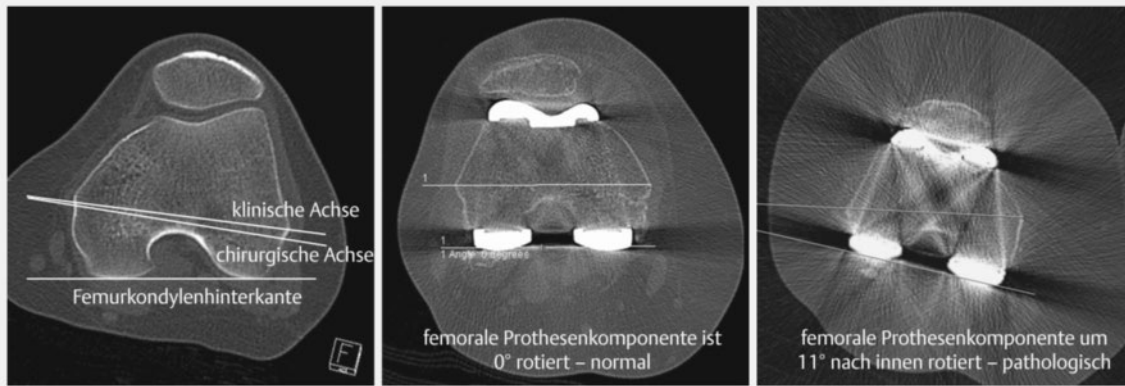
al. schlagen 0–3° Außenrotation als adäquat für die Prothesenstellung vor [12].

Merke

Zur Beurteilung der Rotationsposition der femoralen Komponente der Prothese sollte:

- auf CT-Aufnahmen gemessen werden
- die klinische Achse zum Messen benutzt werden
- 3 cm oberhalb des Kniegelenkspalts gemessen werden

0–3° Außenrotation sind (nach Berger) normal.

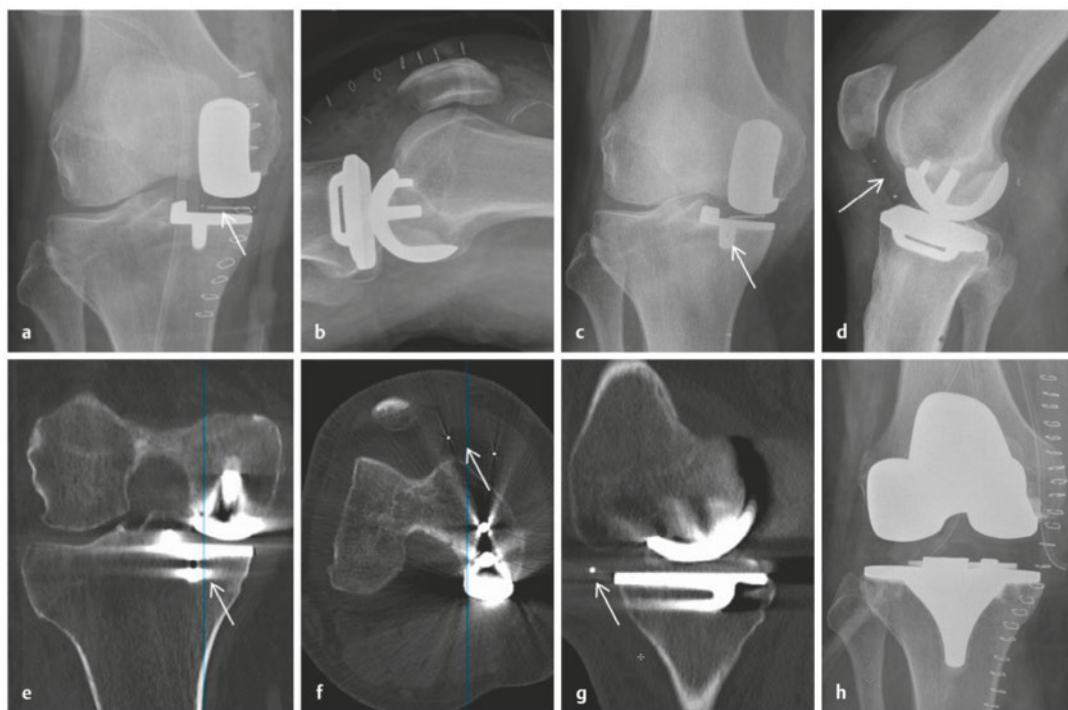


► **Abb. 7** Rotation der femoralen Prothesenkomponente. **a** Prinzip. **b** Normale Rotation der femoralen Prothesenkomponente (normal sind 0–3° Außenrotation nach Berger). **c** Pathologische vermehrte Innenrotation der femoralen Prothesenkomponente.

FALLBEISPIEL

Bei einem 58-jährigen Patienten war vor 5 Monaten eine unikompartimentelle Knieprothese mit einem mobilen Gleitlager implantiert worden. Die erste Kontrolle fand direkt postoperativ statt und zeigte einen regelrechten Befund (► **Abb. 8 a, b**). Aktuell klagt der Patient über eine Bewegungseinschränkung und Schmerzen im Knie.

Das angefertigte Röntgenbild (► **Abb. 8 c, d**) und die CT (► **Abb. 8 e–g**) zeigen ein nach ventromedial disloziertes Polyethylen-Inlay (Pfeile in c–g). Diese Art einer Dislokation des Inlays kommt nur beim Benutzen eines mobilen Gleitlagers vor. Es erfolgt eine Prothesenrevision und der Austausch in eine totale Knieprothese mit regelrechtem Sitz in der postoperativen Röntgenbildkontrolle (► **Abb. 8 h**).



► **Abb. 8** Inlay-Dislokation nach unikompartimenteller Knieprothese. **a, b** Röntgenbilder a.–p. (**a**) und seitlich (**b**) direkt postoperativ ohne pathologischen Befund. **c, d** Erneute Röntgenaufnahmen a.–p. (**c**) und seitlich (**d**) 5 Monate postoperativ mit Dislokation des Inlays (Pfeile). **e–g** CT-Aufnahmen mit Bestätigung des Befundes (Pfeile). **h** Kontrollaufnahme a.–p. nach Implantation einer Knietotalprothese.

FALLBEISPIEL

Eine 70-jährige sportlich aktive Patientin mit einer seit 8 Jahren gut funktionierenden Knieprothese spürt nach einem Fehltritt auf der Treppe ein Einsacken im linken Kniegelenk. Anschließend ist die Beugung des Gelenks schmerzhaft eingeschränkt.

Das angefertigte Röntgenbild zeigt eine diskrete Kortikalisirregularität am medialen Femurkondylus im a.-p. Bild. Das seitliche Bild zeigt keine sicheren Frakturen (► **Abb. 9 a, b**). In der CT wird neben der wenig dislozierten Abrissfraktur des medialen Femurkondylus auch eine wenig dislozierte Abrissfraktur des lateralen Femurkondylus sichtbar (► **Abb. 9 d–f**, Pfeile). Die Fraktur wird mit einer langen Platte von lateralseitig her versorgt (► **Abb. 9 c**), auch das mediale Frakturfragment wird mit dieser fixiert. Die Prothese zeigt sich intraoperativ fest ohne Lockerungszeichen und wird daher belassen. Nach 8 Wochen kann die Patientin das Knie wieder voll belasten.



► **Abb. 9** Fraktur der Femurkondylen 8 Jahre nach Implantation einer Knieprothese. **a, b** Diskrete Kortikalisirregularität am medialen Femurkondylus im a.-p. Röntgenbild (Pfeil in **a**), kein sicherer Frakturachweis im seitlichen Bild. Die auf beiden Aufnahmen zu sehende kleine Cerclage war nach einer früheren Operation des vorderen Kreuzbandes dort verblieben. **c** Versorgung beider Frakturen mit einer langen Platte von lateral. **d–f** Wenig dislozierte Abrissfraktur des medialen und des lateralen Femurkondylus (Pfeile).

Hüfte

Seit den 1960er-Jahren wird eine Hüfttotalendoprothese immer häufiger implantiert. Dazu haben die sukzessive Verbesserung von Materialien, wie etwa die Einführung von Titan- und Keramikverbindungen, sowie die Verbesserung der Operationstechniken beigetragen. Die Lebensdauer der Prothese konnte auf mindestens 15 Jahre verlängert werden. Durch die Entwicklung von minimal-invasiven Operationstechniken (MIS) konnten die Krankenhausaufenthalte von 6 Wochen in den 1980er-Jahren auf aktuell 5–10 Tage reduziert werden. In Deutschland wurden im Jahr 2013 durchschnittlich 283 Hüftgelenksimplantationen je 100 000 Einwohner durchgeführt, in der Schweiz sogar 292 je 100 000 Einwohner [14] – Tendenz steigend. Das Durchschnittsalter beim Einsetzen einer Hüfttotalendoprothese beträgt in der Schweiz 58 Jahre; in den USA liegt es bei 50 Jahren.

Prothesentypen

Wichtig ist ein guter knöcherner Einbau der Prothese, deshalb ist eine möglichst hohe Stabilität unmittelbar nach der Einbringung erforderlich. Diese kann bei bereits osteoporer Knochenstruktur und verminderter biologischer Reparationsfähigkeit vor allem bei Patienten im höheren Lebensalter durch eine Zementierung der Prothese erreicht oder unterstützt werden. Bei der Zementierung wird die Befestigung der – i. d. R. aus metallischem Stahl (Kobalt-Chrom-Legierung) gefertigten – Prothesenschäfte und/oder der Prothesenpfannen durch eine dünne Schicht Zement gewährleistet. Der Zement ist ein spezieller und schnell aushärtender Kunststoff aus Polymethylmethacrylat, der eine sehr hohe Stabilität gewährleistet. Heute werden aber nur noch ca. 10% der Hüftprothesen zementiert. Bei jüngeren Patienten implantiert man die Prothese zementfrei, wobei die anfängliche Stabilität durch die Geometrie des Implantats gewährleistet wird, bis der Knochen anwächst. Zementfreie Schäfte bestehen meist aus Titanlegierungen mit einer Oberflächenbearbeitung (z. B. Aufrauung und heute meist Beschichtung), die das Anwachsen der Prothese im Knochen fördert.

Die Metall-Polyethylen-Gleitpaarung in Verbindung mit einer Prothese mit langem Schaft ist eine **Standard-Hüftprothese** (► **Abb. 10 a**). In Deutschland und in der Schweiz wird eine Prothese mit metallischem Schaft, einem Kopf aus Keramik, einem hochvernetzten Polyethylen-Inlay und einer Pfanne aus Metall am häufigsten benutzt. Alternativ kann auch in der Pfanne Keramik verankert werden, dies ist z. B. häufig in den USA der Fall.

Für jüngere Patienten mit guter Knochenqualität gibt es als Variante die **Kurzschafthprothese** (► **Abb. 10 b**), bei der lediglich der Oberschenkelhals ersetzt wird.

Fast nicht mehr benutzt wird die **Oberflächenersatzprothese** (McMinn-Prothese), bei der auch der Oberschenkelkopf erhalten bleibt und der Femurkopf lediglich über-



► **Abb. 10** Verschiedene Hüftprothesentypen. a Standardprothese. b Kurzschafthprothese. c McMinn-Kappe.

kroniert wird (► **Abb. 10 c**). Sie wird hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt.

Komplikationen und Revisionsprothesen

Bei 1–2% der Patienten kommt es bereits kurz nach der Hüftprothesenimplantation zu Komplikationen, die chirurgisch revidiert werden müssen [15]. Frühkomplikationen wie z. B. eine frühe Prothesenwanderung sind oft Zeichen einer Infektion [16]. Etwa 10% benötigen eine Revision nach einer längeren postoperativen Periode [17].

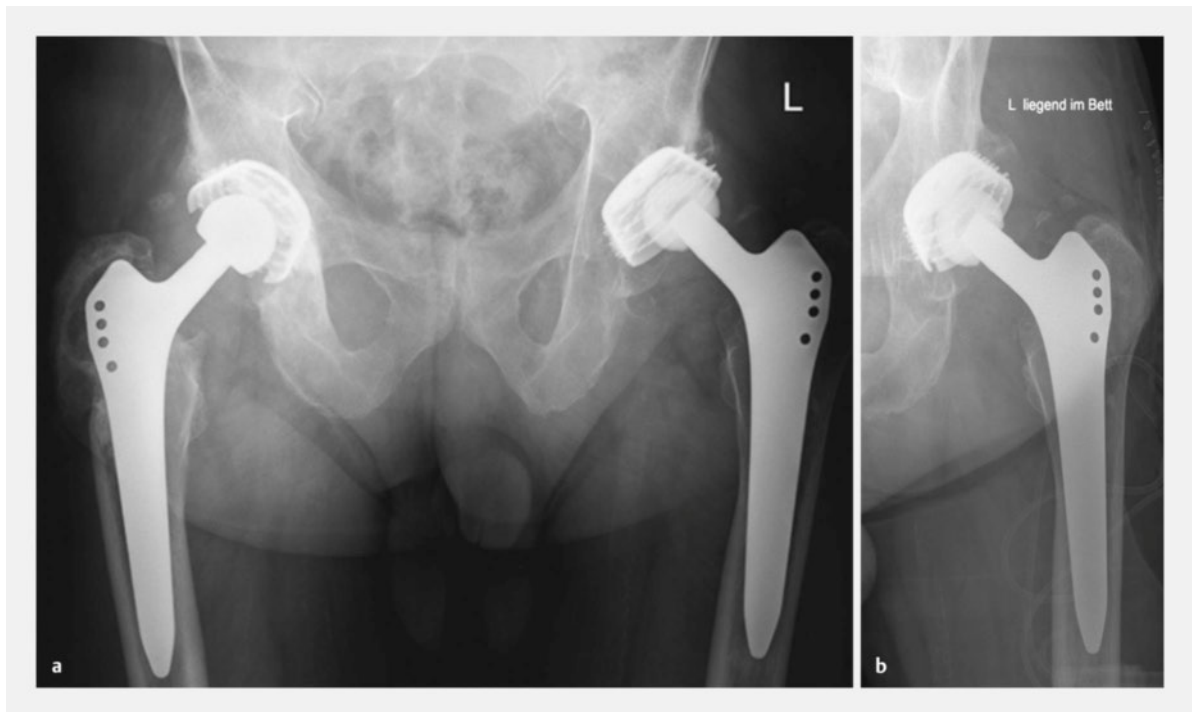
Grundlage für eine erfolgreiche Revision ist eine zeitige und exakte Diagnose und das Finden einer Ursache für die Fehlfunktion der Prothese oder die erneuten Schmerzen. Die häufigste Komplikation ist die aseptische Lockerung mit 36,5%, dann folgen die Luxation mit 17,7% und die periprothetische Gelenkinfektion mit 15,3% [18].

Periprothetische Gelenkinfektion

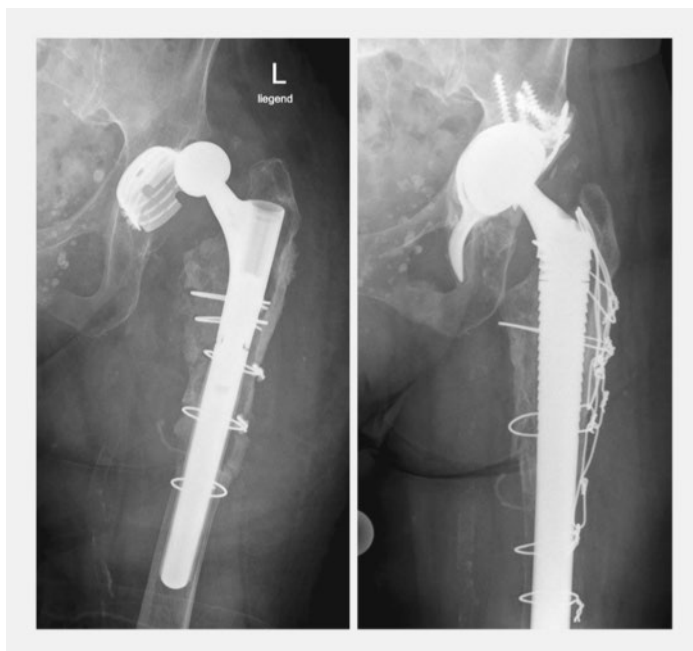
Bei den Infektionen bezeichnet man Infekte innerhalb der ersten 3 postoperativen Monate als Frühinfekte und solche, die frühestens 3 Monate nach der Implantation der Hüftprothese auftreten, als Spätinfekte. Die Infektionsinzidenz nach Prothesenimplantation unterscheidet sich je nach Lokalisation und Art der Prothese und beträgt an der Hüfte <1% [19]. Risikofaktoren einer periprothetischen Gelenkinfektion können unterteilt werden in:

- patientenabhängige Faktoren (z. B. Übergewicht, Diabetes mellitus, Nikotin-, Alkohol- und Drogenabusus, Malnutrition)
- operationsabhängige Faktoren (z. B. verlängerte OP-Zeiten)
- implantatabhängige Faktoren (z. B. Megaprothesen) [20, 21]

Ist eine Infektion nicht mit antibiotischer Therapie und Spülung beherrschbar, muss das Implantat entfernt und



► **Abb. 11** 81-jährige Patientin mit Hüftschmerzen links. **a** Präoperatives Röntgenbild der Hüften beidseits mit nachweisbarer Dezentrierung des künstlichen Femurkopfes in der Pfanne links. **b** Röntgenaufnahme nach Revision der Totalendoprothese noch liegend im Bett. Der Femurkopf ist zentriert, gewechselt wurde nur das Inlay und nicht die festsitzende Pfanne der Prothese.



► **Abb. 12** 86-jährige Patientin mit luxierter Hüftprothese bei Lockerung. **a** Luxierte Hüftprothese und Lyseum um die Schaftkomponente. **b** Aufnahme nach Revisionsoperation mit Verankerung einer Dachschale im Azetabulum mit langem Revisionschaft und beschichteter Oberfläche zum besseren Halt im Femur. Zusätzlich multiple Cerclagen zur Fixierung des proximalen Knochens.

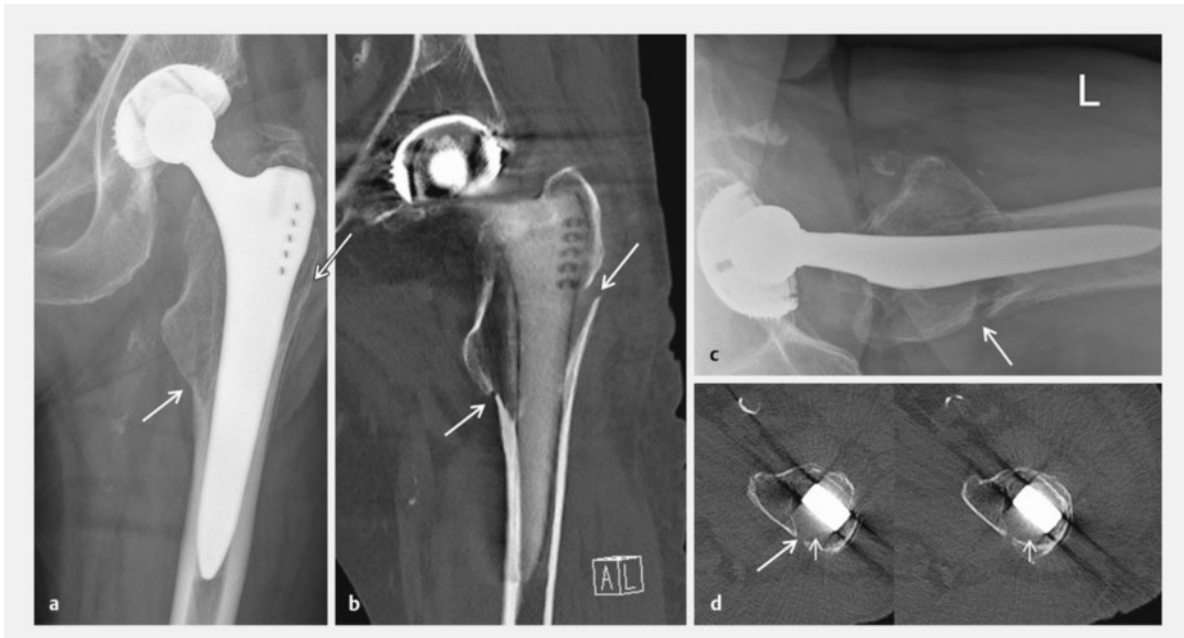
nach einer Regenerationszeit von ca. 8 Wochen eine neue Prothese implantiert werden.

Prothesenlockerung

Andere Ursachen für die Notwendigkeit einer Revisionsprothese sind eine Lockerung der Prothese, wobei sowohl die Pfanne als auch der Schaft gelockert sein können. Bei der aseptischen Entzündung des Hüftgelenks ist die Lockerung meist durch Plastikabrieb des Kunststoffpartners der Gleitpaarung bedingt (► **Abb. 11**): Das gleitfähige Polyethylen-Inlay (PE) befindet sich als sog. Gleitschicht im Azetabulum. Die Phagozyten, welche die Plastikpartikel aufnehmen, verändern das Milieu der Gelenkflüssigkeit. Sie dringen auch in den Knochen rund um die Prothese ein und beschleunigen dort Demineralisierung und das Auftreten von Osteolysen. Die Tragfähigkeit des Knochens rund um die Gelenkpfanne wird durch die Osteolyse deutlich vermindert. Eine aseptische Osteolyse ist also ein chronischer Entzündungsvorgang, der aber nicht durch gefährliche Bakterien, sondern durch anorganische Fremdmoleküle ausgelöst wird. So beschleunigt der Prothesenabrieb das Auftreten von Osteolysen um die Hüftprothese herum.

Luxationen, Frakturen, Sinterungen

Prothesenluxationen, periprothetische Frakturen oder Sinterungen der Prothesen sind ebenfalls häufiger auftretende Komplikationen (► **Abb. 12**, **Abb. 13**, **Abb. 14**).

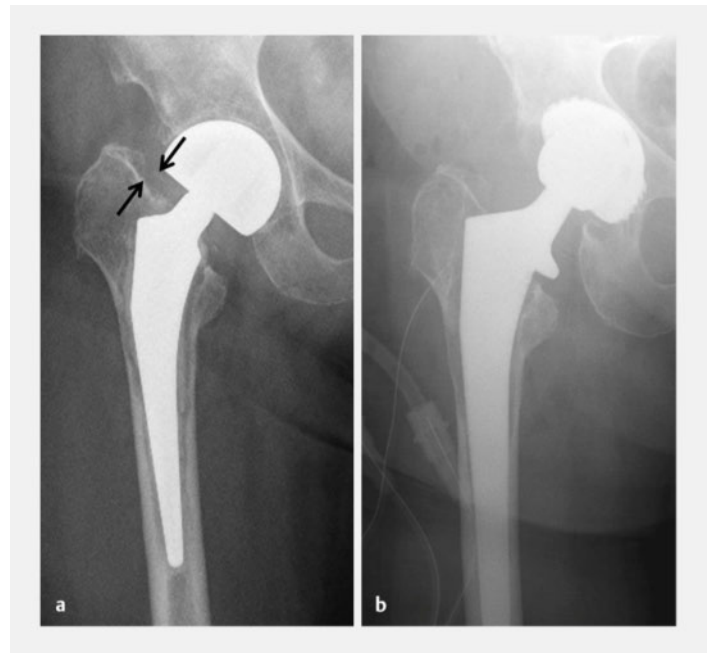


► **Abb. 13** 76-jährige Patientin mit Hüftprothese links und periprosthetischer Fraktur. **a, b** Röntgenaufnahme (a) und CT (b) a.–p. mit Darstellung der Fraktur (Pfeile). **c, d** Darstellung der Fraktur (Pfeile) in der zweiten Ebene im Röntgenbild (c) und in der CT (d).

Metallose

Die Metall-Metall-Gleitpaarung in der Hüfttotalendoprothetik wurde in den späten 1960er-Jahren etabliert [22]. Diese Metall-auf-Metall-Gleitpaarungen wurden entwickelt, um die Haltbarkeit des Gelenkersatzes bei jüngeren Patienten zu verbessern und die Gefahr von Dislokationen zu vermindern [23]. Erreicht werden sollte dies durch Gelenkköpfe mit einem größeren Durchmesser. Metall-auf-Metall-Gleitpaarungen aus einer Kobalt-Chrom-Legierung schienen dafür geeignet. Allerdings kommt es nach Implantation zu einem feinen Abrieb von Metallpartikeln, sodass Metallionen (Chrom und Kobalt) im Blut oder in der Gelenkflüssigkeit nachweisbar werden. In gewissen Fällen kommt es zu einer starken Reaktion auf den Metallabrieb. Es finden sich dann häufig periarthkuläre Flüssigkeitskolektionen oder Gewebemassen, die als Pseudotumoren bezeichnet werden [24]. Meist sind diese Pseudotumoren posterolateral im Gelenk gelegen und stehen in Kontinuität mit dem Trochanter major. Sie sind typischerweise zystisch, sind von einer Wand umgeben (die ein niedriges Signal aufweist) und zeigen kleine Areale von Suszeptibilitätsartefakten durch den metallischen Gehalt (► **Abb. 15**).

Bei Metallosen findet sich typischerweise ein leicht orange bis leicht bräunlich farbener, eitrig imponierender Erguss. Bakteriologisch finden sich mehr oder weniger deutlich vermehrte Granulozyten, keine Keime, das CRP ist durchschnittlich leicht erhöht auf 13 mg/l (normal bis 5 mg/l), aber manchmal auch im Normbereich, und stark oder auch nur leicht erhöhte Konzentrationen von Kobalt und Chrom.



► **Abb. 14** 92-jährige Patientin mit Prothesenlockerung und Sinterung. **a** Auf der a.–p. Röntgenaufnahme ist um den Schaft der Hemiprothese eine Saumbildung zwischen Knochen und Zement mit Sinterung der Prothese gut sichtbar. **b** Auf dem postoperativen Röntgenbild ist die Hemiprothese in eine zementfreie Totalendoprothese mit jetzt einliegender Pfanne umgewandelt.

Merke
Die Metallose hat zu einem deutlichen Rückgang der Metall-Metall-Gleitpaarungen geführt.



► **Abb. 15** 63-jährige Patientin mit einer Metall-auf-Metall-Prothese beidseits. Sie klagt über Schmerzen in der rechten Hüfte, im Serum waren die Metallionenwerte für Chrom und Kobalt erhöht. **a** Im Röntgenbild ist keine sichere Erklärung für die Schmerzen zu finden. **b, c** Daraufhin wurde die MRT durchgeführt, in der sich ein zystischer Pseudotumor posterolateral zeigt (Pfeile).

Hüftabduktoren

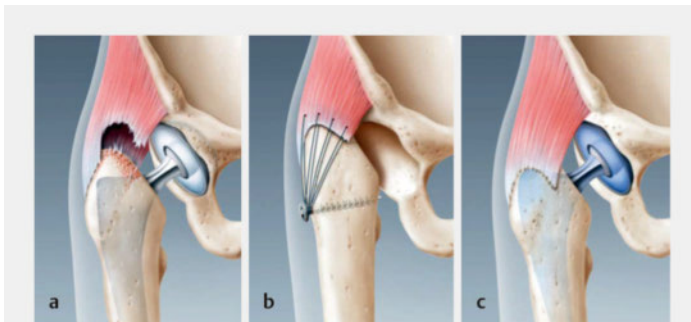
Periprothetische Frakturen können als Folge von Stürzen oder während der Operation auftreten. Dabei ist eine **Fraktur des Trochanter major** aufgrund des Muskelzugs der Abduktoren oft schwierig zu versorgen. Die Abduktoren können durch einen – früher häufig benutzten – late-

ralen Zugang beim Einbringen einer Hüftprothese geschädigt werden, weil sie bei diesem Zugang vom Trochanter abgelöst werden. Außerdem kann der Hüftmuskel spontan im Rahmen degenerativer Veränderungen abreißen, was ebenfalls zu einer Schwäche mit hinkendem Gang und chronischen Schmerzen führen kann. Bei uns wird die abgerissene Muskulatur dann operativ refixiert (► **Abb. 16**, **Abb. 17**). Die betroffenen Muskeln wachsen wieder an, wenn sie über 8 Wochen wenig bis gar nicht belastet und entsprechend verkürzt werden. Diese Verkürzung wird durch einen Ausbau der Hüfttotalprothese oder durch eine Entfernung des Hüftkopfes bei nicht voroperierter Hüfte erreicht. Nach 8 Wochen wird erneut ein Implantat eingesetzt (► **Abb. 16**) [25].

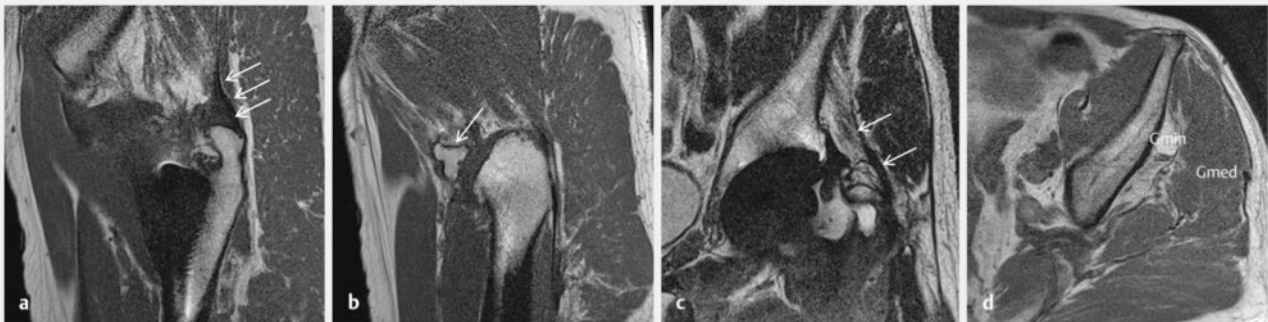
Frakturen um den Prothesenschaft sind dagegen meist einfacher zu behandeln, meistens mit periprothetischer Plattenosteosynthese. Wichtig ist die Erfassung einer etwaigen Prothesenlockerung, da dieser Befund einen Prothesenwechsel erfordert.

Merke

Bei periprothetischen Frakturen ist häufig der Trochanter major involviert. Sehnenabrissse bei periprothetischen Frakturen sind selten.



► **Abb. 16** Vorgehen bei einem teilweisen Abriss der Gluteus-minimus- und -medius-Muskeln. **a** Schematische Darstellung der teils abgerissenen Muskulatur. **b** Die alte Prothese wurde entfernt, der abgelöste Muskel wird mittels Nähten und Schraube am Knochen refixiert. **c** Nach einer Heilungsphase von 8 Wochen sind M. gluteus minimus und M. gluteus medius wieder angewachsen, die Revisionsprothese wird implantiert.



► **Abb. 17** 70-jähriger Patient mit Abriss der Gluteus-minimus-Sehne bei liegender Hüftprothese. **a** Regelrechter Ansatz der Gluteus-medius-Sehne. **b** Die Gluteus-minimus-Sehne setzt am abgerissenen ossären Fragment des Trochanters an. **c, d** Fettige Degeneration des M. gluteus minimus (Gmin); Gmed = M. gluteus medius.

Schulter

Der erste erfolgreiche Ersatz eines Schultergelenks wurde im März 1892 durch Jules E. Pean durchgeführt [26]. Charles Neer begann 1953 mit der Implantation einer selbst konzipierten Schulterprothese [27], was in der Folge zu einem Aufschwung der Endoprothetik des Schultergelenks führte. Mit der weiteren Verbreitung der Schulterendoprothetik sind auch die verschiedenen Endoprothesentypen deutlich variabler geworden.

Verschiedene Erkrankungen können das Gelenk und vor allem die Gelenkflächen zerstören. Die häufigste Ursache ist die Omarthrose, bei der das Gelenk durch den Knorpelverlust und den Anbau von Osteophyten seine Kongruenz verliert. Weitere Ursachen einer Destruktion sind entzündliche Erkrankungen wie die chronische Polyarthrit, Durchblutungsstörungen mit Nekrosen des Humeruskopfes, Traumafolgen, eine chronische Instabilität und ausgedehnte Rotatorenmanschettenrupturen.

Der Gelenkersatz ist dann notwendig, wenn die artikulierenden Gelenkflächen irreparabel geschädigt sind, die Funktion eingeschränkt ist und die Schmerzen des Patienten nicht mehr beherrscht werden können. Das Ziel einer Prothesenimplantation sind die Schmerzreduktion und die Wiederherstellung einer guten Schulterfunktion für das tägliche Leben.

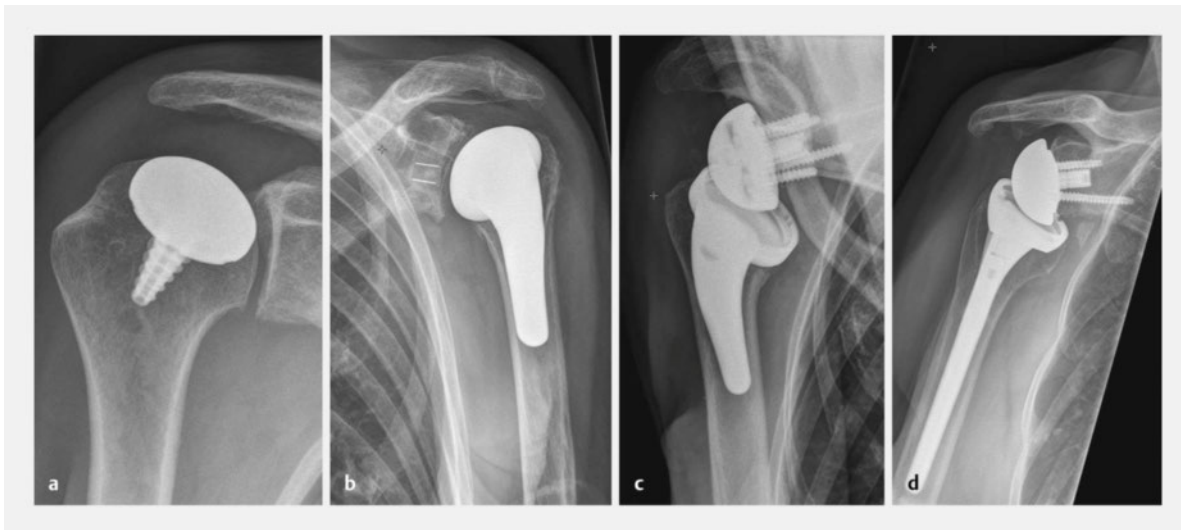
Prothesentypen

Es stehen verschiedene Implantate für unterschiedliche Erkrankungen und Bedürfnisse des Patienten zur Verfügung. Die Prothesenkomponenten bestehen am Humerus meist aus Metalllegierungen oder aus Titan. Für die Pfanne werden häufig Kunststoffmaterialien (Poly-

ethylen) verwendet. Die Komponenten können je nach Knochenqualität zementiert oder zementfrei verankert werden. Bei der Hemiarthroplastik wird nur der Humeruskopf ersetzt, bei der Totalarthroplastik auch die Gelenkpfanne. Prinzipiell werden 3 Systeme verwendet: die anatomische Schulterprothese, der Oberflächenersatz (schafftfreies Implantat) und die inverse Schulterprothese (► **Abb. 18**).

Als Alternative zur konventionellen Totalprothese, die über eine Schaftkomponente verankert wird, kann häufig auch eine **schafftfreie Prothese** implantiert werden (► **Abb. 18 a**). Dabei wird eine Metallhalbkugel/Metallkappe ohne Schaft am Humerus fixiert. Diese Methode ist besonders bei Fehlstellungen im Humerusschaftbereich, z. B. bei in Fehlstellung verheilten Frakturen hilfreich. Bei einer Destruktion mit intakter Rotatorenmanschette und einer guten Muskelfunktion wird eine **anatomische Hemi- oder Totalprothese** eingesetzt. Dabei behält man die ursprüngliche Anatomie bei und schont die Sehnenansätze der Rotatorenmanschette. Die Oberfläche des Humerus wird durch eine Metallhalbkugel ersetzt und im Knochen verankert. Das Glenoid ersetzt man durch ein Kunststoffplättchen und befestigt es mit Zapfen an der Scapula (► **Abb. 18 b**).

Eine **inverse Schulterprothese** wird dann eingesetzt, wenn das Schultergelenk mit normalen Schulterprothesen nicht mehr versorgt werden kann, z. B. bei gleichzeitiger Ruptur der Rotatorenmanschette. Dabei bedeutet „invers“ („reversal of the ball and socket configuration“), dass die künstliche Kugel auf dem Glenoid (konvexe Glenosphäre) und die künstliche Pfanne auf dem Schaft der inversen Schulterprothese sitzt (konkave humerale Pfanne). Diese Prothese bietet eine größere Formschlüssigkeit



► **Abb. 18** Prothesentypen für das Schultergelenk. **a** Hemiarthroplastik, nur Oberflächenersatz. **b** Anatomische Prothese. **c** Inverse Prothese mit kurzem Schaft. **d** Inverse Prothese mit langem Schaft.

und eine verbesserte Stabilität. Durch eine veränderte Biomechanik wird die aktive Schulterbeweglichkeit auch bei gleichzeitigen Rotatorenmanschettendefekten wieder möglich, da der M. deltoideus die fehlende Funktion der Rotatorenmanschette übernimmt. Eine aktive Außendrehung des Arms kann jedoch durch dieses Implantat allein nicht wiederhergestellt werden. Die inverse Prothese eignet sich im Fall eines Prothesenwechsels auch sehr gut als Revisionsprothese [28, 29].

Merke

Bei der inversen Prothese kann trotz Rotatorenmanschettensverlust durch einen Wechsel der Gelenkpartner in eine konvexe Glenosphäre und eine konkave humerale Pfanne ein stabiles glenohumerales Drehzentrum erzeugt werden.

Komplikationen und Revisionsprothesen

Die demografische Entwicklung, die erhöhte Mobilität und Aktivität im Alter und die zunehmende Anzahl implantierter Gelenkprothesen erlauben die Vorhersage, dass die Zahl der Komplikationen in Zukunft wahrscheinlich ansteigen wird. Die häufigste Komplikation ist das „scapular notching“, klinisch am meisten relevant aber sind die Infektion, die Instabilität und Akromionfrakturen [30]. Hämatome nach Implantation sind häufig, können jedoch gut kontrolliert werden. Außerdem können als Komplikationen eine Lockerung der Glenoidkomponente oder periprothetische Frakturen auftreten.

„Inferior scapular notching“

Unter dem „inferior scapular notching“ versteht man eine verschieden stark ausgeprägte Erosion des lateralen Glenoidpfelers [31]. Seine Häufigkeit wird in der Literatur nach inverser Schulterprothese mit 62–100% angegeben [32–34], wobei meist nur ein geringes „notching“ beschrieben wird (Grad 1 oder 2, ► **Abb. 19**, **Tab. 1**). Es gibt bereits präoperativ Faktoren, die mit der Entwicklung eines Notchings assoziiert sind. Dazu gehören eine Läsion der Rotatorenmanschette, die fettige Infiltration des M. infraspinatus, eine verminderte akromiohumorale Distanz oder das nach superior orientierte Glenoid [33].

Ein Notching ist spezifisch für Patienten mit einer inversen Schulterprothese, seine klinische Relevanz ist jedoch unklar: In einigen Studien ist es mit einem schlechteren klinischen Outcome vergesellschaftet [35], in anderen Studien wird die klinische Relevanz bezweifelt [36].

Um das „inferior scapular notching“ am Glenoidunterrand zu vermeiden, positioniert man die Glenosphäre (Kopf) bei den neueren Prothesenmodellen etwas weiter kaudal (bündig oder sogar ganz leicht den knöchernen Unterand des Glenoids nach kaudal überragend) oder verlagert den Drehpunkt des Kopfes der Prothese nach lateral. Damit wurde das Notching in den letzten Jahren deutlich seltener und ist zukünftig mehrheitlich vermeidbar.



► **Abb. 19** 70-jährige Patientin mit einer inversen Schulterprothese und einem Notching Grad 1–2 (Pfeil).

► **Tab. 1** Klassifikation des „inferior scapular notching“ nach Sirveaux [31].

Grad	Beschreibung
0	kein Notching
1	ausschließlich Erosion des lateralen Glenoidpfelers
2	Erosion des lateralen Glenoidpfelers mit Randsklerose, Zeichen für Stabilität
3	Erosion reicht über die inferiore Schraube hinaus, Zeichen für Progression
4	Erosion bis unter die Basisplatte, Zeichen beginnender Lockerung

Merke

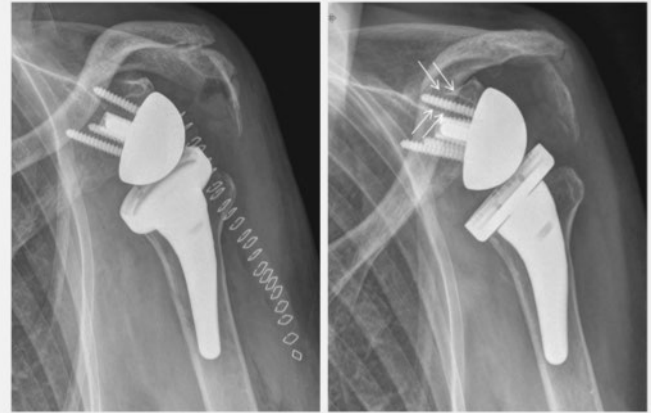
Das „inferior scapular notching“ ist häufig, aber eine klinische Relevanz ist fraglich.

Komplikationen der Glenoidkomponente

Verschiedene Komplikationen wie eine Schraubenlockerung (► **Abb. 20**), Dislokation der Glenoidkomponente oder Frakturen der Scapula (► **Abb. 21**) sind beschrieben worden, wobei die Lockerung am häufigsten ist. Sie ist auch der häufigste Grund für eine Revision [37] mit einer Prävalenz von 4,7% nach 2 Jahren [38]. Als Risikofaktoren einer Lockerung gelten das weibliche Geschlecht, eine Implantation bei Patienten jünger als 70 Jahre und ein superolateraler Zugang [38].

Akromionfrakturen und periprotetische Frakturen

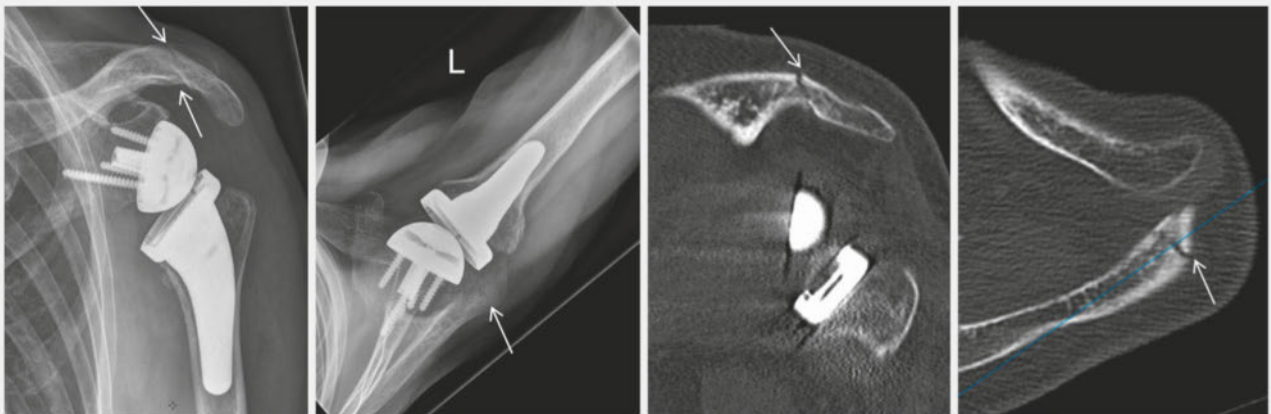
Wenn eine inverse Schulterprothese indiziert ist, ist das Akromion aufgrund des hochstehenden Humeruskopfes bereits arrosiert (oder sogar schon frakturiert). Bei intaktem M. subscapularis liegt diese Arrosion posterior und kann die Scapula involvieren. Nach der Implantation der inversen Prothese ist der Arm dann etwa 2,5 cm länger als vorher, wodurch der Zug des M. deltoideus ansteigt. Beide Faktoren, die präoperative Situation und der stärkere Zug des M. deltoideus, erhöhen die Belastung des



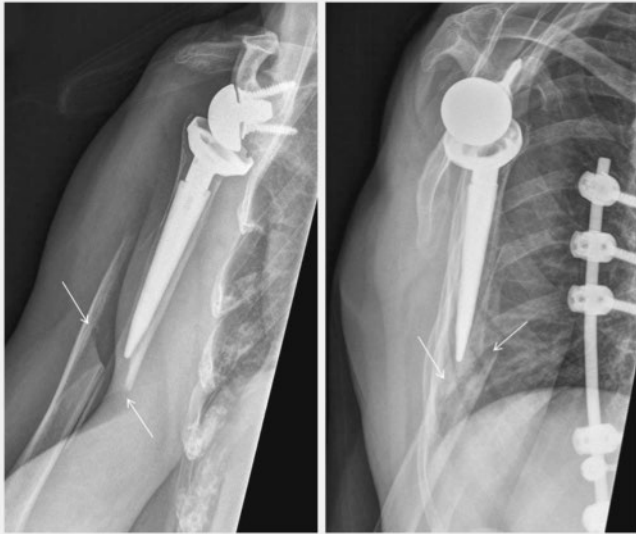
► **Abb. 20** 77-jähriger Patient mit inverser Schulterprothese. Im Vergleich zur postoperativen Aufnahme (a) ist in der Aufnahme ca. 3 Jahre nach Implantation (b) ein Aufhellungssaum (Pfeile) um die obere Glenoidschraube als Zeichen einer Lockerung zu erkennen.



► **Abb. 21** 69-jährige Patientin mit nach kranial luxierter Glenoidkomponente einer inversen Prothese. a Röntgenbild. b–d CT mit deutlichem Lockerungssaum um eine glenoidale Schraube (Pfeil in b) sowie eine in die Fossa supraspinata luxierte Schraube (oberer Pfeil in d). Außerdem ist eine Fraktur der Scapula vorhanden (Pfeil in c, unterer Pfeil in d).



► **Abb. 22** Fraktur des Akromions (Pfeile) auf Röntgenaufnahmen (linke Bilder) und in der CT (rechte Bilder) bei einem Patienten mit inverser Prothese mit kurzem Schaft.



► **Abb. 23** Humerusfraktur direkt unterhalb des Endes des Prothesenschafts (Pfeile) auf Röntgenaufnahmen in 2 Ebenen bei inverser Schulterprothese.

Akromions, was eine Frakturrate des Akromions von 3% zur Folge hat [38].

Eine Akromionfraktur (► **Abb. 22**) kann ohne Dysfunktion der Schulter konservativ behandelt werden. Dagegen sollten Frakturen der Scapula fixiert werden, da sie eine

Dislokation, Schmerzen und Dysfunktion der Schulter nach sich ziehen können [39].

Humorale Komplikationen sind in erster Linie Frakturen (► **Abb. 23**), gefolgt von Lockerungen, die häufig auch mit Infektionen und Instabilität assoziiert sind.

MR-Artefaktreduktion bei der Prothesenbildung

Ein einfaches Mittel zur Reduktion von Metallartefakten ist die Wahl der **Feldstärke** bei der Untersuchung von Patienten mit Prothesen. Im Gegensatz zur normalen Bildgebung bedeutet höhere Feldstärke hier nicht zwangsläufig eine bessere Bildqualität. Im Gegenteil, abgesehen von Sicherheitsrisiken für den Patienten durch die höhere Feldstärke, sind die geometrische Distorsion und die metallinduzierten Artefakte deutlich höher. Metallartefakte sind direkt proportional zur Stärke des Magnetfeldes. Daher sollte man Patienten mit Prothesen nicht im 3-Tesla-, sondern im 1,5-Tesla-Gerät untersuchen. Auch ist die Effektivität von Artefakt-Reduktions-Techniken durch die erhöhte spezifische Absorptionsrate (SAR) in einem 3-Tesla-Gerät eingeschränkt.

Eine Erhöhung der **Empfängerbandbreite** ermöglicht es, die Signalverschiebungen in der Ausleserichtung zu verringern, geht aber mit einer verminderten Effizienz des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) einher [40]. Empfehlenswert ist es, die Empfängerbandbreite insbeson-

FALLBEISPIEL

Eine 72-jährige Patientin kommt 4 Jahre nach Hemiarthroplastik im August 2013 zur Kontrolle. Bei bekannter rheumatoider Arthritis ist die Kranialisierung der Prothese und das Schleifen des Kopfanteils am Akromion (Azetabulisation des Akromions) bereits bekannt (► **Abb. 24 a**). Nach dieser Routinekontrolle kommt die Patientin 2 Monate später mit heftigen Schmerzen in der Schulter erneut zur Röntgendiagnostik (10/2013) und es zeigt sich im Vergleich zur Voruntersuchung ein Prothesenbruch (► **Abb. 24 b**) kranial mit nach dorsal abgekipptem Kopfanteil, der Hals der Prothese (Pfeile in a–c) ist nicht mehr abgrenzbar. Fünf Monate später (03/2014, ► **Abb. 24 c**), 6 Wochen postoperativ zeigt sich nach Ersatz des Kopfanteils ein regelrechter postoperativer Situs mit wieder intaktem Kopfanteil der Prothese.



► **Abb. 24** Prothesenbruch nach Hemiarthroplastik. **a** Kontrolluntersuchung 4 Jahre nach Implantation der Prothese. **b** Erneute Vorstellung mit starken Schmerzen und Nachweis des Bruchs der Prothese. **c** 6 Wochen nach operativem Ersatz des Prothesenkopfs.

dere bei Patienten mit Gelenkprothesen auf Werte von 500–800 Hz/Pixel zu erhöhen.

Außerdem kann man durch **dünnere Schichten** einen Teil der Bildartefakte aus den benachbarten Schichten verringern. Auch kann eine **Verkleinerung der Voxelgröße** zu einer Reduktion der Metallartefakte beitragen. Dadurch verlängert sich jedoch die Messzeit und das SNR wird reduziert.

Turbo-Spin-Echo-Sequenzen sind gut geeignet, um Metallartefakte zu reduzieren, da sie multiple 180°-Refokussierungspulse aufweisen, die zu einer Verringerung der durch die Feldverzerrung verursachten Dephasierung der Spins führen. Da der Gebrauch von fettsaturierten Sequenzen bei Metallimplantaten sehr ungenügend ist, werden bei der Prothesenbildgebung **STIR-Sequenzen** (Short-Tau-Inversion-Recovery-Sequence) bevorzugt, diese basieren nicht auf Frequenzunterschieden, sondern auf der unterschiedlichen T1-Relaxationszeit von Fett und Wasser. Jedoch muss erwähnt werden, dass diese Methode in den Arealen, die direkt an die Prothese angrenzen, nur sehr eingeschränkt funktioniert.

Merke

Einfache Methoden zur Artefaktreduktion sind z. B.

- Wahl des MR-Gerätes, 1,5 Tesla bevorzugen
- Erhöhung der Empfängerbandbreite
- Verringerung der Schichtdicke und Voxelgröße
- Einsatz von TSE-Sequenzen
- TIRM-Sequenzen statt spektrale Fettsaturierung

In den letzten Jahren wurde eine Vielzahl von Methoden entwickelt, die den Einfluss von Metall auf die Bildqualität minimieren (Metal Artifact Reduction Techniques):

- WARP ist eine Technik, die auf einer TSE-Sequenz basiert, die Suszeptibilitätsartefakte reduziert. Dabei werden die Bandbreite und der Radiofrequenzpuls erhöht. Die TSE-Sequenz wird weniger sensitiv gegenüber Feldverzerrungen [41].
- Beim View-Angle-Tilting (VAT) wird während des Auslesens des MRT-Signals ein zusätzlicher Kompensationsgradient eingeschaltet, der den Winkel des Auslesens dreht. Die VAT-induzierte Verzerrung kompensiert hierbei die durch das Metall induzierte Verzerrung [40].
- Außerdem können Metallartefakte mit multispektralen Techniken wie SEMAC („slice encoding for metal artifact reduction“) [42] oder MAVRIC („multi-acquisition variable-resonance imaging combination“) [43] reduziert oder unterdrückt werden. Ein Nachteil dieser beiden multispektralen Techniken ist die lange Scanzeit pro Sequenz, die sich zwischen 6 und 8 Minuten bewegt:
 - SEMAC basiert auf einer SE-Sequenz, wobei eine zusätzliche Phasencodierung entlang der Schichtselektion durchgeführt wird [42]. Dadurch können Schichten, die durch die Prothese dreidimensional verzerrt werden, in ihre flache Form zurückgebracht werden. Häufig wird SEMAC mit VAT kombiniert, um auch Artefakte innerhalb der Bildebene zu korrigieren.
 - Bei MAVRIC werden hingegen dreidimensionale Messungen mit multiplen überlappenden Frequen-

► **Tab. 2** Untersuchungsprotokoll Knieprothese.

Parameter	T1 sag semac	PD sag semac	T1 cor TIRM semac	T1 sag TIRM semac
Scanzeit	5:57 min	5:33 min	5:58 min	6:22 min
Schichten	17	33	25	33
Phasen-Oversampling	50%	0%	0%	0%
Field of View	200 mm	180 mm	200 mm	200 mm
Schichtdicke	3,0 mm	3,0 mm	4,0 mm	3,0 mm
TR	658,0 ms	3900 ms	6260 ms	5000 ms
TE	7,7 ms	34,0 ms	31,0 ms	28,0 ms
TI	–	–	145 ms	150 ms
Averages	1	1	1	1
Flip-Winkel	180 deg	150 deg	150 deg	150 deg
Basisauflösung	320	384	320	256
Phasenauflösung	80%	80%	70%	80%
WARP	on	on	on	on
SEMAC	15	12	8	15
Turbofaktor	4	19	19	17

sag = sagittal, cor = koronar, SEMAC = „slice encoding for metal artifact reduction“, TIRM = „turbo inversion recovery time“, TE = „echo time“, TR = „repetition time“, TI = „inversion time“

zen akquiriert, die anschließend zusammengerechnet werden und ein artefaktkorrigiertes Bild erzeugen [43].

Für die Prothesenbildung von Knie (► **Tab. 2**), Hüfte (► **Tab. 3**) und Schulter (► **Tab. 4**) sind Protokollvorschläge aufgeführt. Für Knie und Hüfte sind 2 Protokolle mit

SEMAC (**Cave:** längere Scanzeiten) bei 1,5 Tesla (Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) angegeben. Das Protokoll für die Schulter ist angepasst an Patienten mit Metall im Gelenk. WARP wird genutzt, die Bandbreiten liegen um 400 Hz/Px in den einzelnen Sequenzen (1,5 Tesla, Siemens-Scanner).

► **Tab. 3** Untersuchungsprotokoll Hüftprothese (unilateral).

Parameter	T1 cor semac	PD cor semac	T2 cor semac	T1 cor TIRM semac
Scanzeit	5:05 min	4:53 min	7:37 min	5:59 min
Schichten	17	25	17	21
dist. Faktor	0%	0%	0%	0%
Phasen-Oversampling	65%	70%	50%	85%
Field of View	220 mm	280 mm	250 mm	240 mm
Schichtdicke	3,0 mm	3,0 mm	3,0 mm	3,5 mm
TR	700,0 ms	3000 ms	5000 ms	5500 ms
TE	7,7 ms	32,0 ms	77,0 ms	34,0 ms
TI	–	–	145 ms	145 ms
Averages	1	1	1	1
Flip-Winkel	150 deg	150 deg	150 deg	150 deg
Basisauflösung	320	320	320	256
Phasenauflösung	80%	80%	70%	80%
WARP	on	on	on	on
SEMAC	12	12	15	8
Turbofaktor	9	21	31	19

sag = sagittal, cor = koronar, SEMAC = „slice encoding for metal artifact reduction“, TIRM = „turbo inversion recovery time“, TE = „echo time“, TR = „repetition time“, TI = „inversion time“

► **Tab. 4** Untersuchungsprotokoll Schulterprothese.

Parameter	T1 cor TIRM	T1 sag	T1 cor	T1 cor TIRM	T1 ax
Scanzeit	3:18 min	3:26 min	3:15 min	3:26 min	2:58 min
Schichten	30	22	20	20	30
dist. Faktor	10%	20%	10%	10%	10%
Phasen-Oversampling	50%	100%	100%	90%	30%
Field of View	160 mm	160 mm	160 mm	160 mm	180 mm
Schichtdicke	3,0 mm	3,0 mm	3,0 mm	3,0 mm	3,0 mm
TR	4000 ms	531 ms	500 ms	4000 ms	467 ms
TE	39,0 ms	12,0 ms	12,0 ms	39,0 ms	9,54 ms
TR	160 ms	–	–	160 ms	–
Averages	2	1	1	2	1
Flip-Winkel	150 deg	150 deg	150 deg	160 deg	150 deg
Basisauflösung	256	384	384	256	384
Phasenauflösung	100%	75%	75%	100%	75%
WARP	on	on	on	on	on
Turbofaktor	8	3	3	10	2

sag = sagittal, cor = koronar, TIRM = „turbo inversion recovery time“, TE = „echo time“, TR = „repetition time“, TI = „inversion time“

Merke

Bei der Benutzung von multispektralen Techniken wie SEMAC oder MAVRIC liegen die Scanzeiten zwischen 6 und 8 Minuten pro Sequenz.

KERNAUSSAGEN

- Ziele des künstlichen Gelenkersatzes sind die Verminderung der Schmerzen und die Wiederherstellung einer guten Gelenkfunktion. Aufgabe der postoperativen Bildgebung ist es, den korrekten Sitz der Prothese zu dokumentieren und intra- oder perioperative Komplikationen auszuschließen.
- Am Kniegelenk wird bei einer generalisierten Gonarthrose eine Knie-Totalprothese eingesetzt. Wenn die Arthrose ausschließlich auf ein spezifisches Kompartiment beschränkt ist und die das Knie stabilisierenden Ligamente funktionell intakt sind, kommt auch eine unikompartimentelle bzw. eine Teilprothese in Betracht. Typische Komplikationen sind Infektionen, Instabilität der Bänder, Osteolysen und Prothesenlockerungen.
- Am Hüftgelenk wird vor allem die Hüfttotalendoprothese eingesetzt, die meist (in 90% der Fälle) nicht zementiert wird. Entscheidend ist eine möglichst hohe Stabilität direkt postoperativ. Für jüngere Patienten mit guter Knochenqualität gibt es als Variante die Kurzschaftprothese, bei der lediglich der Oberschenkelhals ersetzt wird. Häufigste Komplikation ist die aseptische Lockerung mit 36,5%, dann folgen die Luxation mit 17,7% und die periprothetische Gelenkinfektion mit 15,3%.
- An der Schulter stehen verschiedene Implantate für unterschiedliche Erkrankungen und Bedürfnisse des Patienten zur Verfügung. Bei einer Hemiarthroplastik wird nur der Humeruskopf ersetzt, bei der Totalarthroplastik auch die Gelenkpfanne. Man unterscheidet die anatomische Schulterprothese, den Oberflächenersatz (schafftfreies Implantat) und die inverse Schulterprothese. Die häufigste Komplikation ist das „scapular notching“, klinisch am meisten relevant aber sind die Infektion, die Instabilität und Akromionfrakturen.

Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass keine Interessenkonflikte vorliegen.

Autorinnen / Autoren



Nadja Saupe

PD Dr. med. 1992–1999 Medizinstudium in Leipzig und Zürich. 1999–2005 Assistenzärztin, Institut für Neuroradiologie und Radiologie des Universitätsspitals Zürich. 2005–2006 Research Fellowship für muskuloskeletale Radiologie, University of Toronto, Canada. 2006–2010

Klinischer Fellow und Oberärztin in der Radiologie Uniklinik Balgrist Zürich. Seit 2011 im Zentrum für Muskuloskeletale Radiologie, Klinik Hirslanden, Zürich.



Marco Zanetti

Prof. Dr. med. 1986–1992 Assistenzarzt, Innere Medizin, Chirurgie und Radiologie Wetzikon und Stadtspital Waid. 1993 Oberarzt Universitätsklinik Zürich. 1996, 1998, 2000 jeweils Gast-Fellowship und Forschungsarbeit, Mallinckrodt Institut, Barnes-Jewish Hospital, Washington University. 1994–2010 Stellvertretender Leiter Radiologie, Uniklinik Balgrist. 2010–2011 Chefarzt Radiologie, Uniklinik Balgrist. Seit 2011 Leiter des Zentrums für Muskuloskeletale Radiologie Hirslanden Zürich.



Jose Romero

Prof. Dr. med. 1985–1992 Assistenzarzt Neurologie und Rehabilitation Höhenklinik Walenstadtberg, Allgemeine Chirurgie Bülach und Orthopädische Chirurgie, Universitätsklinik Balgrist Zürich. 1993–1994 Spezialausbildung Knie-Endoprothetik und -Biomechanik, Good Samaritan Hospital Baltimore USA. 1994–1995 Oberarzt Orthopädie, Orthopädische Universitätsklinik Balgrist. 1996–2004 Leiter Knie-Team Orthopädische Universitätsklinik Balgrist. Seit 2005 Knie-Chirurgische Kompetenz-Praxis, Endoclinic Zürich, operative Tätigkeit in der Klinik Hirslanden.



Otmar Hersche

Dr. med. 1982–1992 Assistenzarzt in der Chirurgie und deren Subspezialisierungen in Delemont, Bern, Basel, Winterthur und Freiburg. 1993–1994 Oberarzt Orthopädie, Kantonsspital Freiburg. 1995 Oberarzt, Unfallchirurgie des Universitätsspitals Zürich. 1996

Oberarzt, Orthopädie, Inselspital Bern. 1996–1999 Stv. Chefarzt und Leiter Hüftchirurgie Universitätsklinik Balgrist Zürich. 1999–2001 Belegarzt, Klinik Sonnenhof Bern. 2001–2011 Leitender Arzt, Schulthess Klinik, Zürich, Spezialgebiet Hüftchirurgie. 2012–2013 Co-Chefarzt Hüftchirurgie, Schulthess Klinik. 2014 Chefarzt Revisionschirurgie spez. Hüfte, Schulthess Klinik. Seit 2015 in der Endoclinic der Hirslanden Klinik Zürich.

Korrespondenzadresse

PD Dr. med. Nadja Mamisch-Saupe

Radiologie Klinik Hirslanden
Zentrum für muskuloskeletale Radiologie
Witellikerstrasse 40
8032 Zürich
Schweiz
Nadja.Mamisch-Saupe@hirslanden.ch

Wissenschaftlich verantwortlich gemäß Zertifizierungsbestimmungen

Wissenschaftlich verantwortlich gemäß Zertifizierungsbestimmungen für diesen Beitrag ist PD Dr. med. Nadja Mamisch-Saupe, Zürich.

Literatur

- [1] Annual Report 2016. Swedish Knee Arthroplasty Register. Im Internet: http://www.myknee.se/pdf/SVK_2016_Eng_1.0.pdf; Stand: 18.10.2017
- [2] Fehring TK, Odum S, Griffin WL et al. Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 392: 315–318
- [3] Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH et al. Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop Rel Res* 2002; 404: 7–13
- [4] Naudie DD, Rorabeck CH. Sources of osteolysis around total knee arthroplasty: wear of the bearing surface. *Instr Course Lect* 2004; 53: 251–259
- [5] Cadambi A, Engh GA, Dwyer KA et al. Osteolysis of the distal femur after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1994; 9: 579–594
- [6] Peters PC jr., Engh GA, Dwyer KA et al. Osteolysis after total knee arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74: 864–876
- [7] Gupta SK, Chu A, Ranawat AS et al. Osteolysis after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2007; 22: 787–799
- [8] Manaster BJ. Total hip arthroplasty: imaging evaluation. *J South Orthop Assoc* 1998; 7: 95–108
- [9] Stähelin T, Kessler O, Pfirrmann C et al. Fluoroscopically assisted stress radiography for varus-valgus stability assessment in flexion after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003; 18: 513–515
- [10] Romero J, Stähelin T, Binkert C et al. The clinical consequences of flexion gap asymmetry in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2007; 22: 235–240
- [11] Yoshino N, Takai S, Ohtsuki Y et al. Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees. *J Arthroplasty* 2001; 16: 493–497
- [12] Berger RA, Rubash HE, Seel MJ et al. Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 286: 40–47
- [13] Suter T, Zanetti M, Schmid M et al. Reproducibility of measurement of femoral component rotation after total knee arthroplasty using computer tomography. *J Arthroplasty* 2006; 21: 744–748
- [14] OECD. Health at a Glance 2013: OECD Indicators. OECD-Publikation 2011. Im Internet: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/182669/umfrage/hueftgelenksoperationen-in-ausgewaehlten-oecd-laendern/>; Stand: 18.10.2017
- [15] Bohm ER, Dunbar MJ, Frood JJ et al. Rehospitalizations, early revisions, infections, and hospital resource use in the first year after hip and knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 2012; 27: 232–237.e1
- [16] Stumpe KD, Nötzli HP, Zanetti M et al. FDG PET for differentiation of infection and aseptic loosening in total hip replacements: comparison with conventional radiography and three-phase bone scintigraphy. *Radiology* 2004; 231: 333–341
- [17] McGrory BJ, Etkin C, Lewallen D. Comparing contemporary revision burden among hip and knee joint. *Arthroplast Today* 2016; 2: 83–86
- [18] Wetters NG, Murray TG, Moric M et al. Risk factors for dislocation after revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2013; 471: 410–416
- [19] Trampuz A, Zimmerli W. Diagnosis and treatment of implant-associated septic arthritis and osteomyelitis. *Curr Infect Dis Rep* 2008; 10: 394–403
- [20] Parvizi J, Della Valle CJ. AAOS Clinical Practice Guideline: diagnosis and treatment of periprosthetic joint infections of the hip and knee. *J Am Acad Orthop Surg* 2010; 18: 771–772
- [21] Zimmerli W, Trampuz A, Ochsner PE. Prosthetic-joint infections. *N Engl J Med* 2004; 351: 1645–1654
- [22] McKee GK. Total hip replacement—past, present and future. *Biomaterials* 1982; 3: 130–135
- [23] Coulter G, Young DA, Dalziel RE et al. Birmingham hip resurfacing at a mean of ten years: results from an independent centre. *J Bone Joint Surg Br* 2012; 94: 315–321
- [24] Pandit H, Glyn-Jones S, McLardy-Smith P et al. Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacings. *J Bone Joint Surg Br* 2008; 90: 847–851
- [25] Hersche O. Diagnosis and therapy of hip abductor insufficiency after hip arthroplasty. *Orthopade* 2011; 40: 506–512. doi:10.1007/s00132-011-1760-3
- [26] Pean JE. Des moyens prosthétiques destinés à obtenir la réparation de parties osseuses. *Gaz Hop Paris* 1894; 67: 291
- [27] Neer CS 2nd. Articular replacement of the humeral head. *J Bone Joint Surg Am* 1955; 37-A: 215–228
- [28] Boileau P, Melis B, Duperron D et al. Revision surgery of reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2013; 22: 1359–1370
- [29] De Wilde LF, Audenaert EA, Berghs BM. Shoulder protheses treating cuff tear arthropathy: a comparative study. *J Orthop Res* 2004; 22: 1222–1230
- [30] Farshad M, Gerber C. Reverse total shoulder arthroplasty—from the most to the least common complication. *Int Orthop* 2010; 34: 1075–1082
- [31] Sirveaux F, Favard L, Oudet D et al. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86: 388–395
- [32] Falaise V, Levigne C, Favard L; SOFEC. Scapular notching in reverse shoulder arthroplasties: the influence of glenometaphyseal angle. *Orthop Traumatol Surg Res* 2011; 97(6 Suppl): S131–S137
- [33] Lévine C, Boileau P, Favard L et al. Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2008; 17: 925–935
- [34] Sadoghi P, Leithner A, Vavken P et al. Infraglenoidal scapular notching in reverse total shoulder replacement: a prospective series of 60 cases and systematic review of the literature. *BMC Musculoskelet Disord* 2011; 12: 101
- [35] Simovitch RW, Zumstein MA, Lohri E et al. Predictors of scapular notching in patients managed with the Delta III reverse total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 588–600
- [36] Levigne C, Boileau P, Favard L. Scapular Notching. In: Walch G, Boileau P, Molé D, eds. *Reverse Shoulder Arthroplasty: clinical Results, Complications, Revision*. Montpellier, France: Sau-ramps Medical; 2006: 353–372

- [37] Fevang BT, Lie SA, Havelin LI et al. Risk factors for revision after shoulder arthroplasty: 1825 shoulder arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop* 2009; 80: 83–91
- [38] Molé D, Favard L. Excentered scapulohumeral osteoarthritis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2007; 93(6 Suppl): 37–94
- [39] Walch G, Mottier F, Wall B et al. Acromial insufficiency in reverse shoulder arthroplasties. *J Shoulder Elbow Surg* 2009; 18: 495–502
- [40] Hargreaves BA, Worters PW, Pauly KB et al. Metal-induced artifacts in MRI. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 197: 547–555
- [41] Bachschmidt T, Lipps F, Nittka M. *syngo WARP* – Metal artifact reduction techniques in Magnetic Resonance Imaging. *Magnetom Flash* 2012; 2: 24–25
- [42] Sutter R, Ulbrich EJ, Jellus V et al. Reduction of metal artifacts in patients with total hip arthroplasty with slice-encoding metal artifact correction and view-angle tilting MR imaging. *Radiology* 2012; 265: 204–214
- [43] Koch KM, Brau AC, Chen W et al. Imaging near metal with a MAVRIC-SEMAC hybrid. *Magn Reson Med* 2011; 65: 71–82

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/s-0043-119185>
Radiologie up2date 2017; 17: 323–343
 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York
 ISSN 1616-0681

Punkte sammeln auf CME.thieme.de



Diese Fortbildungseinheit ist 12 Monate online für die Teilnahme verfügbar. Sollten Sie Fragen zur Online-Teilnahme haben, finden Sie unter cme.thieme.de/hilfe eine ausführliche Anleitung. Wir wünschen viel Erfolg beim Beantworten der Fragen!

Unter eref.thieme.de/ZZX92BB oder über den QR-Code kommen Sie direkt zum Artikel zur Eingabe der Antworten.

VNR 2760512017152372860



Frage 1

Welche der folgenden Aussagen zu Knieprothesen ist *nicht* richtig?

- A Knieprothesen werden nicht zementiert.
- B Eine unikompartimentelle Knieprothese wird meist minimal-invasiv implantiert.
- C Normalerweise sind nach 10 Jahren immer noch ca. 90% der Knieprothesen gut funktionsfähig.
- D Voraussetzung für einen partiellen Gelenkersatz ist, dass sich die Arthrose ausschließlich auf ein spezifisches Kompartiment des Kniegelenks beschränkt.
- E Weniger als 5% aller künstlichen Kniegelenke müssen vor 5 Jahren nach Erst-Operation ersetzt werden.

Frage 2

Welche der folgenden Aussagen ist *nicht* richtig? Zur Beurteilung der Rotationsposition der femoralen Komponente der Knieprothese sollte ...

- A in der CT gemessen werden.
- B die klinische Achse zum Messen benutzt werden.
- C 3 cm oberhalb des Kniegelenkspalts gemessen werden.
- D berücksichtigt werden, dass 0–3° Außenrotation (nach Berger) normal sind.
- E die chirurgische Achse zum Messen benutzt werden – dann ist eine Innenrotation von ca. 6° normal.

Frage 3

Welche der folgenden Aussagen ist richtig?

- A Bei einem partiellen Gelenkersatz müssen die stabilisierenden Ligamente des Knies noch funktionell intakt sein.
- B Die retropatellare Prothese ist nur älteren Patienten vorbehalten.
- C Im Röntgenbild sind Osteolysen um die Knieprothese immer zu erkennen.
- D Die Größe von Osteolysen kann im Röntgenbild sicher bestimmt werden.
- E Bereits ca. 1–2 Monate nach Auftreten kann eine Osteolyse sicher im konventionellen Röntgen identifiziert werden.

Frage 4

Welche der folgenden Aussagen ist *nicht* richtig?

- A Patienten mit Prothesen sollten nicht im 3-Tesla-Tomografen, sondern in einem 1,5-Tesla-Gerät untersucht werden.
- B Die Effektivität von Artefakt-Reduktionstechniken ist durch die erhöhte spezifische Absorptionsrate (SAR) in einem 3-Tesla-Gerät eingeschränkt.
- C Eine Erhöhung der Empfängerbandbreite ermöglicht es, die Signalverschiebungen in der Ausleserichtung zu reduzieren, geht aber mit einer verminderten Effizienz des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) einher.
- D Empfehlenswert ist es, die Empfängerbandbreite insbesondere bei Patienten mit Gelenkprothesen auf Werte von 150–200 Hz/Pixel zu erhöhen.
- E Außerdem können dünnere Schichten einen Teil der Bildartefakte aus den benachbarten Schichten verringern und kleinere Voxel zu einer Reduktion der Metallartefakte beitragen.

Frage 5

Welche der folgenden Aussagen ist *nicht* richtig? Einfache Methoden zur Artefaktreduktion sind z. B.

- A 1,5-Tesla-MR-Gerät bevorzugen
- B Erhöhung der Empfängerbandbreite
- C Verringerung der Schichtdicke und Voxelgröße
- D Einsatz von TSE-Sequenzen
- E spektrale Fettsaturierung statt TIRM-Sequenzen benutzen

► Weitere Fragen auf der folgenden Seite ...

Punkte sammeln auf CME.thieme.de

Fortsetzung...

Frage 6

Welche der folgenden Aussagen zur Metallose ist richtig?

- A Metall-auf-Metall-(MoM-)Gleitpaarungen wurden entwickelt, um eine bessere Darstellbarkeit in der MRT zu gewährleisten.
- B Metallionen (Chrom und Kobalt) sind nur in der Gelenkflüssigkeit nachweisbar.
- C Bei Metallosen findet sich typischerweise ein leicht orange bis leicht bräunlich farbener, eitrig imponierender Erguss.
- D Die Metallose ist eine häufige Komplikation, die am häufigsten bei Prothesen mit Metall-auf-Metall-Gleitpaarungen auftritt.
- E Typischerweise sind die auftretenden Pseudotumoren anterior im Gelenk gelegen.

Frage 7

Welche der folgenden Aussagen ist *nicht* richtig?

- A Die Abduktoren können durch einen früher häufig benutzten lateralen Zugang beim Einbringen einer Hüftprothese geschädigt werden.
- B Eine Fraktur des Trochanter major ist aufgrund des Muskelzugs der Abduktoren einfach zu versorgen.
- C Die Abduktoren können auch spontan im Rahmen degenerativer Veränderungen abreißen, was zu einer Schwäche mit hinkendem Gang und chronischen Schmerzen führt.
- D Die Muskulatur kann nach der Refixierung wieder stabil einwachsen, wenn sie über 8 Wochen wenig bis gar nicht belastet und entsprechend verkürzt wird.
- E Eine Verkürzung der Muskulatur wird durch einen Ausbau der Hüfttotalprothese oder durch eine Entfernung des Hüftkopfes bei nicht voroperierter Hüfte erreicht.

Frage 8

Welche der folgenden Aussagen zur Schulterendoprothetik ist richtig?

- A Hemiprothesen haben immer eine höhere Komplikationsrate als inverse Prothesen.
- B Bei bestehenden Rotatorenmanschettenrupturen können nur anatomische Prothesen verwendet werden.
- C Durchblutungsstörungen und die Nekrose des Humeruskopfes sind die häufigsten Ursachen für eine Prothesenimplantation.
- D Ziel einer Prothesenimplantation sind die Schmerzreduktion und die Wiederherstellung einer guten Schulterfunktion für das tägliche Leben.
- E Inverse Schulterprothesen werden nicht zementiert.

Frage 9

Welche der folgenden Aussagen ist *nicht* richtig?

- A Die Rate der Komplikationen ist bei inversen Schulterprothesen ca. viermal so hoch einzuschätzen wie bei anderen Prothesentypen.
- B Die häufigste Komplikation ist das „scapular notching“.
- C Die klinisch relevantesten Komplikationen sind die Infektion, die Instabilität und Akromionfrakturen.
- D Bei der inversen Prothese wird eine konvexe Glenosphäre benutzt.
- E Bei der inversen Prothese ist die humerale Pfanne („socket“) ebenfalls konvex.

Frage 10

Welche der folgenden Aussagen zum „inferior scapular notching“ ist *nicht* richtig?

- A Es kommt dabei zu einer verschieden stark ausgeprägten Erosion des lateralen Glenoidpfeilers.
- B Meist ist das Notching mit einem Grad 1 oder 2 gering.
- C Ein Notching ist nicht spezifisch für Patienten mit einer inversen Schulterprothese.
- D Einige Studien zeigen, dass das Notching mit einem schlechteren klinischen Outcome vergesellschaftet ist.
- E Insgesamt ist die klinische Relevanz des Notchings noch unklar.