

IRM malgré une prothèse? Réduction des artefacts métalliques en imagerie par résonance magnétique

Christine Ehrmann, Reto Sutter, Christian Pfirrmann
Radiologie Uniklinik Balgrist

L'implantation de prothèses dans le cadre d'arthroses de la hanche ou du genou fait partie des interventions de routine dans la pratique orthopédique. Au cours de la dernière décennie, le nombre d'interventions prothétiques a doublé [1]. En conséquence, le nombre absolu de problèmes associés aux prothèses augmente lui aussi, incluant notamment les ruptures de matériel, le descellement de composants, les ostéolyses péri-prothétiques/la libération de particules d'usure, les infections et les fractures péri-prothétiques [2, 3]. On assiste également à une augmentation des affections des parties molles péri-prothétiques comme l'insuffisance des abducteurs après pose d'une prothèse de hanche ou l'irritation du tractus ilio-tibial après pose d'une prothèse de genou.

Artefacts métalliques

La radiographie constitue l'examen standard pour le suivi médical des patients symptomatiques porteurs d'implants métalliques. Autrefois, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) avait uniquement une valeur très limitée pour visualiser les parties molles péri-prothétiques et les os chez les patients porteurs d'implants métalliques en raison des artefacts métalliques prononcés [4, 5]. Les composants métalliques sont à l'origine

d'une multitude de distorsions au niveau du champ magnétique de l'appareil d'IRM, causant des erreurs de codage spatial, une saturation de graisse insuffisante voire une disparition totale du signal [2]. À côté des artefacts provenant du plan de coupe (dits «*in-plane*») représenté, il y a également de nombreux artefacts provenant des plans avoisinants (dits «*through-plane*») [6]. L'ampleur des artefacts est influencée par la puissance du champ: une puissance de 1,5 T est plus adaptée qu'une puissance de 3 T pour la réalisation d'une IRM en présence de pièces métalliques. Par ailleurs, les artefacts métalliques dépendent du type de matériau: alors que les implants en chrome-cobalt et l'acier (par ex. pointe de foret cassée) provoquent de fortes hétérogénéités du champ magnétique et ainsi d'importants artefacts, les artefacts sont moins prononcés en cas d'implants en titane [2]. Finalement, la forme du matériau joue elle aussi un rôle: ainsi, en cas de prothèse de hanche, il y a des artefacts plus importants au niveau de la cupule prothétique hémisphérique qu'au niveau du corps prothétique cylindrique.

Méthodes visant à réduire les artefacts

Il existe différentes méthodes pour réduire les artefacts métalliques à l'IRM, par ex. l'optimisation de séquences

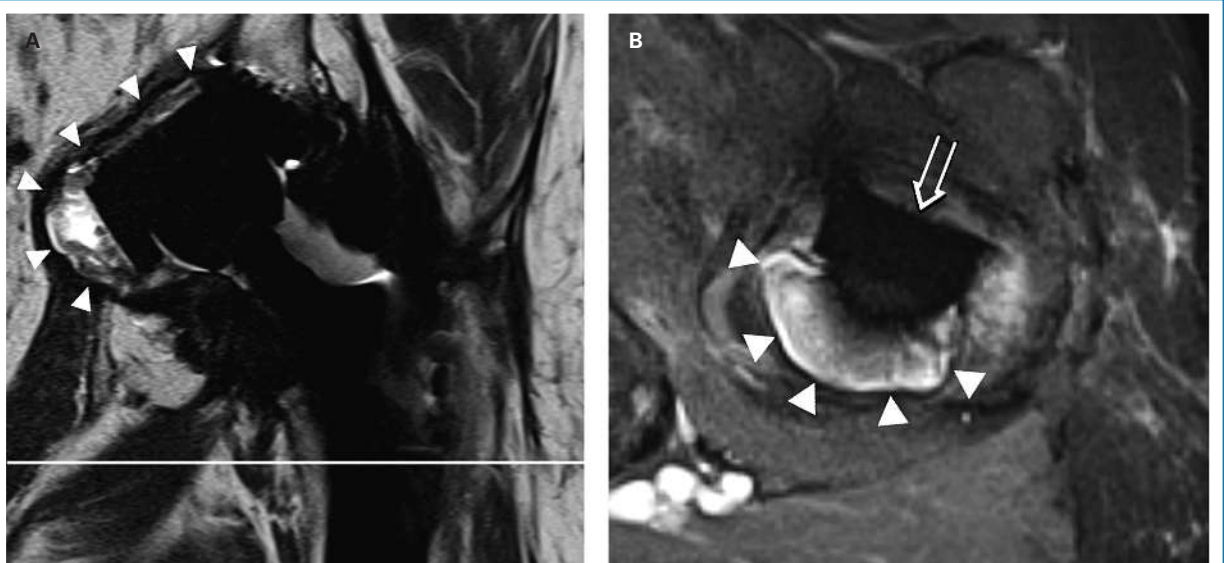


Figure 1 Descellement de la cupule d'une prothèse de hanche visualisé à l'IRM, en coupe coronale, séquence pondérée en T2 (A); descellement caractérisé par un contour lytique (pointes de flèches). La ligne blanche en (A) marque le plan de coupe en (B). L'ostéolyse prononcée (pointes de flèches) autour du corps prothétique (flèche ouverte) est bien visible en coupe transversale, séquence STIR optimisée (B).

Les auteurs ne déclarent aucun soutien financier ni d'autre conflit d'intérêts en relation avec cet article.

par augmentation de la largeur de bande du récepteur ou l'inclinaison de l'angle de vue («*view-angle-tilting*», VAT) afin de réduire les artefacts «*in-plane*» [2, 7]. Une grande partie des artefacts métalliques proviennent toutefois des plans avoisinants et ne peuvent pas être supprimés grâce à ces méthodes traditionnelles [6]. A cet effet, de nouvelles techniques, comme la «*slice-encoding for metal artifact correction*» (SEMAC) ou la «*multiple-acquisition with variable resonance image combination*» (MAVRIC), sont employées. Ces séquen-

ces mesurent les artefacts métalliques dans les plans avoisinants et les réduisent ensuite sur le plan de coupe. Dès lors, ces séquences durent typiquement un peu plus longtemps que les séquences IRM classiques [2, 3, 6]. Elles permettent une amélioration significative de la représentation des structures anatomiques et des anomalies pathologiques [3].

Grâce à ces nouvelles séquences IRM, il est aujourd'hui possible d'analyser les parties molles péri-prothétiques et l'os entourant le matériel prothétique, permettant

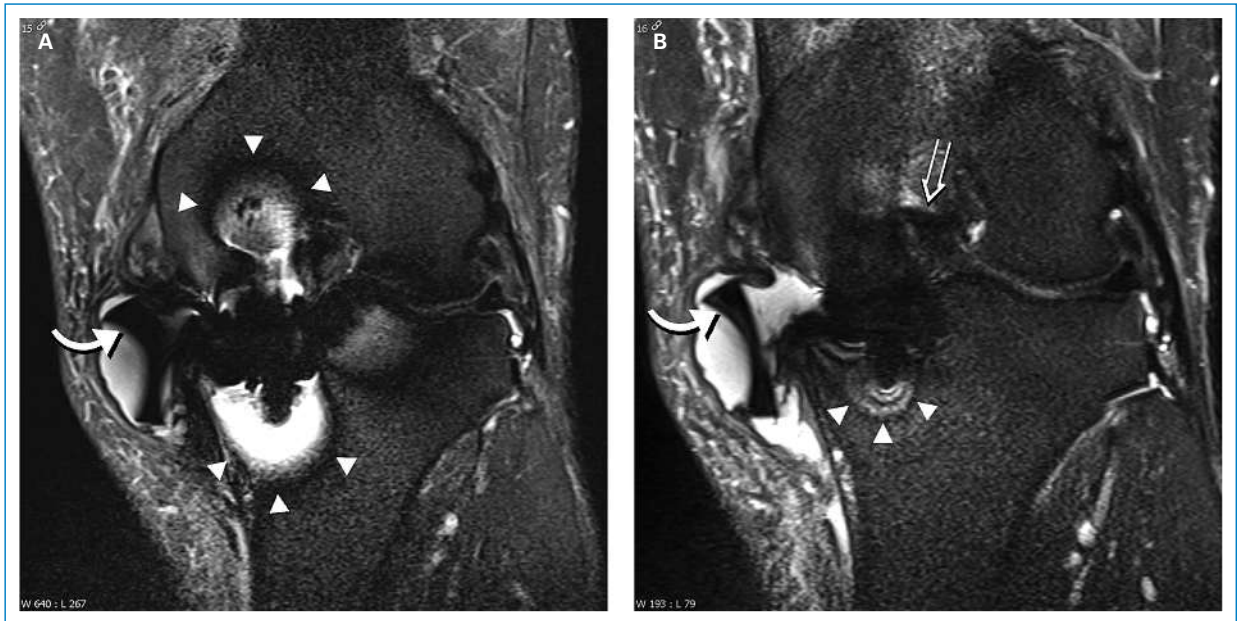



Figure 2

Exemple de réduction d'artefacts à l'IRM en présence d'une prothèse unicompartmentale du genou avec déplacement de l'inlay (flèche courbée): (A) séquence STIR optimisée de manière conventionnelle, (B) séquence STIR avec technique SEMAC; par rapport à la séquence classique, les artefacts métalliques (pointes de flèches) sont réduits, permettant de visualiser des structures internes du genou comme les ligaments croisés (flèche ouverte).



Figure 3

Prothèse de hanche à la radiographie (A) et à l'IRM, en séquence pondérée en T2 et optimisée (B). Détachement du tendon abducteur (flèche courbée) de son insertion au grand trochanter (flèche noire): le détachement n'est pas visible à la radiographie, alors qu'il est bien visible à l'IRM. La vis des composants acétabulaires de la prothèse (pointes de flèches) peut aussi être clairement visualisée.

ainsi d'évaluer les œdèmes des tissus mous et de la moelle osseuse, les pathologies des tendons (par ex. tendons abducteurs de la hanche) ou encore les lésions des ligaments latéraux de l'articulation du genou [3, 8]. Par ailleurs, il est possible de visualiser à l'IRM des complications prothétiques comme un descellement, ainsi que l'ampleur d'une ostéolyse aux particules d'usure, en particulier dans la séquence STIR («short tau inversion recovery») sensible aux liquides (fig. 1–3 ) [3, 8].

Réalisation d'un examen d'IRM: signaler correctement les patients porteurs d'une prothèse articulaire

Quels principes faut-il respecter dans la pratique clinique quotidienne lorsqu'une IRM est souhaitée chez un patient porteur d'une prothèse articulaire? Le port d'une prothèse articulaire ne constitue pas une contre-indication à l'IRM. L'apposition d'une mention spécifique sur la demande d'examen du médecin («méta/prothèse») permet de privilégier la réalisation d'une IRM avec un appareil de 1,5 T et d'utiliser des séquences spécifiques adaptées aux métaux. En présence d'une prothèse articulaire, il n'est pas nécessaire de connaître le type exact de prothèse pour réaliser un examen d'IRM.

Correspondance:

Dr Christine Ehrmann
Radiologie, Uniklinik Balgrist
Forchstrasse
CH-8008 Zürich
[christine.ehrmann\[at\]balgrist.ch](mailto:christine.ehrmann[at]balgrist.ch)

Références

- 1 Agency for Healthcare Research and Quality. HCUPnet HCaUP. National statistics: Rockville M. Hip replacement 2009 and 1999. Agency for Healthcare Research and Quality. September 16, 2011.
- 2 Hargreaves BA, Worters PW, Pauly KB, Pauly JM, Koch KM, Gold GE. Metal-induced artifacts in MRI. *AJR Am J Roentgenol.* 2011;197(3):547–55.
- 3 Sutter R, Ulbrich EJ, Jellus V, Nittka M, Pfirrmann CW. 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(1):204–14.
- 4 Potter HG, Nestor BJ, Sofka CM, Ho ST, Peters LE, Salvati EA. Magnetic resonance imaging after total hip arthroplasty: evaluation of periprosthetic soft tissue. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A(9):1947–54.
- 5 White LM, Kim JK, Mehta M, et al. Complications of total hip arthroplasty: MR imaging-initial experience. *Radiology.* 2000;215(1):254–62.
- 6 Lu W, Pauly KB, Gold GE, Pauly JM, Hargreaves BA. SEMAC: Slice Encoding for Metal Artifact Correction in MRI. *Magn Reson Med.* 2009;62(1):66–76.
- 7 Butts K, Pauly JM, Gold GE. Reduction of blurring in view angle tilting MRI. *Magn Reson Med.* 2005;53(2):418–24.
- 8 Hayter CL, Koff MF, Shah P, Koch KM, Miller TT, Potter HG. MRI after arthroplasty: comparison of MAVRIC and conventional fast spin-echo techniques. *AJR Am J Roentgenol.* 2011;197(3):W405–11.