

SIMULATION NUMÉRIQUE DES ARTEFACTS DE SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE EN IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE.

BALAC S.

Institut de Recherche Mathématique de Rennes, Université de Rennes 1
Campus de Beaulieu, 35042 Rennes cedex

INTRODUCTION.

En imagerie par résonance magnétique (IRM) on obtient une coupe anatomique du corps humain en soumettant le patient à des champs magnétiques. De l'homogénéité des champs magnétiques utilisés dépend la qualité de l'image IRM obtenue. Or les sources de perturbation de ces champs magnétiques sont nombreuses. L'une de ces sources a pour origine les matériaux métalliques implantés: implants dentaires, prothèses orthopédiques, clips vasculaires, etc. Le champ magnétique induit par ces objets métalliques vient s'ajouter aux champs magnétiques utilisés pour réaliser l'image IRM. Il en résulte une déformation de l'image dans le voisinage de l'implant: on parle d'artefacts de susceptibilité magnétique. Suivant leur taille et leur localisation, ces artefacts peuvent gêner, voir empêcher le diagnostic médical. À l'heure actuelle aucune technique ne permet de corriger ce type d'artefacts. La modélisation mathématique et la simulation numérique sont deux outils devant permettre, dans un premier temps, d'approfondir la compréhension du processus de création des artefacts de susceptibilité magnétique. Dans une étape ultérieure, elle devrait permettre de faciliter la mise en œuvre de techniques de correction (ou d'atténuation) de ces artefacts. Dans ce but nous avons développé un logiciel de simulation numérique qui, à partir de la donnée des caractéristiques de l'objet implanté, calcule l'artefact généré.

Après avoir rappelé les principes de l'IRM, nous présentons une modélisation mathématique du processus de création des artefacts. Nous montrons qu'à partir de cette modélisation, nous retrouvons l'interprétation couramment admise des processus de création des artefacts. Cette modélisation nous a permis de développer un code de simulation des artefacts de susceptibilité magnétique que nous présentons brièvement. Enfin des résultats de simulations numériques sont exposés et comparés aux images expérimentales d'artefacts obtenues pour un implant dentaire.

PRINCIPE DE L'IMAGERIE ET ORIGINE DES ARTEFACTS.

L'IRM consiste à mesurer l'aimantation nucléaire (en pratique on s'intéresse surtout au noyau d'hydrogène en raison de sa très grande abondance naturelle) des tissus biologiques. La première étape pour réaliser une image par Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) est de soumettre l'échantillon à un champ magnétique statique \mathbf{B}_0 dont l'intensité est de l'ordre de 1 Tesla. Sous l'effet de ce champ \mathbf{B}_0 , les dipôles magnétiques nucléaires produisent un moment magnétique macroscopique (ou aimantation) d'équilibre \mathbf{M}_0 orienté dans la direction de \mathbf{B}_0 . Cette aimantation \mathbf{M}_0 est trop faible pour être mesurée directement. Dans une seconde phase, on soumet l'échantillon à une onde radio-fréquence \mathbf{B}_1 (dont la fréquence est ajustée à la *fréquence propre* de l'espèce nucléaire étudiée). Le vecteur aimantation est alors déplacé de sa position d'équilibre \mathbf{M}_0 (phase dite de *résonance*). À l'arrêt de l'onde excitatrice \mathbf{B}_1 , on enregistre un signal (dit signal RMN), qui accompagne le retour à la position d'équilibre du vecteur aimantation (cette phase est appelée *la relaxation*). L'intensité du signal RMN dépend de la densité de noyaux d'hydrogène dans l'échantillon et sa fréquence est proportionnelle à l'intensité du champ

magnétique statique appliqué. Une analyse de ce signal (par transformée de Fourier) fournit des informations sur la substance étudiée.

Pour pouvoir obtenir une image de l'échantillon, il faut être en mesure de relier les informations obtenues en analysant le signal à une position dans l'échantillon. La méthode à l'heure actuelle la plus utilisée pour réaliser une image IRM est la méthode dite *Zeugmatographie de Fourier* (et ses variantes, les méthodes *Spin-Warp* et *Spin-Écho*). Elle consiste à créer une dépendance spatiale du signal à l'aide de trois *gradients*, champs magnétiques dont l'intensité varie de façon linéaire selon les trois directions de l'espace. Plus précisément, un premier gradient (appelé gradient de coupe), est appliqué simultanément à l'onde radio-fréquence \mathbf{B}_1 . Cela conduit à la mise en résonance des noyaux situés sur une même coupe de l'échantillon à l'exclusion des autres noyaux. Un second gradient (appelé gradient de phase) est appliqué un court instant avant l'enregistrement du signal. Il crée un déphasage des signaux de résonance dans une direction choisie du plan de coupe. Enfin la localisation spatiale est obtenue en appliquant un troisième gradient (le gradient de lecture) pendant l'enregistrement du signal dans la direction orthogonale à celle du gradient de phase dans le plan de coupe. On obtient une correspondance entre l'espace (plan de coupe, bi-dimensionnel) et la fréquence (couple fréquence – phase) du signal. L'image est alors obtenue en effectuant une double transformation de Fourier du signal.

On conçoit aisément que des perturbations du champ magnétique statique vont perturber ce processus de codage de l'image. Les perturbations du champ magnétique statique peuvent avoir des origines diverses. Nous nous intéressons ici aux perturbations liées à la présence dans l'échantillon étudié de matériaux métalliques implantés: implants dentaires, prothèses orthopédiques, clips vasculaires (il peut aussi s'agir de cavités aériennes). Le champ magnétique induit par l'implant métallique sous l'action du champ principal \mathbf{B}_0 vient s'ajouter aux trois gradients, perturbant le processus de codage de l'image. L'image obtenue n'est alors pas conforme à la coupe de l'échantillon étudié. Les déformations de l'image qui en résultent sont appelées *artefacts de susceptibilité magnétique*. Les artefacts de susceptibilité magnétique ont pour caractéristique le fait que la source de perturbation varie d'une expérience à l'autre; il est donc difficile de mettre en œuvre des méthodes pour les supprimer.

ANALYSE MATHÉMATIQUE DU PROCESSUS DE CRÉATION DES ARTEFACTS.

Dans une expérience d'IRM, la direction définie par le champ principal \mathbf{B}_0 est une direction privilégiée. On introduit le repère $(O, \mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ lié à l'imageur, dont le vecteur \mathbf{z} est défini par le sens du champ \mathbf{B}_0 (qui est celui de l'axe du tunnel de l'appareil IRM), les deux autres directions étant arbitraires (voir la figure 1).

Codage de l'image.

La relation à la base du codage spatial de l'image est la relation de Larmor $\nu = \frac{\gamma}{2\pi}B$. Cette relation donne la fréquence de résonance d'une espèce nucléaire (caractérisée par son rapport gyromagnétique de spin γ) soumis à un champ magnétique \mathbf{B} . Elle donne aussi la fréquence du signal de résonance recueilli. Dans le cadre de la méthode Spin-Warp, on a recours pour réaliser le codage de l'image à trois gradients de champ magnétique appliqués successivement: le gradient de coupe \mathbf{G}_c utilisé pour sélectionner une coupe de l'échantillon, le gradient de phase \mathbf{G}_p et le gradient de lecture \mathbf{G}_l . Un gradient (de champ magnétique) désigne un champ magnétique statique orienté dans la même direction que le champ principal \mathbf{B}_0 et dont l'intensité varie linéairement dans une

direction donnée appelée *direction du gradient*. L'intensité d'un tel champ est relativement faible (de l'ordre du Gauss).

Le *gradient de coupe* est utilisé pour sélectionner la coupe de l'échantillon que l'on souhaite voir représenté sur l'image. Ce champ en un point $P \in \mathbb{R}^3$ a pour expression

$$\mathbf{G}_c(P) = g_c (\mathbf{n}_c \cdot \mathbf{r}) \mathbf{z}, \quad (1)$$

où $\mathbf{r} = \mathbf{OP}$, et où g_c et \mathbf{n}_c sont l'intensité et la direction du gradient de coupe. On peut montrer qu'en tout point d'un plan de cote c dans la direction \mathbf{n}_c , voir la figure 1, la fréquence de Larmor est constante et vaut

$$\nu_c = \frac{\gamma}{2\pi} (B_0 + g_c c). \quad (2)$$

Ainsi en appliquant une onde radio-fréquence \mathbf{B}_1 de fréquence ν_c , on n'excite que les noyaux d'hydrogène situés sur ce plan (appelé plan de coupe et noté Π_c). Les noyaux n'appartenant pas à ce plan auront une fréquence propre différente et ne seront donc pas mis en résonance. Nous notons C le point du plan Π_c tel que $\mathbf{OC} = c \mathbf{n}_c$.

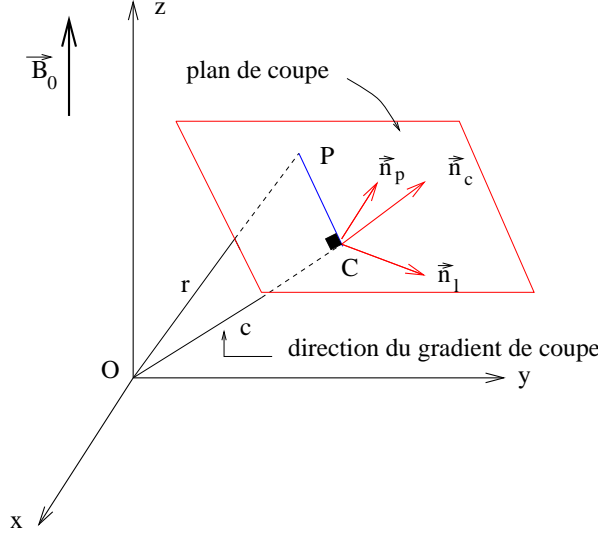


Figure 1: gradients utilisés pour le codage de l'image.

Le codage spatial à l'intérieur du plan de coupe sélectionné est réalisé en utilisant le gradient de lecture et le gradient de phase dont les directions \mathbf{n}_l et \mathbf{n}_p sont orthogonales dans ce plan. Nous considérons le repère $\mathcal{R}_c = (C, \mathbf{n}_l, \mathbf{n}_p, \mathbf{n}_c)$ et désignerons par (x_l, x_p, x_c) les coordonnées d'un point P dans ce repère.

Le *gradient de lecture* \mathbf{G}_l est utilisé pour créer une dépendance de la fréquence des différents signaux émis par les noyaux de la coupe sélectionné Π_c en fonction de leur position dans le plan de coupe. Il est appliqué au moment de l'enregistrement du signal. Il a pour expression

$$\mathbf{G}_l(P) = g_l (\mathbf{n}_l \cdot \mathbf{r}) \mathbf{z} = g_l x_l \mathbf{z}. \quad (3)$$

La fréquence du signal de résonance émis depuis un point P du plan de coupe, qui est donnée par la relation de Larmor, vaut

$$\nu(P) = \frac{\gamma}{2\pi} B(P) = \frac{\gamma}{2\pi} g_l x_l. \quad (4)$$

On a ainsi codé, à travers la fréquence du signal, la position d'un point du plan de coupe dans la direction \mathbf{n}_1 .

Le *gradient de phase* est utilisé pour coder la position du point P dans la direction \mathbf{n}_p . Il a pour expression

$$\mathbf{G}_p(P) = g_p (\mathbf{n}_p \cdot \mathbf{r}) \mathbf{z} = g_p x_p \mathbf{z}. \quad (5)$$

Le gradient de phase est appliqué pendant un court instant T_p avant que ne commence l'enregistrement du signal. Le signal émis depuis un point P acquiert une phase

$$\phi(P) = \gamma B(P) T_p = \gamma g_p x_p T_p. \quad (6)$$

Ainsi par le biais du gradient de lecture et du gradient de phase, on crée une dépendance entre la position des noyaux à l'intérieur du plan de coupe et le couple phase–fréquence du signal de résonance. Cette relation est donnée par les expressions (4) et (6).

Dans le cadre de la méthode Spin-Warp, le signal RMN recueilli provenant de la mise en résonance des protons du plan de coupe Π_c sélectionné est un signal sinusoïdal qui, si l'on néglige les phénomènes de relaxation est de la forme [1], [2],

$$\mathcal{S}(t_l, g_p) = \iint_{\Pi_c} I(x_l, x_p) \exp\left(i\gamma(g_l x_l t_l + g_p x_p T_p)\right) dx_l dx_p. \quad (7)$$

Ici I est proportionnel à la densité de protons au point (x_l, x_p) considéré. L'image IRM qui est obtenue par une double transformation de Fourier du signal représente alors la densité de protons dans la coupe sélectionnée.

Transformation de Fourier du signal IRM en présence d'un champ magnétique perturbateur.

Si un champ magnétique perturbateur \mathbf{B}' existe, le processus de codage décrit précédemment est perturbé et le signal recueilli n'est plus donné par (7). On montre, voir [3], qu'en présence d'un tel champ le signal de résonance, pour une séquence Spin-Écho, est de la forme

$$\begin{aligned} \mathcal{S}(t_l, g_p) &= \iint_{\Pi_c} I(x_l, x_p, x_c(x_l, x_p)) \exp\{i\gamma g_p x_p T_p\} \\ &\times \exp\{i\gamma [g_l x_l + B'_z(x_l, x_p, x_c(x_l, x_p))] t_l\} dx_l dx_p \end{aligned} \quad (8)$$

où x_c désigne une solution de l'équation

$$x_c + \frac{B'_z(x_l, x_p, x_c)}{g_c} = 0. \quad (9)$$

Pour simuler le processus de création des artefacts nous effectuons la transformée de Fourier du signal \mathcal{S} . Un cadre mathématique rigoureux est proposé dans [3]. Nous obtenons que l'intensité du signal au point (τ_1, τ_2) de l'image est donnée par

$$T(\tau_1, \tau_2) = \sum_{\substack{(x_l, x_p, x_c) \\ \text{solution de (11)}}} \frac{I(x_l, x_p, x_c)}{\left|1 + \frac{1}{g_l} \frac{\partial}{\partial x_l} B'_z(x_l, x_p, x_c)\right|}, \quad (10)$$

où

$$\begin{cases} x_l + \frac{B'_z(x_l, x_p, x_c)}{g_l} = \tau_1, \\ x_p = \tau_2, \\ x_c + \frac{B'_z(x_l, x_p, x_c)}{g_c} = 0. \end{cases} \quad (11)$$

INTERPRÉTATION DU PROCESSUS DE CRÉATION DES ARTEFACTS.

À partir de notre modélisation nous retrouvons l'interprétation couramment admise des artefacts de susceptibilité magnétique telle qu'elle est présentée par exemple dans [4], [5], [6]. Nous sommes en outre en mesure de préciser l'importance relative des différents phénomènes donnant lieu à l'artefact.

Distorsions géométriques.

(a) – La troisième équation du système (11) nous montre que la présence d'un champ magnétique perturbateur \mathbf{B}' entraîne un écart dans la direction du gradient de coupe entre le point P reproduit et sa position supposée. Cet écart vaut

$$\Delta c(P) = \frac{B'_z(P)}{g_c}. \quad (12)$$

On peut constater que cet écart sera d'autant plus faible que l'intensité g_c du gradient de coupe sera importante. On retrouve là un fait bien connu: une façon de diminuer l'importance des artefacts consiste à utiliser des gradients de forte intensité. Des raisons technologiques limitent toutefois l'intensité des gradients. La présence d'inhomogénéités magnétiques se traduit donc par une déformation du plan de coupe, voir la figure 2.

(b) – La première et la deuxième équation du système (11) nous permettent d'appréhender la manière dont la perturbation du codage par la phase et par la fréquence se traduit en définitive sur l'image. En l'absence de perturbation du champ magnétique, un point P de coordonnées (x_l, x_p, x_c) dans le repère associé au plan de coupe est représenté sur l'image (au changement d'échelle près) à la position $(\tau_1 = x_l, \tau_2 = x_p)$. Si un champ magnétique perturbateur \mathbf{B}' existe pendant la période de codage de l'image, ce point P va être représenté sur l'image à la position

$$(\tau_1 = x_l + \frac{B'_z(x_l, x_p, x_c)}{g_l}, \tau_2 = x_p). \quad (13)$$

Les modifications liées à la perturbation du codage en fréquence se traduisent par un déplacement selon la direction du gradient de lecture de la position sur l'image du point P reproduit. L'importance du déplacement est donnée par

$$\Delta l(P) = \frac{B'_z(P)}{g_l}. \quad (14)$$

Ces perturbations sont à l'origine d'une déformation des contours de l'objet selon la direction du gradient de lecture, dont l'importance est inversement proportionnelle à l'intensité de ce gradient, voir la figure 2. On remarquera l'absence de déformation dans la direction du gradient de phase: c'est là l'un des avantages bien connu de la méthode Spin-Warp, voir [7], p.165.

(c) – Outre les écarts que nous venons de mettre en évidence entre la position réelle et la position sur l'image d'un point du plan de coupe, les équations (11) montrent qu'en raison des inhomogénéités magnétiques, les distances ne sont pas conservées sur l'image. Considérons deux points $P = (x_l, x_p, x_c)$ et $P' = (x'_l, x'_p, x'_c)$ appartenant à la surface de coupe et séparés dans l'échantillon par une distance δ . Si $(x'_l = x_l + \delta_l, x'_p = x_p + \delta_p, x'_c = x_c + \delta_c)$, on vérifie qu'en présence d'un champ magnétique perturbateur \mathbf{B}' , la distance séparant les deux points à l'image vaut

$$\Delta = \sqrt{\left(\delta_l + \frac{1}{g_l} (B'_z(P') - B'_z(P))\right)^2 + \delta_p^2}. \quad (15)$$

Si le champ magnétique perturbateur \mathbf{B}' admet des variations importantes, alors deux points de l'échantillon proches l'un de l'autre peuvent se retrouver représentés sur l'image loin l'un de l'autre, et inversement. Ce phénomène a lieu par exemple pour deux points situés de part et d'autre d'une surface séparant deux milieux aux propriétés magnétiques très différentes (l'implant métallique et les tissus biologiques dans notre cas). Il est en effet bien connu qu'à l'interface entre deux milieux le champ magnétique est discontinu, le saut étant proportionnel à la différence de susceptibilité magnétique.

Distorsions d'intensité.

La relation (10) met en évidence des perturbations de l'intensité de l'image.

(a) – Ces perturbations sont liées pour une part à la déformation du plan de coupe (terme $I(x_l, x_p, x_c)$). Deux situations peuvent avoir lieu:

- s'il existe plusieurs solutions au système (11), plusieurs points de l'objet sont associés à un même point image (τ_1, τ_2, ζ) ; il y a alors apparition d'un hypersignal;
- si le système (11) n'admet pas de solution, il n'y a pas de points de l'objet à correspondre au point image (τ_1, τ_2, ζ) ; on obtient alors un hyposignal.

(b) – Des modifications de l'intensité de l'image sont également liées aux variations du champ \mathbf{B}' (ou plus exactement sa composante B'_z) suivant la direction du gradient de lecture. Cette perturbation est représentée par le terme

$$\mathcal{K} = \frac{1}{|1 + \frac{1}{g_l} \frac{\partial}{\partial x_l} B'_z(x_l, x_p, x_c)|} \quad (16)$$

Si B'_z est croissante suivant la direction du gradient de lecture alors $\frac{\partial}{\partial x_l} B'_z(x_l, x_p, x_c) > 0$ et on aura un hyposignal : $\mathcal{K} < 1$. Par contre si B'_z est décroissante suivant la direction du gradient de lecture alors $\frac{\partial}{\partial x_l} B'_z(x_l, x_p, x_c) < 0$ et on aura un hypersignal : $\mathcal{K} > 1$.

Mise en évidence des distorsions géométriques.

Nous présentons à la figure 2 des résultats de simulations numériques montrant les déformations géométriques associées aux artefacts de susceptibilité magnétique. L'implant métallique considéré est une bille (susceptibilité magnétique 10^{-3} usi) de rayon 1 cm. Le champ magnétique \mathbf{B}_0 est d'intensité 1 Tesla et les gradients ont pour intensité 1 Gauss par cm. La coupe réalisée correspond à une coupe frontale passant par le milieu de la bille. (L'unité de graduation des axes est le mètre.)

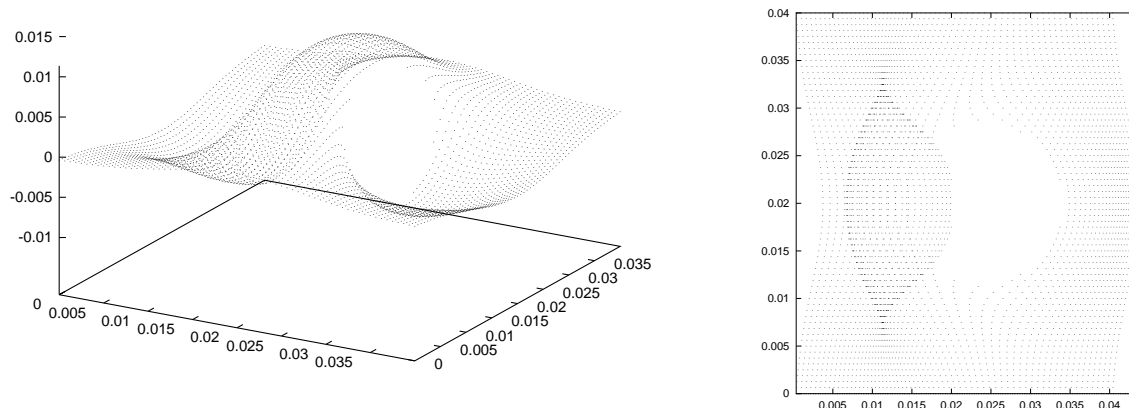


Figure 2: Déformation du plan de coupe (à gauche) et distorsions géométriques (à droite).

LE CODE DE SIMULATION DES ARTEFACTS DE SUSCEPTIBILITÉ MAGNÉTIQUE.

Présentation.

Une première étape dans la simulation numérique des artefacts de susceptibilité magnétique consiste à calculer le champ magnétique perturbateur \mathbf{B}' . Lorsque ce champ perturbateur est le champ magnétique induit par un objet métallique de géométrie élémentaire (sphère ou cylindre), des formules analytiques existent pour le calculer. Sinon il faut avoir recours à une méthode numérique.

Nous avons étudié et mis en œuvre (voir [8],[3]) une méthode numérique permettant de calculer le champ magnétique induit par des implants métalliques de géométries variées dans les conditions d'une expérience IRM. Cette méthode est basée sur une formule de représentation intégrale (surfactive) du champ magnétique induit. Dans le cas où l'implant possède des faces planes, l'intégrale sur ces faces peut être évaluée de manière exacte (améliorant ainsi la précision et la durée du calcul). Pour calculer l'intégrale sur les faces courbes, nous avons recours à un maillage de la surface de l'implant et nous utilisons une méthode de quadrature numérique.

La seconde étape dans la simulation, une fois le champ magnétique perturbateur déterminé, consiste à mettre en œuvre un algorithme de reconstruction de l'artefact basé sur les formules (10) et (11) de notre modélisation. Cet algorithme est présenté dans [3].

Exemple de simulation.

Nous présentons un exemple de simulation numérique. L'implant métallique considéré est un implant dentaire présenté à la figure 3. Dans un premier temps, un maillage de la surface de l'implant est réalisé afin de calculer le champ magnétique induit (figure 4). Nous présentons à la figure 5 l'image de l'artefact obtenu à l'aide de notre code de simulation ainsi que l'image obtenue expérimentalement.

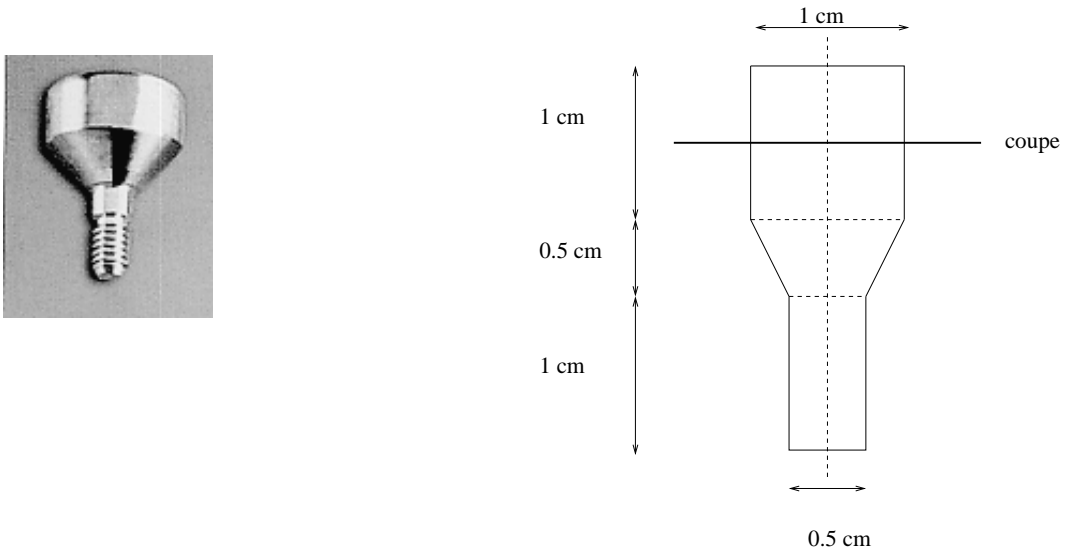


Figure 3: Exemple d'un implant dentaire: la coiffe de cicatrisation.

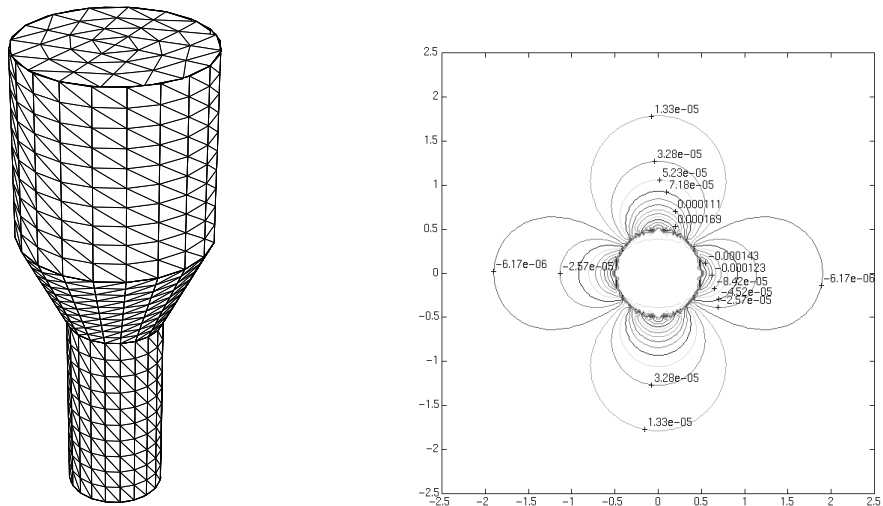


Figure 4: Maillage de l'implant utilisé pour le calcul du champ induit (à gauche) et lignes d'isovaleurs pour l'induction magnétique de réaction.

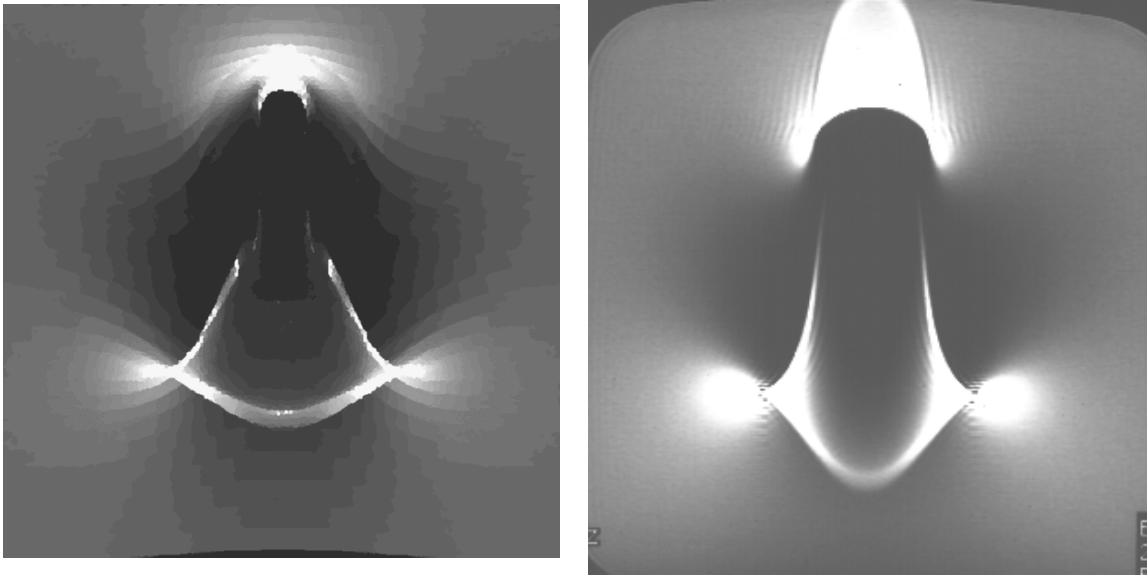


Figure 5: Image de l'artefact engendré obtenu par simulation numérique (à gauche) et obtenu de manière expérimentale (à droite).

CONCLUSION.

Un code de simulation numérique des artefacts de susceptibilité magnétique a été développé. Ce code permet, connaissant la géométrie et les propriétés magnétiques d'un implant médical de calculer numériquement l'artefact que cet implant générera sur une image IRM.

Les perspectives d'un tel travail pour le traitement des artefacts de susceptibilité magnétique sont variées. Par exemple, une solution au problème des artefacts de susceptibilité magnétique réside dans l'utilisation de nouveaux implants dont les formes et les matériaux sont adaptés afin de limiter les perturbations des champs magnétiques. Le développement de tels implants suppose aujourd'hui de nombreux essais en imagerie, longs et coûteux, dont le nombre pourrait être réduit par simulation numérique sur ordinateur. Le logiciel de simulation des artefacts que nous avons développé est à même de remplir cette tâche.

RÉFÉRENCES.

- [1] W. HINSHAW, A. LENT. "An introduction to NMR imaging: from the Bloch equation to the image equation". Proc. IEEE, 71:338–350, 1983.
- [2] G. SEBASTIANI, P. BARONE. "Mathematical principles of basic magnetic resonance imaging in medicine". Signal Processing, 25:227–250, 1991.
- [3] S. BALAC. "Artefacts de susceptibilité magnétique en IRM: étude du problème de magnétostatique et simulation numérique". Thèse de l'Université de Rennes 1, Rennes, France, 1997.
- [4] K. M. LUDEKE, P. ROSHMANN, AND R. TISCHLER. "Susceptibility artifacts in NMR imaging". Magn. Reson. Imaging, 3:329–343, 1985.

- [5] A. ERRICSSON, A. HEMMINGSSON, B. JUNG, G. O. SPERBER. "Calculation of MRI artefacts caused by static field disturbances". *Phys. Med. Biol.*, 33:1103, 1988.
- [6] J.F. SCHENCK. "The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging". *Med. Phys.*, 23:815–850, 1996.
- [7] P.G. MORRIS. "Nuclear magnetic resonance imaging in medicine and biology". Clarendon Press, Oxford, 1986.
- [8] S. BALAC, G. CALOZ. "Magnetic susceptibility artifacts in magnetic resonance imaging: Calculation of the magnetic field disturbances". *IEEE Trans. Magn.*, 32:1645–1648, 1996.
- [9] S. BEAUMONT. "Les artefacts de champ magnétique en Imagerie par Résonance Magnétique". Thèse de l'Université P. Sabatier, Toulouse, France, 1993.
- [10] M. HAACKE, E. BELLON. "Artifacts". In D. Stark and W. Bradley, editors, "Magnetic resonance imaging", chapter 8, pages 138–159. The C.V. Mosby Company, Saint Louis, 1988.
- [11] R. HARRIS, G. WESBEY. "Artifacts in MRI." In H. Kressel, editor, *Magnetic Resonance Annual 1988*. Raven Press, 1988.
- [12] D.B. HINSHAW ET AL. "Dental material artefacts on MR images". *Radiology*, 166:777–779, 1988.