

DOI 10.1007/s00117-014-2693-8
 Online publiziert: 29. Juni 2014
 © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2014

© Hans Rübischoff, Springer

Rubrikherausgeber

S. Delorme, Heidelberg (Leitung)
 P. Reimer, Karlsruhe
 W. Reith, Homburg/Saar
 C. Schäfer-Prokop, Amersfoort
 C. Schüller-Weidekamm, Wien
 M. Uhl, Freiburg



3 Punkte sammeln auf:

springermedizin.de/ eAkademie

Teilnahmemöglichkeiten

Diese Fortbildungseinheit steht Ihnen als e.CME und e.Tutorial in der Springer Medizin e.Akademie zur Verfügung.

- e.CME: kostenfreie Teilnahme im Rahmen des jeweiligen Zeitschriftenabonnements
- e.Tutorial: Teilnahme im Rahmen des e.Med-Abonnements

Zertifizierung

Diese Fortbildungseinheit ist mit 3 CME-Punkten zertifiziert von der Landesärztekammer Hessen und der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung und damit auch für andere Ärztekammern anerkennungsfähig.

Hinweis für Leser aus Österreich

Gemäß dem Diplom-Fortbildungs-Programm (DFP) der Österreichischen Ärztekammer werden die in der e.Akademie erworbenen CME-Punkte hierfür 1:1 als fachspezifische Fortbildung anerkannt.

Kontakt und weitere Informationen

Springer-Verlag GmbH
 Springer Medizin Kundenservice
 Tel. 0800 77 80 777
 E-Mail: kundenservice@springermedizin.de

CME Zertifizierte Fortbildung

C.A. Agten · R. Sutter · C.W.A. Pfirrmann
 Radiologie, Uniklinik Balgrist, Zürich

CT und MRT der Hüftprothese

Zusammenfassung

Metallartefakte erschweren die Beurteilung von Computer- (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) bei Patienten mit Hüftprothesen. Neuere technische Entwicklungen erlauben heute, beide Methoden bei Patienten mit schmerzhaften Hüftprothesen mit Erfolg einzusetzen. Neuere Technologien zur Metallartefaktreduktion in der CT sind unter anderem iterative Rekonstruktionsalgorithmen und Dual-Energy-CT, in der MRT neuere Sequenzen wie SEMAC („slice-encoding for metal artifact correction“) oder MAVRIC („multi-acquisition variable-resonance image combination“). Lockerung der Hüftprothese, Osteolysen durch Abriebpartikel und Pseudotumoren bei Metall-Metall-Prothesen sind wichtige Krankheitsbilder bei Hüftprothesen. Infektionen, Frakturen, Tendinopathien, Sehnenrupturen, Muskel- und Nervenschäden sowie heterotope Ossifikationen sind weitere Ursachen einer schmerzhaften Hüftprothese.

Schlüsselwörter

Computertomographie · Magnetresonanztomographie · Metallartefaktreduktion · Hüftgelenkersatz · Metall-Metall-Prothese

Sowohl bei der MRT als auch bei der CT sind Metallartefakte durch die Prothese ein erheblicher Störfaktor

Aufhärungsartefakte entstehen durch zunehmende Aufhärtung von Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch den Patienten

Lernziele

Nach Lektüre dieses Beitrags ...

- verstehen Sie die Entstehung von Metallartefakten in CT und MRT.
- kennen Sie bisherige und neuere Methoden zur Metallartefaktreduktion in CT und MRT.
- sind Sie mit periprothetischen Osteolysen, Pseudotumoren und der Problematik der Metall-Metall-Prothesen vertraut.
- haben Sie einen Überblick über wichtige Differenzialdiagnosen bei Patienten mit einer schmerzhaften Hüftprothese.

Einführung

Die Ursachen einer schmerzhaften Hüftprothese sind vielfältig. Die initiale Abklärung nach Anamnese und klinischer Untersuchung erfolgt mittels konventionellem Röntgenbild. Bei Unklarheiten helfen die Computertomographie (CT) oder die Magnetresonanztomographie (MRT) weiter. Bei beiden Schnittbildverfahren sind Metallartefakte durch die Prothese ein erheblicher Störfaktor. In den letzten Jahren wurden aber bei der Metallartefaktreduktion für die CT und die MRT deutliche technische Fortschritte erzielt, sodass beide Methoden heute zur weiteren Abklärung von schmerzhaften Hüftprothesen eingesetzt werden können.

Technik

Computertomographie

Entstehung von Metallartefakten

Aufhärungsartefakte entstehen durch zunehmende Aufhärtung von Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch den Patienten. Die Röntgenstrahlen bei einer normalen CT sind polychromatisch, besitzen also ein breites Energiespektrum. Beim Durchtritt durch den Körper werden niederenergetische Photonen stärker absorbiert als höherenergetische Photonen. Die mittlere Photonenenergie nimmt dadurch zu, was bei Metallimplantaten je nach Projektion zu **Streifenartefakten** unterschiedlicher Stärke führt [1].

„**Photon-starvation**“-Artefakte entstehen, wenn durch die starke Strahlenabsorption durch Metall nur noch wenige Photonen am Detektor ankommen. Das führt zu einem verstärkten Bildrauschen mit streifigem Aspekt. Klassischerweise sieht man diesen Effekt im CT-Thorax auf Schulterhöhe oder im Becken [2, 3].

CT and MRI of hip arthroplasty

Abstract

Metal-induced artifacts impair image quality of computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) in patients with hip prostheses. Due to new developments in metal artifact reduction both methods can now be used for evaluation of a painful hip prosthesis. Iterative reconstruction algorithms and dual-energy scans are among the newer CT techniques for artifact reduction, while slice-encoding for metal artifact correction (SEMAC) and multi-acquisition variable-resonance image combination (MAVRIC) have introduced substantial improvements for MRI. Loosening of the hip prosthesis, osteolysis from small wear particles and pseudotumors in metal-on-metal prostheses are specific pathologies in patients with total hip arthroplasty. Other causes of painful hip prostheses are infections, fractures, tendinopathies, tendon ruptures, muscle and nerve alterations and heterotopic ossifications.

Keywords

Computed tomography · Magnetic resonance imaging · Metal artifact reduction · Hip replacement · Metal-on-metal prosthesis

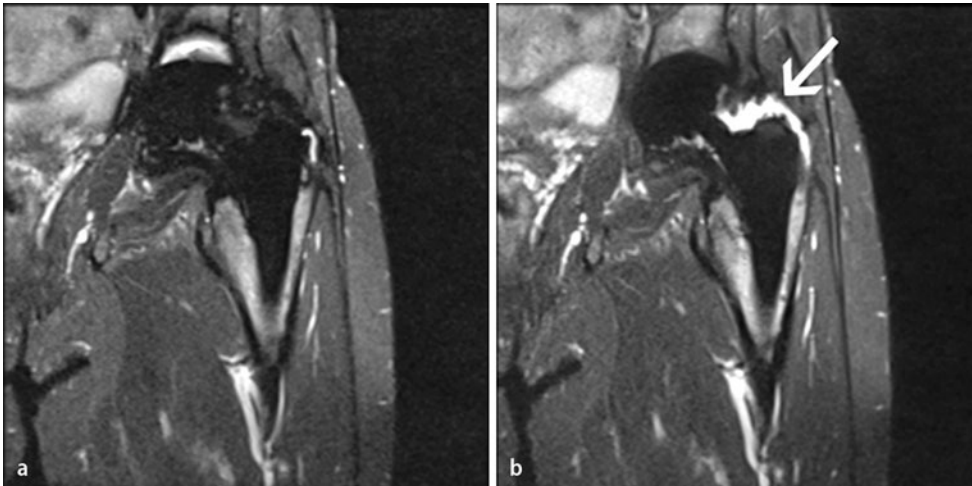


Abb. 1 ▲ Magnetresonanztomographie des linken Hüftgelenks bei Patient mit Hüftprothese in koronaler Ebene: **a** STIR mit hoher Empfängerbandbreite; **b** STIR mit SEMAC („slice-encoding for metal artifact correction“). Die Artefaktgröße um die Hüftprothese hat mit SEMAC deutlich abgenommen. In **(b)** zeigt sich jetzt eine Flüssigkeitskolektion (weißer Pfeil) um den Trochanter major bei Ablösung der Gluteus-medius-Sehne

„Scatter“-Artefakte entstehen durch Streuung von Photonen. Diese ändern im Patienten ihre Richtung und ihre Energie und landen auf einem anderen Detektorelement, was zu entsprechendem Rauschen führt [4].

Partialvolumeneffekte kommen v. a. bei breiter Kollimation oder exzentrischer Lage des Metalls im Körper zustande. Im zweiten Fall liegt das dichte Objekt nicht aus jeder Richtung im Röntgenstrahl der rotierenden CT-Röhre.

Die Artefakte sind v. a. in unmittelbarer Metallnähe am stärksten ausgeprägt. Das führt dazu, dass das Metall-Knochen- oder Metall-Weichteil-Interface in der klassischen CT nicht oder nur schwierig zu beurteilen ist.

Reduktion von Metallartefakten

Das Ausmaß der Artefakte ist von der Metalllegierung abhängig. Titan verursacht weniger Artefakte als Kobalt-Chrom. Am meisten Artefakte kommen bei „Stainless-steel“-Komponenten vor [5]. Dies ist bedingt durch die unterschiedlichen Massenschwächungskoeffizienten. Wenn möglich, soll die Längsachse eines Metallimplantats in Tischrichtung positioniert werden, was nicht immer möglich ist.

Akquisitionsparameter. Höhere kV-Werte erhöhen die Wahrscheinlichkeit, dass Röntgenstrahlen die Prothese passieren, was die Artefakte nur leicht vermindert [6, 7], jedoch zu einer Dosiserhöhung führt. Erhöht man die mAs, erreichen mehr Photonen den Detektor (siehe „photon starvation“). Dies bedeutet aber ebenfalls eine höhere Strahlendosis für den Patienten. Für die Metallartefaktreduktion ist der Effekt ebenfalls eher gering [7]. Durch eine enge Kollimation können die Artefakte ebenfalls reduziert werden, v. a. durch weniger Partialvolumeneffekte [1].

Rekonstruktionsparameter und -algorithmen. Wie oben erwähnt, ist bei der Bildakquisition eine dünne Kollimation vorteilhaft. Für die sekundäre Rekonstruktion hingegen sind dickere Schichten besser und können insbesondere das Bildrauschen reduzieren [1]. Die Erweiterung der oberen Begrenzung der Hounsfield-Skala von 4000 auf 40.000 („extended CT scale“) kann die Bildqualität bei Metallartefakten ebenfalls etwas verbessern [8]. Iterative Rekonstruktionen werden in den letzten Jahren vermehrt eingesetzt [9]. Hierbei wird bei der Rekonstruktion der CT-Bilder aus den Rohdaten eine Korrekturschleife eingeführt, die mehrfach durchlaufen wird und so Bildrauschen und Artefakte reduzieren kann. Hilfreich ist das z. B. für Weichteile im Becken zwischen 2 Hüftprothesen [10]. Die Beurteilung des Metall-Knochen-Übergangs ist weiterhin ein Problem, da durch die Software z. T. Details verloren gehen [11]. Prinzipiell funktionieren solche Rechenalgorithmen umso besser, je größer das Artefakt ist [12]. Der Algorithmus lässt sich auch mit Dual-Energy verbinden [13].

Das Ausmaß der Artefakte ist von der Metalllegierung abhängig

Dual-Energy. Dual-Energy-CT kann erfolgreich zur Metallartefaktreduktion eingesetzt werden [14]. Bei einem normalen CT ist der Röntgenstrahl, wie oben erwähnt, polychromatisch (d. h. mit einem breiten Energiespektrum). Der Energiedurchschnitt bei monochromatischen Röntgenstrahlen (d. h. alle mit dem gleichen keV-Wert) bleibt gleich und ist nicht durch Aufhärtung beeinflusst. Dual-Energy nimmt 2 Datensets derselben Körperregion mit unterschiedlichen kV-Peaks auf [normalerweise 80 (oder 100) kVp und 140 kVp]. Daraus lassen sich beliebige monochromatische Bilder errechnen [15]. Tiefere Energielevels um die 80 keV sind gut für die Beurteilung der Weichteile, während höhere Werte (130–140 keV) für Metall und Knochen vorteilhaft sind [15].

Tab. 1 Metallartefaktreduktion in der Magnetresonanztomographie

Einsatz von Fast-Spin-Echo-Sequenzen
Vermeiden von Gradientenechosequenzen
Dünne Schichten
Erhöhung der Empfängerbandbreite
Wenn Fettsättigung nötig: Einsatz von STIR oder Dixon-Sequenzen
Fortgeschrittene Techniken wie VAT, MAVRIC, SEMAC oder SWIFT
<i>VAT</i> "view-angle tilting", <i>MAVRIC</i> "multi-acquisition variable-resonance image combination", <i>SE-MAC</i> "slice-encoding for metal artifact correction", <i>SWIFT</i> "sweep imaging with Fourier transformation".

Magnetresonanztomographie

Metallinduzierte Artefakte

Für eine gute Bildqualität ist ein homogenes Magnetfeld wichtig. Die Präsenz von Metall im Magnetfeld führt zu Verzerrungen und zu entsprechenden Artefakten [16]. Das Signal kann durch diese Verzerrungen beim Auslesen am falschen Ort erscheinen (Signalverschiebung), zudem tritt ein Signalverlust („**signal loss**“) oder eine lokale Signalvermehrung („**pile-up**“) auf [17]. Verzerrungen können jedoch nicht nur innerhalb der Bildebene auftreten („**in-plane distortion**“), sondern auch aus benachbarten Schichten tauchen Artefakte in der Bildebene auf („**through-plane distortion**“).



Des Weiteren ist die Fettsättigung erschwert, was insbesondere die spektrale Fettsättigung betrifft. Die STIR-Technik ist etwas weniger anfällig [17].

Reduktion von Metallartefakten

Die Gerätewahl kann mithelfen die Metallartefakte zu reduzieren. So sind die Artefakte bei 1,5 T deutlich geringer als bei 3 T [18].

Durch den Einsatz von Fast-Spin-Echo-Sequenzen kann man Signalverlust durch Dephasierung gegenüber anderen Sequenzen reduzieren. Für eine bessere Fettsättigung empfiehlt sich die STIR-Sequenz oder die Dixon-Technik. V. a. STIR führt in Metallnähe zu einer homogeneren Fettsättigung, allerdings bei einer tieferen SNR („**signal-to-noise ratio**“; [17]).

Die geometrische und „In-plane“-Distortion kann mit einer höheren Empfängerbandbreite reduziert werden [17]. Eine weitere Art, um „In-plane“-Artefakte zu korrigieren, ist das sog. „**view-angle tilting**“ (VAT), bei welchem ein zusätzlicher Kompensationsgradient während der Auslesephase angewendet wird. Dies führt zu einer kompensatorischen Verlagerung der Schichtauswahlebene, um die durch das Metall verursachten Verzerrungen innerhalb der Bildebene zu korrigieren [19]. VAT kann allerdings zu einer vermehrten Bildunschärfe führen [20]. Dünnere Schichten können helfen, die „through-plane distortion“ zu reduzieren, was aber längere Untersuchungszeiten und reduzierte SNR bedeutet.

Neuere Methoden, welche neben „In-plane“-Artefakten auch „Through-plane“-Artefakte reduzieren, sind **MAVRIC** („multi-acquisition variable-resonance image combination“; [21]) und **SEMAC** („slice-encoding for metal artifact correction“;  **Abb. 1**, [22]). Bei MAVRIC werden mehrere Schichtstapel in unterschiedlichen Frequenzen akquiriert und am Ende die Signale der verzerrten Spins für die Artefaktreduktion kombiniert. Bei SEMAC werden diese Schichtstapel mit einer Frequenz, jedoch mit einer zusätzlichen Kodierung in Schichtwahlrichtung akquiriert, um die Verzerrung der angrenzenden Bilder zu reduzieren. Sutter et al. [23, 24] konnten zeigen, dass SEMAC im klinischen Einsatz gut funktioniert. In der präklinischen Entwicklung sind zudem weitere Methoden wie z. B. ultraschnelle TE-Sequenzen [25] oder **SWIFT** („sweep imaging with Fourier transformation“; [26]). Eine praktische Übersicht mit Möglichkeiten der Metallartefaktreduktion zeigt  **Tab. 1**.

Für eine gute Bildqualität ist ein homogenes Magnetfeld wichtig

Artefakte sind bei 1,5 T deutlich geringer als bei 3 T

Tab. 2 Grading nach Anderson [46] für Patienten mit Metall-Metall-Prothesen

Grad	Beschreibung	Kriterien
A	Normal oder Akzeptabel	Normale postoperative Veränderungen (Serome und kleine Hämatome)
B	Infektion	Flüssigkeitskolektion mit T2-hyperintensem Randwall, entzündliche Weichteilveränderungen ± Knochenmarködem
C1	Gering	Periprothetische Weichteilmasse oder Flüssigkeitskolektion mit Durchmesser <5 cm
C2	Moderat	Periprothetische Weichteilmasse oder Flüssigkeitskolektion mit Durchmesser >5 cm oder C1-Läsion mit entweder Muskelatrophie, Muskelödem oder Knochenmarködem
C3	Schwer	Mindestens einer der folgenden Punkte: - flüssigkeitsgefüllte Höhle mit Durchbruch durch die tiefen Faszien - Sehnenavulsion - Fraktur

Tab. 3 Brooker-Klassifikationssystem für heterotope Ossifikationen [58]

Grad I	Knocheninseln im Weichteilgewebe um das Hüftgelenk
Grad II	Knochenappositionen vom Becken oder proximalen Femur mit ≥ 1 cm Abstand zwischen Becken und Femur
Grad III	Knochenappositionen vom Becken oder proximalen Femur mit <1 cm Abstand zwischen Becken und Femur
Grad IV	Ankylosierende Ossifikationen um das Hüftgelenk

Pathologien

Lockerung

Eine Lockerung der Hüftprothese ist der häufigste Grund für eine Revision [27]. Ursachen können neben dem Verlust der mechanischen Fixierung auch partikelinduzierte Osteolysen sein (siehe unten). Bei Verdacht auf Lockerung wird primär ein Röntgenbild angefertigt. Feine Lysesäume bis 2 mm, die im Verlauf stationär bleiben, gelten noch als normal. Über 2 mm spricht man von möglicher Lockerung. Ist der Lysesaum progredient oder ändern die Metallkomponenten ihre Position, handelt es sich um eine definitive Lockerung. Bei nichtze-

mentierten Prothesen kann ein geringes Einsinken von weniger als 10 mm der Femurkomponente in den ersten Monaten noch normal sein [28].

Die Lysesäume sind je nach Größe häufig mit der CT zu erkennen. Die MRT ist für das Erkennen von schmalen Lysesäumen weniger geeignet, da der unmittelbare Prothesen-Knochen(-Zement)-Übergang aufgrund von Metallartefakten auch mit aktuellen metallartefaktreduzierenden Sequenzen nur eingeschränkt zu beurteilen ist.

Abriebpartikel

Frühestes Zeichen in der MRT bei Abriebpartikeln ist eine partikelinduzierte Synovitis mit Gelenkerguss, was jedoch nicht zwingend zu Symptomen führt [29]. Die Synovia ist verdickt, und hypointenser Debris ist innerhalb des Gelenks zu sehen.

Periprothetische Osteolysen

Bei Metall-Polyethylen-Prothesen gelangen durch Abnutzung und Abrieb am Polyethylen-Inlay winzige Partikel ins Gelenk respektive zwischen Prothese und Knochen. Diverse Zellen wie z. B. Makrophagen werden dadurch aktiviert. Diese initiieren eine biologische Reaktion, welche zu periprothetischen Osteolysen führt [30]. Je nach Größe der Osteolysen verliert die Hüftprothese ihre mechanische Stabilität.

Die CT ist in dieser Hinsicht dem konventionellen Röntgenbild überlegen [31, 32]. In der CT sind die Osteolysen als gut abgrenzbare Areale ohne Knochenstruktur zu erkennen. Typischerweise haben die Osteolysen Verbindung respektive Kontakt zum Prothesenmaterial. Die Dichtewerte liegen um die 30 HU (-40 bis 100 HU) und zeigen nach Kontrastmittelgabe Dichtewerte um die 90 HU [33].

In der MRT sind die Osteolysen T1-hypointens, mit intermediärem bis hyperintensem Signal in T2 und hypointensem Randsaum zum Knochen hin (**Abb. 2**; [33]). Nach Kontrastmittelgabe zei-

Eine Lockerung der Hüftprothese ist der häufigste Grund für eine Revision

Die MRT ist für das Erkennen von schmalen Lysesäumen weniger geeignet

Frühestes Zeichen in der MRT bei Abriebpartikeln ist eine partikelinduzierte Synovitis mit Gelenkerguss

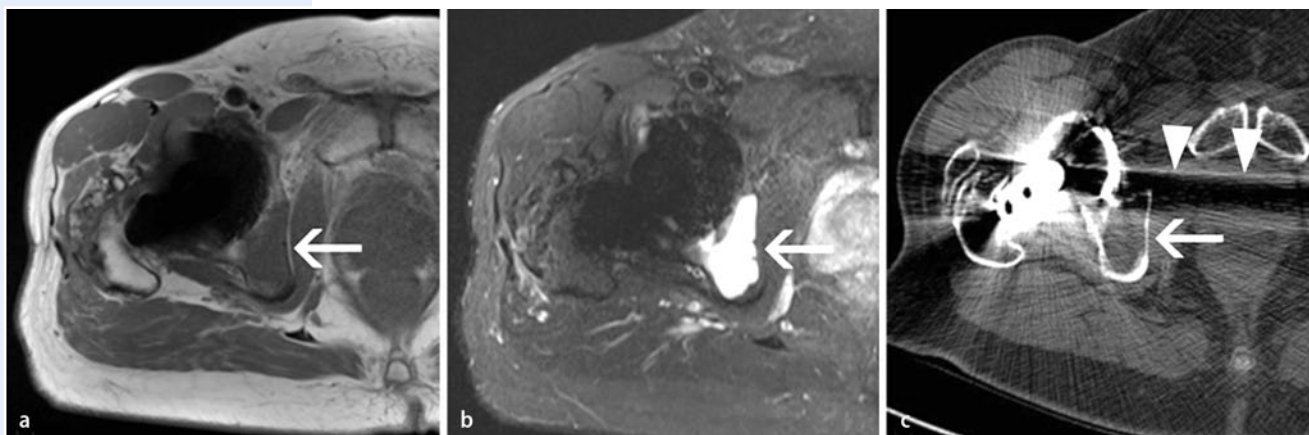


Abb. 2 ▲ Magnetresonanztomographie und Computertomographie (CT) des rechten Hüftgelenks in transversaler Ebene: Große Osteolyse (weißer Pfeil) im Acetabulum rechts bei Hüftprothese, in T1-Sequenz (a) hypointens, in STIR-Sequenz (b) deutlich hyperintens, in der CT (c) keine Trabekel sichtbar, aber aufgrund der Aufhärtungsartefakte (Pfeilspitzen) schwierig zu sehen

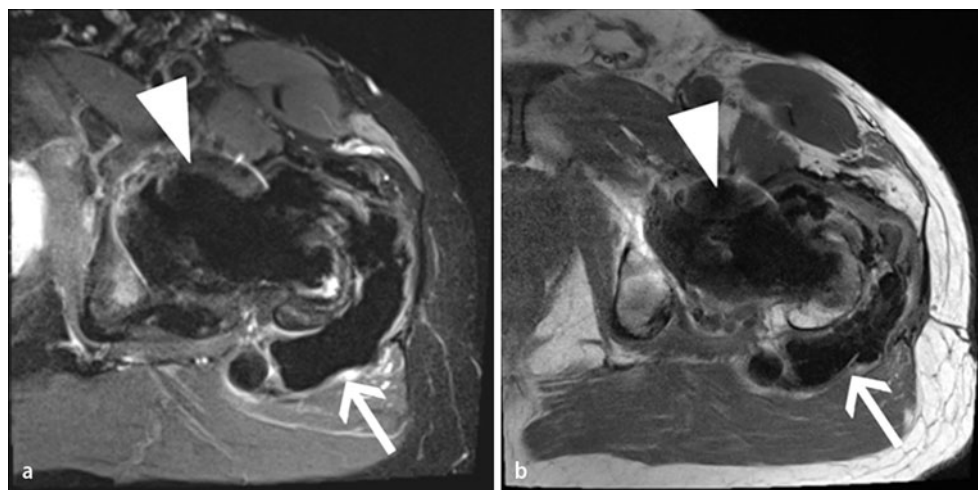


Abb. 3 ▲ Magnetresonanztomographie des linken Hüftgelenks in transversaler Ebene bei einem Patienten mit Hüftprothese und Metallose: a STIR-Sequenz, b T1-gewichtete Sequenz. In beiden Sequenzen stark hypointenses Material um das linke Hüftgelenk (weißer Pfeil), Artefakt durch Hüftprothese (weiße Pfeilspitze)

Die MRT ist der CT und dem Röntgenbild bei der Detektion von Osteolysen im Becken überlegen

gen die Osteolysen peripheres und z. T. auch ein wenig zentrales Enhancement [34]. Die MRT ist der CT und dem Röntgenbild bei der Detektion von Osteolysen im Becken überlegen [35].

Metallose

Die Metallose ist eine Komplikation nach Gelenkersatz, bei dem es durch Metallabrieb zu Ablagerungen von Metallpartikeln ins umliegende Gewebe kommt. Ursächlich sind unter anderem vollständiger Abrieb, abnormer Kontakt z. B. zwischen Acetabulumrand und Prothesenhals, Dislokation des Polyethylen-Inlays oder die Verwendung von Metall-Metall-Prothesen. Die Metallose wird diagnostiziert durch Nachweis von Metallabriebpartikeln bei Gelenkpunktion (schwarze Flüssigkeit) sowie Nachweis von dunklen Gewebeeränderungen im Rahmen einer Revisionsoperation oder bei der histologischen Aufarbeitung [36].

Das Röntgenbild kann unauffällig sein. In der CT kann man gelegentlich dichtes Abriebmaterial erkennen. In der MRT können periprothetische Ansammlungen von stark hypointensem Material oder Flüssigkeitskolektionen mit stark hypointensem Randwall auf eine Metallose hinweisen (■ Abb. 3; [37]).

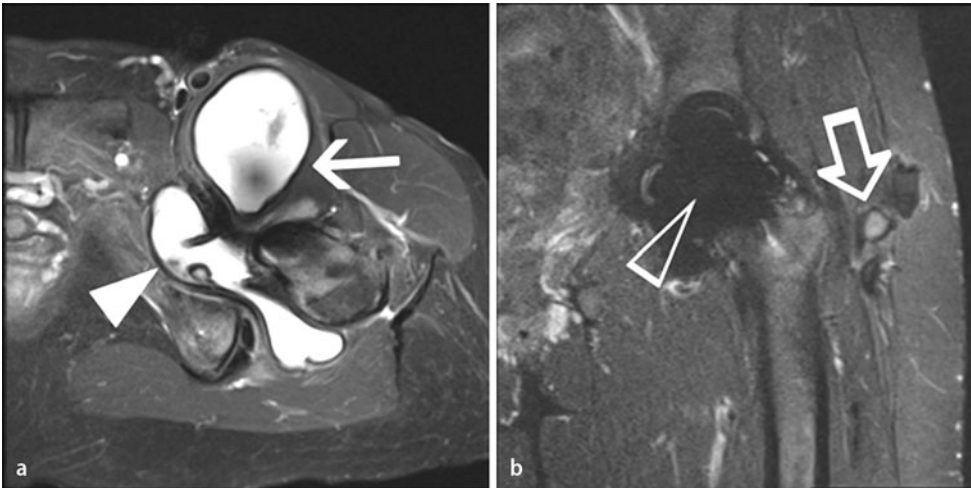


Abb. 4 ▲ Magnetresonanztomographie mit STIR-Sequenzen zeigen Pseudotumoren bei 2 unterschiedlichen Patienten mit Oberflächenersatz am linken Hüftgelenk: **a**, *weißer Pfeil* große komplexe Flüssigkeitskolektion (= Pseudotumor) mit stark hypointensem Randwall (*weiße Pfeilspitze*); **b** kleiner Pseudotumor lateral des Trochanter major (*offener weißer Pfeil*), Metallartefakt durch Oberflächenersatz (*offene weiße Pfeilspitze*)

Metall-Metall-Problematik/Pseudotumoren

Die weit verbreiteten und seit den 1960er-Jahren eingesetzten Systeme mit acetabulärem Polyethylen-Inlay haben gute Langzeitresultate gezeigt: 80% dieser Implantate halten länger als 25 Jahre. Bei jüngeren Patienten ist die Haltbarkeit aber reduziert. Man geht davon aus, dass dies durch vermehrte körperliche Aktivität bedingt ist [38]. Um dieser vermehrten Abnutzung entgegenzutreten, wurden neuere Systeme mit härterem Material eingeführt wie Keramikkopf in Keramik, Metallkopf und Metallpfanne („metal-on-metal“) oder hochvernetztes Polyethylen. Im Vergleich zu Metall-Polyethylen zeigten Metall-Metall-Prothesen in vitro weniger Abnutzung [39]. So wurde im letzten Jahrzehnt eine beträchtliche Anzahl Metall-Metall-Prothesen eingebaut. Die Abriebpartikel sind im Vergleich zum Polyethylen deutlich kleiner und zahlreicher. Diese Metallionen gelangen ins Gelenk und in den Blutkreislauf [40]. 2005 beschrieben Willert et al. [41] erstmals vermehrte perivaskuläre Lymphozyten- und Plasmazellinfiltrate um Metall-Metall-Prothesen. 2008 wurden bei Patienten mit Metall-Metall-Prothesen Weichteilmassen in Prothesennähe gefunden und als Pseudotumoren benannt, histologisch aus Nekrosen und Lymphozyteninfiltraten bestehend [42]. Als mögliche Ursachen werden Reaktionen auf Abriebpartikel oder eine Metallhypersensitivität diskutiert [43]. Ab 2010 haben mehrere Hersteller und Behörden Warnungen herausgegeben und einzelne Systeme vom Markt nehmen müssen. Pseudotumoren bei Metall-Metall-Prothesen sind häufig (bis 69%) und interessanterweise nicht unbedingt mit Schmerzen assoziiert [44]. Assoziiert mit Schmerzen sind eher Knochenmarködeme und Sehnenrisse [44]. Es wurden mehrere Grading-Systeme von Weichteilveränderungen bei Metall-Metall-Prothesen vorgeschlagen, wobei das Klassifikationssystem nach Anderson (■ **Tab. 2**) als das zuverlässigste gilt [45].

In der MRT präsentieren sich Pseudotumoren als periprothetische Flüssigkeitskolektionen jeglicher Größe. Sie können flüssigkeitsäquivalentes Signal aufweisen oder als solide Masse erscheinen (■ **Abb. 4**; [44]). Pseudotumoren können einen stark hypointensen Randwall aufweisen.

Infektionen

Ein weiterer häufiger Grund für Revisionsoperationen bei Hüftprothesen sind Infektionen [27, 47]. Die klinische Diagnose eines Protheseninfekts kann schwierig sein. Die wichtigste diagnostische Maßnahme ist die Gelenkpunktion mit Zellzahlbestimmung. Konventionelle Röntgenbilder sind oft normal. In der CT kann eine aggressive Osteolyse mit unscharfen Rändern (im Sinne einer Osteomyelitis) auf einen Infekt hinweisen. Gemäß Cyteval et al. [48] ist ein wichtiger Hinweis auf einen Infekt eine Periostitis. Periprothetische Knochenveränderungen helfen bei der Unterscheidung zwi-

Im Vergleich zu Metall-Polyethylen zeigten Metall-Metall-Prothesen in vitro weniger Abnutzung

Pseudotumoren bei Metall-Metall-Prothesen sind häufig

Ein häufiger Grund für Revisionsoperationen bei Hüftprothesen sind Infektionen



Abb. 5 ▲ Magnetresonanztomographie und Computertomographie in transversaler Ebene bei Hüftinfekt bei 2 unterschiedlichen Patienten (**a** STIR-Sequenz, **b** T1-gewichtete Sequenz nach Kontrastmittelgabe): großer Abszess mit deutlich kontrastmittelaufnehmender dicker Kapsel (weißer Pfeil), ein kleinerer Verlauf ventral des Trochanter major (offener weißer Pfeil). **c** Zweiter Patient mit Protheseninfekt: deutliche Periostreaktion (schwarzer Pfeil) sowie kleine Lysezone am Prothesenschaft (offener schwarzer Pfeil)



Abb. 6 ▲ Magnetresonanztomographie (**a,b**) des rechten Hüftgelenks in transversaler Ebene und Computertomographie (**c**) des linken Femurs proximal auf Höhe des Prothesenschafts bei 2 Patienten mit periprosthetischen Frakturen: **a** STIR-Sequenz mit Knochenmarködem im Frakturbereich (weißer Pfeil), **b** T1-gewichtete Sequenz mit hypointenser Frakturlinie (weiße Pfeilspitze), **c** anderer Patient mit Fissur am Femurschaft (schwarze Pfeilspitze) und lokaler Periostreaktion (schwarzer Pfeil)

schen Infekt oder Lysezone wenig. Eine rasche morphologische Veränderung einer Osteolyse weist auf einen Infekt hin. Die CT ist z. T. hilfreich bei der Beurteilung der Weichteile um die Hüftprothese. Insbesondere größere Flüssigkeitskolektionen in Muskeln und im umgebenden Fettgewebe können auf einen Infekt hinweisen [48].

Die MRT kann die Ausbreitung des Infekts in die umliegenden Weichteile gut darstellen (■ **Abb. 5**; [49]). Bei einem Infekt kann die Synovia hyperintens sein und einen lamellierten Aspekt aufweisen [50]. Im Unterschied zu Pseudotumoren zeigen Infektkollektionen keinen stark hypointensen Randwall.

Frakturen

Periprosthetische Frakturen sind häufiger bei nichtzementierten Prothesen [51]. Ist das konventionelle Röntgenbild unklar, hilft die CT weiter. Die MRT hat ihre Stärke bei okkulten Insuffizienzfrakturen an Schambeinästen oder Sakrum. Bei unklaren Schmerzen ist eine flüssigkeitssensitive Sequenz (z. B. STIR) mit großem „field of view“ im Beckenbereich hilfreich. Mit metallartefaktreduzierenden Sequenzen (z. B. SEMAC) lassen sich in der MRT auch periprosthetische Frakturen diagnostizieren (■ **Abb. 6**).

Periprosthetische Frakturen sind häufiger bei nichtzementierten Prothesen

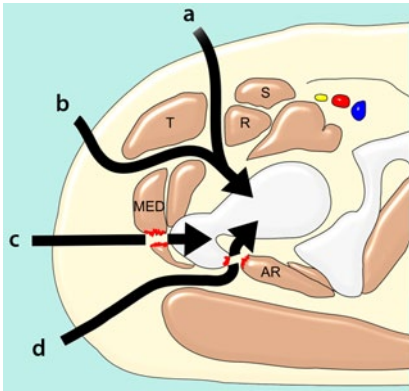


Abb. 7 ▲ Graphische Darstellung der operativen Zugangswege bei Hüftgelenksersatz [a anteriorer Zugang, b anterolateraler Zugang, c transglutealer (lateraler) Zugang, d posteriorer Zugang, T M. tensor fasciae latae, R M. rectus femoris, S M. Sartorius, MED M. gluteus medius, AR Außenrotatoren (M. obturatorius internus, M. piriformis)]

Sehnenprobleme/Muskulatur

Eine wichtige Information zur Beurteilung der Sehnen (und Weichteile) nach einer Hüftprothese ist der verwendete operative Zugangsweg (■ **Abb. 7**).

Beim transglutealen Zugang von lateral muss ein Teil der Gluteus-medius-Sehne vom Trochanter major abgetragen und der Muskel geteilt werden. Beim posterioren Zugang werden die Außenrotatoren beeinträchtigt. Beim anterioren Zugang werden keine Muskeln oder Sehnen verletzt, da der operative Zugang zwischen M. tensor fasciae latae und M. rectus femoris verläuft, jedoch kann der N. cutaneus femoris lateralis verletzt werden. Der anterolaterale Zugang erfolgt zwischen M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius [52].

In der MRT kann die Integrität der Abduktorensehnen gut beurteilt werden. Eine Tendinopathie zeigt sich als leicht erhöhte Signalintensität in der T1-gewichteten Sequenz innerhalb der Sehne. Bei Partialrupturen oder kompletten Rupturen bestehen entsprechende Substanzdefekte, welche in den flüssigkeitssensitiven und T2-gewichteten Sequenzen gut sichtbar sind. Die Muskelqualität sollte bei allen Patienten mitbeurteilt werden.

Verfettungen des M. gluteus minimus sind nach lateralem Zugang häufig, auch bei asymptomatischen Patienten. Verfettungen v. a. des posterioren Anteils des M. gluteus medius kommen hingegen praktisch nur bei symptomatischen Patienten vor [53].

Anteriores Iliopsoassehnen-Impingement nach Hüftprothese

Die Sehne des M. iliopsoas kann durch rezidivierendes Scheuern am Vorderrand der Prothesenpfanne irritiert werden, wenn das Metall über den anterioren ossären Acetabulumrand hinausragt (■ **Abb. 8**; [54]). Die fehlende ossäre Deckung und der Überstand der Pfanne können in der CT abgebildet werden. In der MRT kann unter Umständen eine Reizung der Iliopsoassehne erkannt werden.

Heterotopie Ossifikationen

Heterotopie Ossifikationen entstehen in einer Häufigkeit von bis zu 43% nach Hüftprothesenoperationen [55] und können schmerzhaft sein. Mögliche Behandlungen sind nichtsteroidale entzündungshemmende Schmerzmittel (Indometacin; [56]) oder prophylaktische Bestrahlung [57]. Die Verkalkungen sind im konventionellen Röntgenbild und in der CT einfach nachzuweisen und werden nach Brooker klassifiziert (■ **Tab. 3**; [58]).

Die MRT kann hilfreich sein, um die genaue Ausdehnung und die Beziehung der heterotopen Ossifikation zu umgebenden Strukturen wie Gefäßen und Nerven zu beschreiben. Es wird zwischen unreifen und reifen heterotopen Ossifikationen unterschieden. Unreife Anteile zeigen noch kein Fettsignal, können liquide aussehen und sollten nicht mit einer Infektion oder einem Tumor verwechselt werden. Heterotopie Ossifikationen können v. a. initial ein starkes ringförmiges Kontrastmittel-Enhancement zeigen. Mit zunehmender Ausreifung sinkt das T2-Signal ab, und die heterotopen Ossifikationen nehmen immer weniger Kontrastmittel auf. Zeitgleich entstehen immer mehr Areale, welche sich vom Signal her wie normaler Knochen verhalten [59].

Nervenschädigungen

Durch die Operation (Schnittverletzung, Hämatome), durch implantiertes Material wie Schrauben im Acetabulum sowie durch Narbengewebe und heterotopie Ossifikationen können Nerven um das Hüftgelenk gereizt oder geschädigt werden. Die MRT ist hier die beste Methode, um Auffälligkeiten im Verlauf der Nerven oder, im Falle einer Denervation, im Muskel darzustellen. Auch an die Möglichkeit eines Neuroms sollte gedacht werden.

Eine wichtige Information ist der verwendete operative Zugangsweg

Die Muskelqualität sollte bei allen Patienten mitbeurteilt werden

Es wird zwischen unreifen und reifen heterotopen Ossifikationen unterschieden

Die MRT ist die beste Methode, um Auffälligkeiten im Verlauf der Nerven oder im Muskel darzustellen

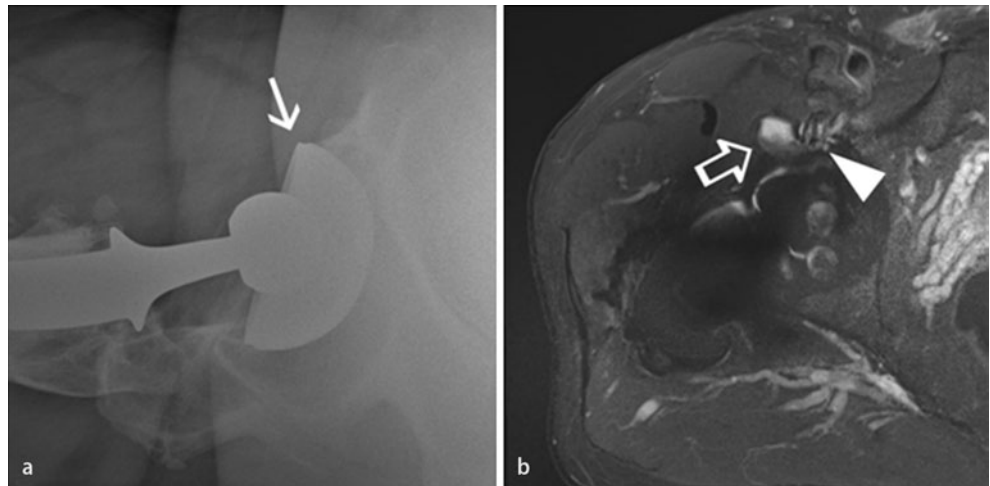


Abb. 8 ▲ **a** Axiales Röntgenbild bei Patient mit Hüftprothese rechts: verminderte Anteversion der Acetabulumkomponente mit hervorstehendem anterioren Metallrand (*weißer Pfeil*); **b** Iliopsoassehnen-Impingement mit Erguss in der Bursa iliopsopectinea (*offener, weißer Pfeil*) und streifiger Reizung der Iliopsoassehne (*weiße Pfeilspitze*)

Zusammenfassung

Durch die technischen Fortschritte in der Metallartefaktreduktion für CT und MRT kann man beide Verfahren bei Patienten mit Hüftprothese heute mit guten Resultaten einsetzen. Beide Methoden helfen bei der Abklärung bei Patienten mit schmerzhaften Hüftprothesen. Partikelinduzierte Osteolysen können zu einer Lockerung der Hüftprothese führen. Bei Metall-Metall-Prothesen sollte man auf die Bildung von Pseudotumoren achten. Infektionen, Frakturen und Weichteilveränderungen sind in die Differenzialdiagnose bei schmerzhafter Hüftprothese einzubeziehen.

Bei Frage nach Vorstehen der acetabulären Komponente sowie bei Frage nach Durchbau, Frakturen und Fissuren hilft primär die CT weiter. Bei Frage nach ossären Stressreaktionen oder Weichteilveränderungen (Sehnen, Muskeln) ist die MRT vorteilhaft. Für die Abklärung von Osteolysen können je nach Möglichkeiten der Metallartefaktreduktion die CT oder die MRT eingesetzt werden.

Fazit für die Praxis

- Eine Hüftprothese ist keine Kontraindikation für eine MRT der Hüfte.
- Mit entsprechender Metallartefaktreduktion können die CT und die MRT erfolgreich zur Abklärung von schmerzhaften Hüftprothesen eingesetzt werden. In der CT können insbesondere iterative Rekonstruktionsalgorithmen oder Dual-Energy-CT und in der MRT neuere metallartefaktreduzierende Sequenzen (SEMAC oder MAVRIC) helfen, die Artefakte zu minimieren.
- Osteolysen durch Polyethylenabrieb können zu einer Lockerung der Hüftprothese führen. Diese Osteolysen können zuverlässig mit CT und MRT bei Einsatz von metallartefaktreduzierender Technik diagnostiziert werden.
- Bei Metall-Metall-Prothesen können durch Metallabrieb sog. Pseudotumoren entstehen. Diese sind aber oft asymptomatisch. Schmerzen sind eher mit gleichzeitig vorhandenen Knochenmarködemen oder Sehenschäden assoziiert.

Korrespondenzadresse



Dr. C.A. Agten
Radiologie, Uniklinik Balgrist,
Forchstr. 340, CH-8008 Zürich
christoph.agten@balgrist.ch

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. CA. Agten, R. Sutter und C.W.A. Pfirrmann geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Dieser Beitrag beinhaltet keine Studien an Menschen oder Tieren.

Literatur

- Barrett JF, Keat N (2004) Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 24:1679–1691
- Boas FE, Fleischmann D (2012) CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging Med* 4:229–240
- Mori I, Machida Y, Osanai M et al (2013) Photon starvation artifacts of X-ray CT: their true cause and a solution. *Radiol Phys Technol* 6:130–141
- Joseph PM, Spital RD (1982) The effects of scatter in x-ray computed tomography. *Med Phys* 9:464–472
- Haramati N, Staron RB, Mazel-Sperling K et al (1994) CT scans through metal scanning technique versus hardware composition. *Comput Med Imaging Graph* 18:429–434
- Lee M-J, Kim S, Lee SA et al (2007) Overcoming artifacts from metallic orthopedic implants at high-field-strength MR imaging and multi-detector CT. *Radiographics* 27:791–803
- Moon SG, Hong SH, Choi JY et al (2008) Metal artifact reduction by the alteration of technical factors in multidetector computed tomography: a 3-dimensional quantitative assessment. *J Comput Assist Tomogr* 32:630–633
- Link TM, Berning W, Scherf S et al (2000) CT of metal implants: reduction of artifacts using an extended CT scale technique. *J Comput Assist Tomogr* 24:165–172
- Boas FE, Fleischmann D (2011) Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography. *Radiology* 259:894–902
- Morsbach F, Bickelhaupt S, Wanner GA et al (2013) Reduction of metal artifacts from hip prostheses on CT images of the pelvis: value of iterative reconstructions. *Radiology* 268:237–244
- Malan DF, Botha CP, Kraaij G et al (2012) Measuring femoral lesions despite CT metal artefacts: a cadaveric study. *Skeletal Radiol* 41:547–555
- Liu P, Pavlicek W, Peter M et al (2009) Metal artifact reduction image reconstruction algorithm for CT of implanted metal orthopedic devices: a work in progress. *Skeletal Radiol* 38:797–802
- Lee YH, Park KK, Song HT et al (2012) Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *Eur Radiol* 22:1331–1340
- Lewis M, Reid K, Toms AP (2013) Reducing the effects of metal artefact using high keV monoenergetic reconstruction of dual energy CT (DECT) in hip replacements. *Skeletal Radiol* 42:275–282
- Pessis E, Campagna R, Sverzut JM et al (2013) Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT. *Radiographics* 33:573–583
- Schenck JF (1996) The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Med Phys* 23:815–850
- Hargreaves BA, Worters PW, Pauly KB et al (2011) Metal-induced artifacts in MRI. *AJR Am J Roentgenol* 197:547–555
- Graf H, Lauer UA, Berger A et al (2005) RF artifacts caused by metallic implants or instruments which get more prominent at 3 T: an in vitro study. *Magn Reson Imaging* 23:493–499
- Cho ZH, Kim DJ, Kim YK (1988) Total inhomogeneity correction including chemical shifts and susceptibility by view angle tilting. *Med Phys* 15:7–11
- Butts K, Pauly JM, Gold GE (2005) Reduction of blurring in view angle tilting MRI. *Magn Reson Med* 53:418–424
- Koch KM, Lorbiecki JE, Hinks RS et al (2009) A multispectral three-dimensional acquisition technique for imaging near metal implants. *Magn Reson Med* 61:381–390
- Lu W, Pauly KB, Gold GE et al (2009) SEMAC: slice encoding for metal artifact correction in MRI. *Magn Reson Med* 62:66–76
- Sutter R, Hodek R, Fucentese SF et al (2013) Total knee arthroplasty MRI featuring slice-encoding for metal artifact correction: reduction of artifacts for STIR and proton density-weighted sequences. *AJR Am J Roentgenol* 201:1315–1324
- Sutter R, Ulbrich EJ, Jellus V et al (2012) Reduction of metal artifacts in patients with total hip arthroplasty with slice-encoding metal artifact correction and view-angle tilting MR imaging. *Radiology* 265:204–214
- Gold GE, Thedens DR, Pauly JM et al (1998) MR imaging of articular cartilage of the knee: new methods using ultrashort TEs. *AJR Am J Roentgenol* 170:1223–1226
- Idiyatullin D, Corum C, Park JY et al (2006) Fast and quiet MRI using a swept radiofrequency. *J Magn Reson* 181:342–349
- Melvin JS, Karthikeyan T, Cope R, Fehring TK (2013) Early failures in total hip arthroplasty – a changing paradigm. *J Arthroplasty* 29:1285–1288
- Manaster BJ (1996) From the RSNA refresher courses. Total hip arthroplasty: radiographic evaluation. *Radiographics* 16:645–660
- Cooper HJ, Ranawat AS, Potter HG et al (2010) Early reactive synovitis and osteolysis after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 468:3278–3285
- Gallo J, Goodman SB, Kontinen YT et al (2013) Particle disease: biologic mechanisms of periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty. *Innate Immun* 19:213–224
- Leung S, Naudie D, Kitamura N et al (2005) Computed tomography in the assessment of periacetabular osteolysis. *J Bone Joint Surg Am* 87:592–597
- Puri L, Wixson RL, Stern SH et al (2002) Use of helical computed tomography for the assessment of acetabular osteolysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 84-A:609–614
- Cahir JG, Toms AP, Marshall TJ et al (2007) CT and MRI of hip arthroplasty. *Clin Radiol* 62:1163–1171
- White LM, Kim JK, Mehta M et al (2000) Complications of total hip arthroplasty: MR imaging – initial experience. *Radiology* 215:254–262
- Walde TA, Weiland DE, Leung SB et al (2005) Comparison of CT, MRI, and radiographs in assessing pelvic osteolysis: a cadaveric study. *Clin Orthop Relat Res* 437:138–144
- Chang JD, Lee SS, Hur M et al (2005) Revision total hip arthroplasty in hip joints with metallosis: a single-center experience with 31 cases. *J Arthroplasty* 20:568–573
- Heffernan EJ, Alkubaidan FO, Nielsen TO et al (2008) The imaging appearances of metallosis. *Skeletal Radiol* 37:59–62
- Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME et al (2002) Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am* 84-A:171–177
- Fisher J, Jin Z, Tipper J et al (2006) Tribology of alternative bearings. *Clin Orthop Relat Res* 453:25–34
- Lhotka C, Szekeres T, Steffan I et al (2003) Four-year study of cobalt and chromium blood levels in patients managed with two different metal-on-metal total hip replacements. *J Orthop Res* 21:189–195
- Willert HG, Buchhorn GH, Fayyazi A et al (2005) Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study. *J Bone Joint Surg Am* 87:28–36
- Pandit H, Glyn-Jones S, McLardy-Smith P et al (2008) Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacings. *J Bone Joint Surg Br* 90:847–851
- Campbell P, Ebrahimzadeh E, Nelson S et al (2010) Histological features of pseudotumor-like tissues from metal-on-metal hips. *Clin Orthop Relat Res* 468:2321–2327
- Chang EY, Mcanally JL, Van Horne JR et al (2012) Metal-on-metal total hip arthroplasty: do symptoms correlate with MR imaging findings? *Radiology* 265:848–857
- Van Der Weegen W, Brakel K, Horn RJ et al (2014) Comparison of different pseudotumor grading systems in a single cohort of metal-on-metal hip arthroplasty patients. *Skeletal Radiol* 43:149–155
- Anderson H, Toms AP, Cahir JG et al (2011) Grading the severity of soft tissue changes associated with metal-on-metal hip replacements: reliability of an MR grading system. *Skeletal Radiol* 40:303–307
- Clohysy JC, Calvert G, Tull F et al (2004) Reasons for revision hip surgery: a retrospective review. *Clin Orthop Relat Res* 428:188–192
- Cyteval C, Hamm V, Sarrabere MP et al (2002) Painful infection at the site of hip prosthesis: CT imaging. *Radiology* 224:477–483
- Potter H, Foo L, Nestor B (2005) What is the role of magnetic resonance imaging in the evaluation of total hip arthroplasty? *HSS J* 1:89–93
- Potter HG, Foo LF (2006) Magnetic resonance imaging of joint arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 37:361–373, vii
- Singh JA, Jensen MR, Harmsen SW et al (2013) Are gender, comorbidity, and obesity risk factors for postoperative periprosthetic fractures after primary total hip arthroplasty? *J Arthroplasty* 28:126–131.e1–e2
- Hoffmann A, Pfirrmann CWA (2012) The hip abductors at MR imaging. *Eur J Radiol* 81:3755–3762
- Pfirrmann CW, Notzli HP, Dora C et al (2005) Abductor tendons and muscles assessed at MR imaging after total hip arthroplasty in asymptomatic and symptomatic patients. *Radiology* 235:969–976
- Trousdale RT, Cabanela ME, Berry DJ (1995) Anterior iliopsoas impingement after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 10:546–549
- Neal B, Gray H, Macmahon S et al (2002) Incidence of heterotopic bone formation after major hip surgery. *ANZ J Surg* 72:808–821
- Bedi A, Zbeda RM, Bueno VF et al (2012) The incidence of heterotopic ossification after hip arthroscopy. *Am J Sports Med* 40:854–863
- Seegenschmiedt MH, Goldmann AR, Martus P et al (1993) Prophylactic radiation therapy for prevention of heterotopic ossification after hip arthroplasty: results in 141 high-risk hips. *Radiology* 188:257–264
- Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA et al (1973) Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am* 55:1629–1632
- Ledermann HP, Schweitzer ME, Morrison WB (2002) Pelvic heterotopic ossification: MR imaging characteristics. *Radiology* 222:189–195

CME-Fragebogen

Bitte beachten Sie:

- Teilnahme nur online unter: springermedizin.de/eAkademie
- Die Frage-Antwort-Kombinationen werden online individuell zusammengestellt.
- Es ist immer nur eine Antwort möglich

? Wie kommen Streifenartefakte in der Computertomographie (CT) zustande?

- Monochromatische Röntgenstrahlen bei 140 keV
- Aufhärtung der Röntgenstrahlung
- „Photon starvation“
- Streustrahlen
- Monochromatische Röntgenstrahlen bei 80 keV

? Welches Artefakt wird *nicht* durch Metall in der Magnetresonanztomographie (MRT) verursacht?

- Distortion-Artefakt
- „Signal-loss“-Artefakt
- „Pile-up“-Artefakt
- „Through-plane“-Artefakt
- „Scatter“-Artefakt

? Auf welchem Prinzip basiert die Metallartefaktreduktion mittels Dual-Energy-CT?

- Einsatz von SWIFT („sweep imaging with Fourier transformation“)
- Durch den monochromatischen Datensatz können Aufhärtungsartefakte vermieden oder reduziert werden.
- Iterative Rekonstruktionsalgorithmen
- Bildrekonstruktion mit unterschiedlichen mAs
- Simulation eines virtuellen polychromatischen Datensatzes

? Welche der folgenden Methoden kann am besten „Through-plane“-Artefakte in der MRT reduzieren.

- Untersuchung in 3,0 T statt 1,5 T
- „View-angle tilting“
- Sequenz mit SEMAC
- Einsatz einer Gradientenechosequenz
- Reduzieren der Empfängerbandbreite

? Periprothetische Osteolysen ...

- entstehen durch Polyethylenabriebpartikel.
- entstehen durch zu wenig körperliche Aktivität.
- kommen nur bei nichtzementierten Prothesen vor.
- nehmen kein Kontrastmittel auf.
- sind mit Infekten assoziiert.

? Ein Patient mit schmerzhafter Metall-Metall-Hüftprothese, die vor 5 Jahren implantiert wurde, wird mittels MRT untersucht. Sie finden eine 6 cm große Flüssigkeitskolektion mit dickem T2-hypointensem Randwall. Was ist die wahrscheinlichste Diagnose?

- Abszess
- Pseudotumor
- Serom
- Altes Hämatom
- Osteolyse

? Bei welchem operativen Zugangsweg für eine Hüfttotalprothese wird der M. gluteus medius am meisten geschädigt?

- Anteriorer Zugang
- Anterolateraler Zugang
- Lateraler Zugang
- Medialer Zugang
- Posteriorer Zugang

? Wie kommt das anteriore Iliopsoassehen-Impingement nach Hüftprothese am ehesten zustande?

- Narbige Veränderungen nach anteriorem Operationszugang
- Raumfordernde Wirkung eines Pseudotumors
- Reaktive Synovitis durch Abriebpartikel

- Hervorstehender anteriorer Rand der Acetabulumkomponente
- Scharfe Knochenkante am anterioren Acetabulum

? Welche der folgenden Pathologien ist bei einem Patienten mit schmerzhafter Metall-Metall-Prothese am ehesten für seine Schmerzen verantwortlich?

- Pseudotumor
- Knochenmarködem
- Narbe im anterolateralen Operationszugang
- Gelenkerguss
- Kleine reife heterotope Ossifikation über dem Trochanter major

? Ein Patient, welcher vor 6 Monaten eine nichtzementierte Hüftprothese erhalten hat, wird mittels CT wegen schmerzhafter Hüftprothese abgeklärt. Es gibt eine postoperative Voruntersuchung. Was erklärt seine Schmerzen am ehesten?

- Neuer feiner Lysesaum <2 mm
- Neues Einsinken der Schaftprothese um 8 mm
- Zunehmende Osteopenie an der Trochanter-major-Region
- Kleine heterotope Ossifikationen
- Neue bandförmige Sklerosezone im Acetabulumdach

Diese zertifizierte Fortbildung ist 12 Monate auf springermedizin.de/eAkademie verfügbar. Dort erfahren Sie auch den genauen Teilnahmechluss. Nach Ablauf des Zertifizierungszeitraums können Sie diese Fortbildung und den Fragebogen weitere 24 Monate nutzen.



Für Zeitschriftenabonnenten ist die Teilnahme am e.CME kostenfrei