

GESTION DES ARTEFACTS METALLIQUES : IRM et SCANNER

Eric Pessis

I) INTRODUCTION

Les artefacts métalliques en scanner et en IRM sont une source de difficulté diagnostique importante, et quotidienne. Ces artefacts sont particulièrement importants autour des larges implants métalliques (prothèse articulaires, matériel d'ostéosynthèse, arthrodèse). En scanner, ces artefacts obscurcissent la région péri prothétique rendant difficile voire impossible l'évaluation de l'interface métal-os, à la recherche de descellement, de granulomatose, de fracture. Ces artefacts peuvent se propager à distance du matériel métallique et gêner considérablement l'étude anatomique régionale : par exemple l'étude intra pelvienne au scanner (à la recherche d'adénopathie) est souvent limitée par les artefacts de durcissement des prothèses totales de hanche (1).

En IRM, la présence de matériel métallique peut entraîner de nombreux artefacts : perte de signal, échec de la suppression de graisse, distorsion géométrique, pile-up artefacts.

L'optimisation des paramètres d'acquisitions de l'image par scanner ou IRM, peut réduire ces artefacts métalliques. De nouvelles techniques d'acquisition par scanner (scanner double énergie) et par IRM (séquences spécifiques : MAVRIC, SEMAC) améliorent significativement l'exploration de la région péri prothétique.

II) SCANNER ET ARTEFACT METALLIQUE

2-1) Les principales causes d'artefacts obscurcissant la région péri prothétique métallique en scanner sont : les artefacts de durcissement (beam hardening), appauvrissement du flux de photon c'est-à-dire augmentation du bruit (photon starvation) et artefacts des stries en éventail (scatter artifact, traits irradiants à partir de l'objet).

L'amélioration des détecteurs, l'utilisation de données calibrées sur des fantômes spécifiques et calculées durant le processus de reconstruction de l'image (2), sur Les scanners actuels, permettent de corriger partiellement ces artefacts

Pour réduire les artefacts métalliques on peut modifier les paramètres d'acquisition et/ou de reconstruction :

-Pendant l'acquisition, l'augmentation du pic de kilo voltage (kilovolt peak), l'augmentation de charge du tube (milliampere-seconds), minimiser l'épaisseur du matériel traversé par les rayons X en positionnant judicieusement les patients, l'utilisation d'une petite collimation, de coupes fines peuvent réduire les artefacts métalliques.

-Après l'acquisition, l'utilisation de coupes reconstruites (MPR) épaisses, de filtres de reconstructions standards ou mous (soft, detail, etc..) à la place de filtres de reconstructions durs (bone) (3), élargissement de la fenêtre de visualisation.

Toutefois, ces techniques peuvent être insuffisantes, ou d'utilisation limitée. Par exemple, en augmentant la charge du tube, on s'affranchit de l'appauvrissement du flux de photon une fois le matériel métallique traversé, mais au dépend de la dose reçue dans les zones de plus faible atténuation (2).

2-2) Imagerie spectrale monochromatique virtuelle

2-2-1) Artéfact de durcissement

Le développement de l'imagerie tomodensitométrique (TDM) spectrale avec reconstruction monochromatique virtuelle, a permis de réduire significativement les artefacts métalliques au scanner (4-6).

Sur les scanners conventionnels, on mesure l'atténuation du faisceau de rayon X traversant un objet. La qualité du faisceau de rayon X est habituellement mesurée en kilovolt peak ou kVp (l'énergie maximale des photons). Ce faisceau est en fait constitué de photons d'énergies différentes, que l'on peut représenter par un graphique (Fig1), qui illustre le caractère polychromatique du faisceau de rayon X (des photons d'énergies différentes). Une image polychromatique générée par un scanner conventionnel, est la conséquence du caractère polychromatique ou multi énergie des photons choisie par l'utilisateur (par exemple 80, 100, 120, or 140 kVp).

En traversant un objet dense (métallique), les photons de basse énergie sont stoppés, contrairement aux photons de hautes énergies : le faisceau de rayon X s'est durci (2, 6). Le spectre de rayon qui arrivera sur les détecteurs ne contient que des photons de haute énergie, ce qui entraîne des erreurs de mesure des détecteurs avec artefacts en bandes noires ou artefact de durcissement (beam-hardening artifact) (Fig2).

Les scanner double énergie permettent d'obtenir des images non plus polychromatique, mais monochromatique. Ce sont des images virtuelles de scanner, montrant un objet s'il était traversé par une source de rayon X avec des photons à un seul niveau d'énergie (Fig 3). L'unité de mesure pour un photon de rayon X à un seul niveau d'énergie est le kiloelectronvolts (keV) (7) et non plus le kVp. Puisque le faisceau de rayon X qui traverse un objet dense est monochromatique (virtuellement un seul niveau d'énergie), il n'y a plus de durcissement du faisceau de rayon X.

2-2-2) Scanner bi-énergie et imagerie mononochromatique virtuelle

Le principe élémentaire du scanner bi-énergie est l'acquisition de 2 données (2 coefficients d'absorption) sur le même point anatomique en utilisant 2 différents kVp polychromatiques (habituellement 80kVp et 140kVp). Les 2 données doivent être obtenues simultanément ou quasi simultanément : cela permet de mesurer le coefficient d'atténuation d'un même point anatomique à 2 niveaux d'énergies différents.

Trois types de scanner bi-énergie sont disponibles : scanner double source avec double détecteurs (2 tubes-2 détecteurs : Siemens), scanner avec 1 tube - 1 détecteur (avec 2 couches de détecteur : Philips), scanner avec 1 tube - 1 détecteur et alternance rapide du kVp du tube (80 et 140 kVp) en 0.5 msec pendant une rotation (General electric) (8).

Quelque soit le type de scanner double-énergie utilisé, on obtient pour chaque point anatomique 2 données qui permettent de calculer mathématiquement une image virtuelle

mono chromatique : comme si on avait utilisé un faisceau de rayon X à un seul niveau d'énergie (keV). C'est une opération linéaire, c'est-à-dire que l'utilisateur peut choisir le niveau d'énergie qui lui convient à l'aise d'un curseur allant par exemple de 50 à 140 keV (6).

2-2-3) Correction des artefacts de durcissement

Pour améliorer la visualisation de l'interface métal –os ou ciment-os d'une prothèse de hanche, il faut utiliser des images monochromatiques de haute énergie (140 keV). Cela permet de mettre en évidence un liséré de descellement prothétique à l'interface (6).

Toutefois, à ce niveau d'énergie, le contraste entre les structures est diminué. Pour visualiser les parties molles périprothétiques (une collection, un épanchement articulaire), il faut utiliser des images monochromatiques à un niveau d'énergie plus faible (70 ou 80 keV)(6). Si la correction des artefacts de durcissement est insuffisante notamment avec une image monochromatique à 70-80 keV, il existe de multiples algorithmes de reconstructions qui permettent de diminuer encore les artefacts de durcissement. GE healthcare propose un logiciel de réduction d'artefact métallique (MARS) basé sur un seuillage(9, 10).

En pratique, l'analyse des images se fait systématiquement à 2 niveaux d'énergie monochromatique (par exemple 80keV et 140keV).

2-2-4) Scanner double énergie et irradiation

Les études les plus récentes réalisées avec un scanner double énergie avec changement rapide du kilovoltage ont montré des doses d'irradiations similaires à celles obtenues avec les scanner conventionnels. Li et al (11) calcule un CTDI pondéré, supérieur à 14% par rapport au scanner conventionnel. Il s'agit d'étude réalisé sur des scanners abdomino-pelviens. Il n'y a pas d'étude disponible comparant le niveau d'irradiation sur des examens centrés sur une prothèse métallique.

III) IRM ET ARTEFACT METALLIQUE

En IRM, la présence de matériel métallique peut entraîner de nombreux artefacts : perte de signal, échec de la suppression de graisse, distorsion géométrique.

Tout d'abord, il n'y a pas de signal IRM du matériel métallique, le métal apparaît noir en IRM.

De plus le matériel métallique est très sensible aux artefacts de susceptibilité magnétique.

3-1) Artefacts de susceptibilité magnétique : principes

La susceptibilité magnétique d'un tissu correspond à l'aimantation interne du tissu, induite par un champ magnétique externe (B0). À l'interface entre 2 tissus ayant des susceptibilités magnétiques différentes, il existe une distorsion du champ magnétique B0. De telles interfaces existent entre air et tissus, ou entre os cortical et tissus. Ces hétérogénéités de champ constants (de type T2*) sont responsables de déphasages et de décalages de fréquences localisés à l'origine d'une perte de signal. L'intensité et la portée de la perte de

signal dépendent des rapports anatomiques entre les structures ainsi que de l'intensité et de la direction du gradient de lecture.

Cet artéfact est très marqué en présence de matériel métallique, ferromagnétique ou pas (titane...). La perte de signal est de portée variable en fonction du type de métal et de séquence. Elle est due à plusieurs phénomènes :

Hétérogénéités de champ (T2*)

Distorsion du champ telle que la fréquence de résonance est modifiée : lors de la sélection de coupe, d'où une absence d'excitation des protons et donc une absence de signal ; lors de la lecture du signal, d'où un déplacement des voxels concernés selon la direction du codage de fréquence à l'origine d'une perte de signal et d'une distorsion de l'image.

3-2) Artéfacts de susceptibilité magnétique : technique de réduction des artéfacts

Il existe plusieurs méthodes pour atténuer ou modifier les artéfacts de susceptibilité magnétique (12):

-Les séquences en écho de spin sont moins sensibles aux artéfacts de susceptibilité magnétique que les séquences en écho de gradient. Grâce à l'impulsion de rephasage de 180°, l'écho de spin permet de corriger les hétérogénéités de champ au sein d'un voxel. Cela permet de réduire la perte de signal du au déphasage.

Il est possible également d'utiliser des séquences à TE ultracourt pour réduire la perte de signal. Cela permet d'obtenir l'image immédiatement après l'excitation de radiofréquence, et laisse moins de temps au déphasage de se produire c'est-à-dire à la magnétisation de devenir incohérente.

-Modifier la direction du codage en fréquence et du codage de phase peut permettre de modifier la forme de l'artéfact sans le supprimer.

-Une bande passante (BW) élargie, pendant la sélection de coupe et la lecture permet également de diminuer les effets de distorsion. C'est la méthode la plus simple pour diminuer les artéfacts métalliques. En revanche, elle entraîne une augmentation de la SAR.

-La distorsion dans la direction du plan de coupe peut être atténuée en diminuant l'épaisseur de coupes.

-Pour la suppression du signal de la graisse, les techniques d'inversion-récupération (STIR) sont moins sensibles aux hétérogénéités de champ que les techniques de saturation. Les techniques classiques de suppression de graisse spectrale (Fat-sat, excitation d'eau) sont les techniques les plus sensibles à la présence de matériel métallique.

3-3) Nouvelles séquences : MAVRIC, WARP, SEMAC

De nouvelles séquences d'acquisitions, disponibles en routine, ont été développées afin de réduire les artéfacts de susceptibilité magnétique.

Il s'agit d'un mixte de fonctionnalités standards (BW large avec optimisation des pulses de radiofréquence) et de fonctionnalités avancées : elles utilisent des séquences en 3D (MAVRIC) ou en 2D (SEMAC) couplées à du STIR.

En pratique, elles permettent de réduire considérablement les artéfacts au contact même du matériel métallique pour visualiser, dans les cas favorables, l'os au contact même de la prothèse métallique.

Artéfact	Méthodes classiques pour réduire les artéfacts	Méthodes avancées pour réduire les artéfacts
Perte de signal par déphasage	Spin écho ou fast spin écho (FSE, TSE, RARE)	Séquence à TE ultra court, SWIFT
Echec de la suppression de graisse	Utiliser séquence STIR	
Distorsion géométrique	Augmenter la bande passante	
Distorsion dans le plan de coupe (perte de signal, pile-up)	Augmenter la bande passante, permutez phase-fréquence	Imagerie multi spectrale (MAVRIC, SEMAC, etc)
Distorsion entre les coupes	Coupes fines, Nonselective Imaging	Imagerie multi spectrale (MAVRIC, SEMAC, etc)
Toutes les distorsions	Toutes les techniques listées	

Tableau 1 : principales techniques de réduction des artéfacts métalliques en IRM.

FSE = fast spin-echo, TSE = turbo spin-echo, RARE = rapid acquisition with relaxation enhancement, SWIFT = sweep imaging with Fourier transform

MAVRIC = multiacquisition variable-resonance image combination,

SEMAC = slice-encoding for metal artifact correction.

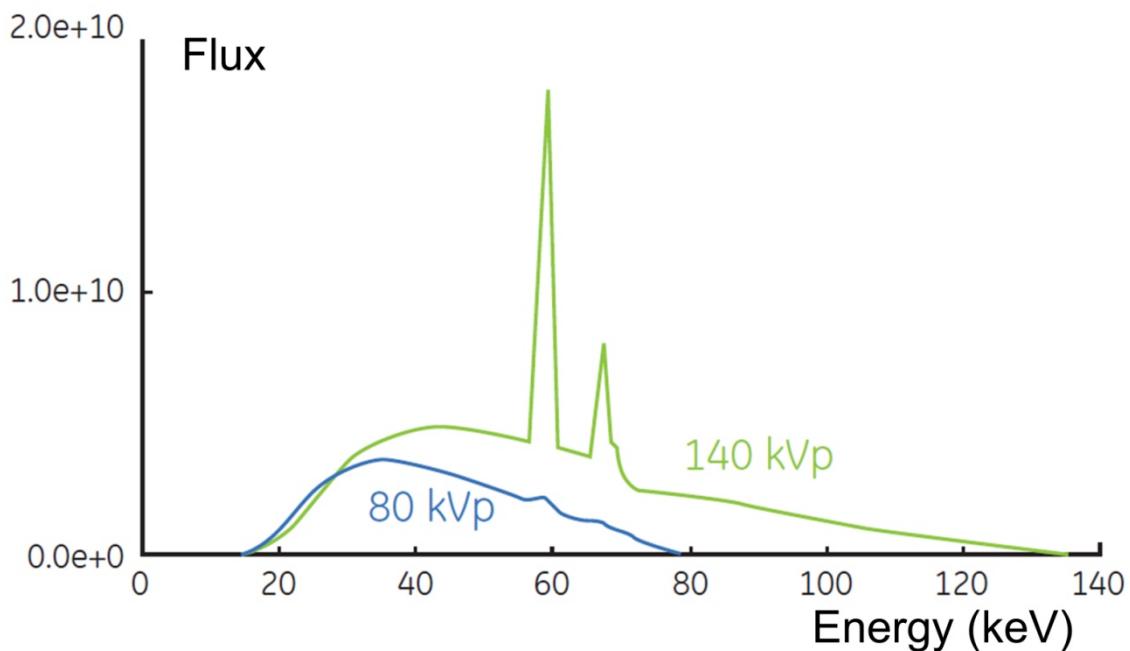


Figure 1. Spectre polychromatique du faisceau de rayon X pour 80 kVp et 140 kVp.

Les scanners conventionnels utilisent un faisceau de rayon X polychromatique composé de photons avec une large étendue de niveau d'énergie (keV), avec un niveau d'énergie maximal exprimé en pic de voltage (kVp). Une image polychromatique est une image générée par un scanner conventionnel mono-énergie due à l'ensemble du spectre d'énergie des photons (ou faisceau de rayon X polychromatique) avec un pic de kVp choisié par l'utilisateur, c'est à dire, 80, 100, 120, ou 140 kVp.

kVp = Kilo Volt Peak, pic de voltage appliqué à un tube de rayon X, exprimé en kilovolts. C'est la limite supérieure d'énergie du rayon X pour un faisceau de rayon X polychromatique.

keV = Kilo Electro Volts, unité de mesure pour un seul photon de rayon X. Cela caractérise l'énergie d'un photon pour une source de rayon X monochromatique.

L'axe Y-axis représente le nombre de photons, c'est un nombre relatif et l'axe des Y est donc sans unité.

D'après (6).

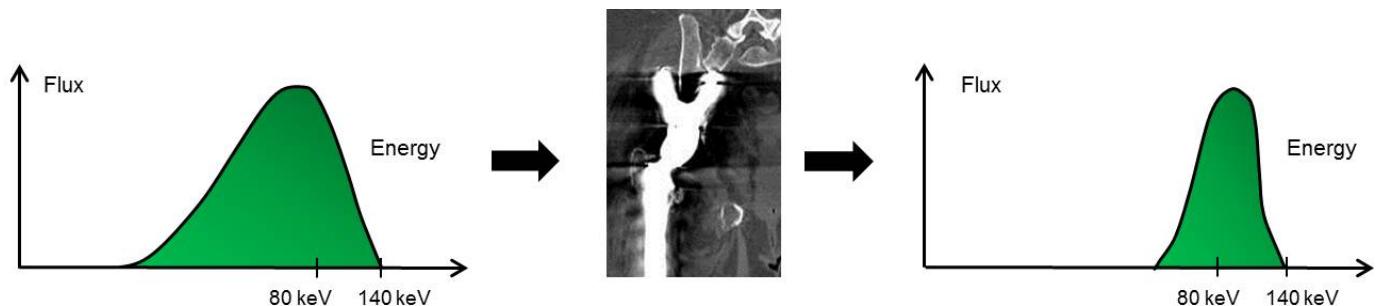


Figure 2. Artéfact de durcissement.

Lorsque le faisceau de rayon X polychromatique, traverse un objet métallique, les photons de faible énergie sont absorbés en premier, les photons de haute énergie étant beaucoup moins absorbés. Le faisceau de rayon X détecté contient la portion du spectre d'énergie la plus élevée. Il en résulte des artefacts de bande noire entre les structures métalliques.

D'après (6).

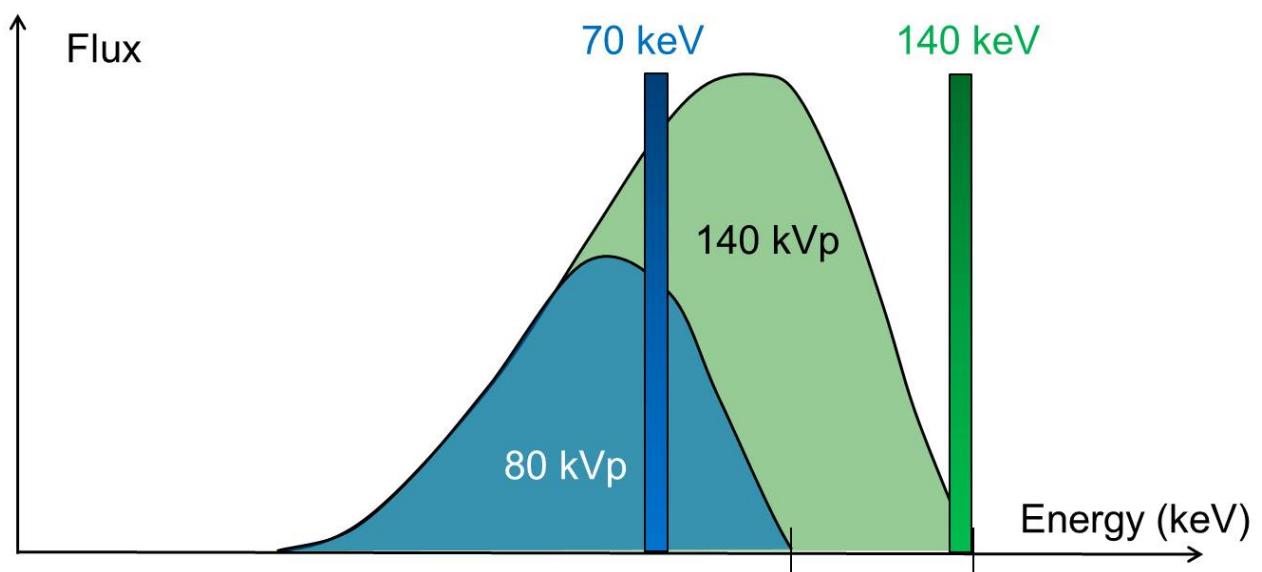


Figure 3. Imagerie spectrale monochromatique virtuelle versus imagerie polychromatique.

Un faisceau de rayon X polychromatique est composé de photons avec une large étendue de niveau d'énergie, avec un niveau d'énergie maximale exprimé en pic de voltage (kVp).

Un faisceau de rayon X monochromatique est composé de photons avec un seul niveau constant d'énergie, exprimé en kiloelectron-volts (keV). L'image spectrale monochromatique virtuelle détecte comment l'objet serait représenté s'il était traversé par une source de rayon-X produisant des photons de rayons X à un seul niveau d'énergie, par exemple 70 keV ou 140 keV.

kVp = Kilo Volt Peak, pic de voltage appliqué à un tube de rayon X, exprimé en kilovolts. C'est la limite supérieure d'énergie du rayon X pour un faisceau de rayon X polychromatique.

keV = Kilo Electro Volts, unité de mesure pour un seul photon de rayon X. Cela caractérise l'énergie d'un photon pour une source de rayon X monochromatique.

D'après (6).

RÉFÉRENCES

1. Liu PT, Pavlicek WP, Peter MB, Spangehl MJ, Roberts CC, Paden RG. Metal artifact reduction image reconstruction algorithm for CT of implanted metal orthopedic devices: a work in progress. *Skeletal radiology*. 2009;38(8):797-802.
2. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*. 2004;24(6):1679-91.
3. Lee MJ, Kim S, Lee SA, et al. Overcoming artifacts from metallic orthopedic implants at high-field-strength MR imaging and multi-detector CT. *Radiographics*. 2007;27(3):791-803.
4. Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CR, Johnson TR. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *European radiology*. 2011;21(7):1424-9.
5. Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, Ueno A, Yamada M, Kuribayashi S. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. *Radiology*. 2011;259(1):257-62.
6. Pessis E, Campagna R, Sverzut JM, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT. *Radiographics*. 2013;33(2):573-83.
7. Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiographics*. 2011;31(4):1031-46; discussion 47-50.
8. Kaza RK, Platt JF, Cohan RH, Caoili EM, Al-Hawary MM, Wasnik A. Dual-Energy CT with Single- and Dual-Source Scanners: Current Applications in Evaluating the Genitourinary Tract. *Radiographics*. 2012;32(2):353-69.
9. Brook OR, Gourtsoyianni S, Brook A, Mahadevan A, Wilcox C, Raptopoulos V. Spectral CT with metal artifacts reduction software for improvement of tumor visibility in the vicinity of gold fiducial markers. *Radiology*. 2012;263(3):696-705.
10. Lee YH, Park KK, Song HT, Kim S, Suh JS. Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software. *European radiology*. 2012;22(6):1331-40.
11. Li B, Yadava G, Hsieh J. Quantification of head and body CTDI(VOL) of dual-energy x-ray CT with fast-kVp switching. *Medical physics*. 2011;38(5):2595-601.
12. 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.

