

IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE : CORRECTION DES NON LINEARITES DES GRADIENTS DE CHAMP

Serge Langlois^(1,2), Michel Desvignes⁽¹⁾, Jean Marc Constans⁽²⁾ et Marinette Revenu⁽¹⁾

(1) GREYC
UPRESA CNRS 6072
Bd Maréchal Juin
14050 Caen

(2) Service d'IRM
CHU DE CAEN
Av. Côte de Nacre
14033 Caen

RÉSUMÉ

ABSTRACT

Nous proposons une méthode de correction des distorsions géométriques induites en IRM par les non linéarités des gradients de champ. Nous présentons dans un premier temps l'effet des non linéarités sur les équations du signal de résonance magnétique, puis sur l'image reconstruite par transformation de Fourier. Nous proposons ensuite un modèle mathématique simple de ces non linéarités, basé sur la géométrie des bobines de gradient du système d'acquisition. L'estimation du modèle est effectuée par l'acquisition d'un fantôme cubique dont les fronts sont détectés puis recalés sur leurs positions théoriques, données par les dimensions du fantôme. Cette méthode, indépendante des paramètres d'acquisition, permet de réduire les erreurs de position initiales, de près de 4 mm, jusqu'en dessous de la résolution de l'image.

We propose a method to correct MRI geometric distortions induced by gradient field non-linearities. We present first the non-linearities effects on the theoretical equations of magnetic resonance signal, and on the image reconstructed by Fourier Transform. We propose then a mathematical model for the non-linearities, based on the gradient coils geometry of the acquisition system. The acquisition of a cubic phantom, whose edges are detected and matched to their theoretical positions given by the phantom sizes, allows to simply estimate the model. We have quantified the distortion in the phantom and found that the largest error of approximately 4 mm was reduced down to below the image resolution. This method does not depend on the acquisition parameters, and can be applied on any image regardless the acquisition sequence.

1 Introduction

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est devenue une technique très utilisée dans le domaine de l'imagerie biomédicale. Son aspect non invasif, sa résolution et sa capacité à produire des images de différents contrastes la rendent plus attrayante que d'autres modalités, notamment dans le domaine de la chirurgie stéréotaxique et de l'imagerie fonctionnelle. Cependant l'IRM souffre de sérieux problèmes de distorsions, dont les origines sont diverses [1] mais dont les effets se traduisent tous par des décalages en position et en intensité entre les voxels de l'image acquise et ceux de l'objet réel. Plusieurs études ont déjà montré l'importance de ces décalages, pouvant atteindre plusieurs millimètres dans certaines régions du champ de vue imagé [2,3], et soulignent ainsi la difficulté à localiser de manière fiable les structures anatomiques internes. On distingue principalement trois effets à l'origine de ces variations en IRM : l'effet de susceptibilité magnétique, l'effet de déplacement chimique et la non linéarité des gradients de champ qui codent l'espace d'acquisition.

Nous proposons dans cette étude une modélisation des non linéarités des gradients ; ainsi qu'une méthode de

correction basée sur les équations du signal de résonance magnétique. Cette méthode diminue l'erreur de position de chaque voxel dans les trois directions de l'espace, qui devient inférieure à la résolution de l'image.

2 Formation des images et distorsions géométriques

2.1 Principe de l'IRM

L'IRM repose sur un principe physique simple : Certains corps possèdent des moments magnétiques intrinsèques non nuls. Lorsque ces corps sont plongés dans un champ magnétique B_0 , leurs moments magnétiques se mettent à précesser autour de l'axe du champ à une pulsation donnée par la relation fondamentale de Larmor⁽¹⁾: $\omega = \gamma B_0$. L'application d'une impulsion de champ magnétique tournant à la pulsation ω dans un plan perpendiculaire à l'axe du champ permet donc d'éloigner ces moments de leur position d'équilibre. Des gradients de champ magnétique dont les amplitudes varient de façon linéaire avec la position spatiale (x,y,z) sont ensuite superposés à B_0 . La pulsation ω devient, sous l'effet de ces gradients, une

(1) voir en annexe pour les notations utilisées.

fonction linéaire de la position $(x,y,z) : \omega(x,y,z) = \gamma(B_0 + x.G_x + y.G_y + z.G_z)$. Dès l'arrêt de l'application de l'impulsion, les moments magnétiques retournent à l'équilibre en créant, par effet de résonance, une onde radio-fréquence de pulsation proportionnelle à ω . Cette onde, enregistrée au moyen de bobines de réception, constitue le signal de résonance magnétique.

A une dimension, l'expression analytique du signal échantillonné puis privé de sa fréquence centrale $\gamma.B_0$ est de la forme [4]:

$$S(t) = \int_{-\frac{FOV_x}{2}}^{\frac{FOV_x}{2}} \rho(x) e^{i\gamma \cdot x \cdot G_x \left(t - \frac{Te}{2}\right)} \cdot e^{-\frac{t+TE}{T2(x)}} dx \quad (2.1)$$

L'image théorique $I_t(x)$ reconstruite se calcule facilement par une transformation de Fourier :

$$\begin{aligned} I_t(x) &= \frac{1}{Te} \int_0^{Te} S(t) e^{-i\gamma \cdot x \cdot G_x \left(t - \frac{Te}{2}\right)} dt \\ &= \rho(x) e^{-\frac{TE + \frac{Te}{2}}{T2(x)}} \frac{e^{-\frac{Te}{2T2(x)}} - e^{-\frac{Te}{2T2(x)}}}{Te} \end{aligned} \quad (2.2)$$

2.2 Origine des distortions

Les effets de susceptibilité (création d'un champ supplémentaire $\chi(x).B_0$ par le milieu magnétique en réponse au champ principal B_0) et de déplacement chimique (fonction de l'environnement chimique des noyaux en résonance, représenté par γ) interviennent plutôt dans la composante principale $\gamma.B_0$ de ω . Par leur nature, ces artefacts ne dépendent que de l'objet à imager et non de l'instrumentation. Cette étude porte sur les effets de variation des gradients sur la fréquence de précession et sur la formation de l'image, dont les origines ne sont liées qu'aux imperfections de l'appareillage.

2.3 Non linéarités des gradients

En supposant que les distortions sur les gradients sont essentiellement géométriques et ne varient pas avec le temps pendant la durée de l'échantillonnage, l'effet des non linéarités est introduit en remplaçant dans l'équation (2.1) G_x par une expression de la forme $G_x + \delta G_x(x)$.

L'image réellement obtenue $I(x)$ est alors donnée par :

$$I(x) = \frac{1}{Te} \int_0^{Te} \left[\int_{-\frac{FOV_x}{2}}^{\frac{FOV_x}{2}} \rho(x') e^{i\gamma \cdot x' \cdot (G_x + \delta G_x(x')) \left(t - \frac{Te}{2}\right)} \cdot e^{-\frac{t+TE}{T2(x')}} dx' \right] e^{-i\gamma \cdot x \cdot G_x \left(t - \frac{Te}{2}\right)} dt \quad (2.3)$$

En effectuant le changement de variable $f(x') = x' \left(1 + \frac{\delta G_x(x')}{G_x}\right)$, $I(x)$ s'exprime en fonction du signal théorique par :

$$I(x) = I_t(f^{-1}(x)) \cdot \frac{d}{dx} f^{-1}(x) \quad (2.4)$$

$$\text{soit} \quad I_t(x) = I(f(x)) \cdot \frac{d}{dx} f(x) \quad (2.5)$$

Dans l'équation (2.4), les non linéarités agissent à la fois sur la position et sur l'intensité du signal $I_t(x)$. La reconstruction de l'image théorique $I_t(x)$ à partir de l'image acquise $I(x)$ nécessite deux étapes. L'application d'un décalage de valeur $f(x)$ en chaque point x de l'image $I(x)$ ramène les positions à leurs valeurs théoriques. La pondération de $I(x)$ par la dérivée de la fonction de correction $f(x)$ corrige les intensités (équation (2.5)).

L'extension du calcul précédent à deux et trois dimensions aboutit à trois fonctions de recalage $f_x(x,y,z)$, $f_y(x,y,z)$ et $f_z(x,y,z)$, où les directions x , y et z représentent respectivement les directions haut/bas, droite/gauche et tête/pied d'un patient allongé horizontalement face au ciel.

L'expression de l'image théorique en fonction de l'image réelle devient :

$$I_t(x, y, z) = I(X, Y, Z) \frac{\partial X}{\partial x} \frac{\partial Y}{\partial y} \frac{\partial Z}{\partial z} \quad (2.6)$$

En imagerie à deux dimensions, les variables X , Y et Z sont liées aux fonctions de correction par $Z = f_z(x,y,z)$, $Y = f_y(x,y,z)$ et $X = f_x(x,y,z)$. La dépendance en Z de X et Y s'explique par le fait que la lecture du signal s'effectue sur une seule coupe pré-sélectionnée par un gradient de codage de phase. En imagerie à trois dimensions le calcul aboutit par contre à $Z = f_z(x,y,z)$, $Y = f_y(x,y,z)$ et $X = f_x(x,y,z)$, puisque la lecture du signal s'effectue sur tout le volume excité [5].

3 Modèle et estimation des paramètres

L'objectif est de caractériser les fonctions de recalage. La plupart des méthodes de correction actuelles sont basées sur des tables de déplacement pré-calculées [6], qui sont des approximations discrètes des fonctions f . Ces tables peuvent s'obtenir soit en utilisant un fantôme de dimension connue, soit en s'appuyant sur les équations mathématiques des bobines de gradient. Le principal inconvénient de l'utilisation des tables réside dans l'aspect discret de la correction. En effet le déplacement appliqué en un point n'appartenant pas à la table est obtenu par une interpolation des décalages des points de la table.

La méthode proposée évite cette approximation en estimant les expressions analytiques des fonctions de correction. Ces expressions sont choisies de manière à respecter la géométrie cylindrique des scanners IRM actuels. Elles se présentent en théorie sous la forme de sommes infinies de polynômes de degrés finis en (x,y,z) [7]:

$$f_x(x, y, z) = x \left(1 + \sum_{j=0}^{\infty} A_j \sum_{i=0}^n B_{ij} \cdot (x^2 + y^2)^i \cdot (z^2)^{n-j} \right) \quad (3.1)$$

Plusieurs tests nous ont permis de montrer qu'un développement à l'ordre cinq prenait suffisamment en

compte les effets des non linéarités. Chaque fonction à estimer se présente alors sous la forme réduite :

$$f_x(x, y, z) = x (1 + K_{x0}(x^2 + y^2) + K_{x1}(z^2) + K_{x2}(z^2)(x^2 + y^2) + K_{x3}(x^2 + y^2)^2 + K_{x4}(z^2)^2) \quad (3.2)$$

$$f_y(x, y, z) = y (1 + K_{y0}(x^2 + y^2) + K_{y1}(z^2) + K_{y2}(z^2)(x^2 + y^2) + K_{y3}(x^2 + y^2)^2 + K_{y4}(z^2)^2) \quad (3.3)$$

$$f_z(x, y, z) = z (1 + K_{z0}(x^2 + y^2) + K_{z1}(z^2) + K_{z2}(z^2)(x^2 + y^2) + K_{z3}(x^2 + y^2)^2 + K_{z4}(z^2)^2) \quad (3.4)$$

L'estimation des paramètres de chaque fonction est basée sur l'acquisition d'un fantôme cubique de dimensions fixes (180 ± 0.1 mm selon chaque axe). Les dimensions du fantôme sont extraites de l'image par un algorithme de détection de fronts qui assure une précision inférieure à la taille du voxel. Le principe, décrit sur la figure 1, est de modéliser le profil de l'image gradient par des gaussiennes dont les moyennes représentent les positions des fronts. L'algorithme des moindres carrés généralisés [8] estime les cinq paramètres de chaque fonction f_i en comparant les positions réelles des fronts à leurs positions théoriques,

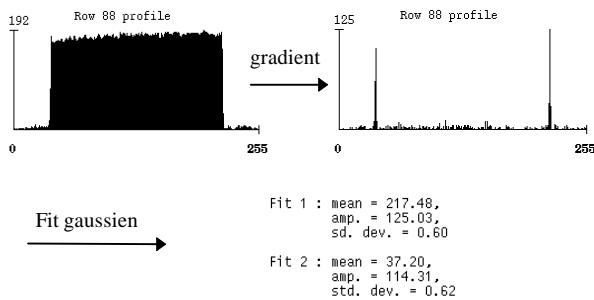


Figure 1 : Principe de l'estimation de la position des fronts.

recalées dans un repère unique dont l'origine est l'isocentre des gradients fixé à l'acquisition.

4 Résultats

4.1 Paramètres

Les images du fantôme sont acquises sur un scanner Signa 1.5 T de General Electric Medical avec une séquence 3D SPGR classique (TR=22 ms, TE=3 ms, Te = 8 ms). Une matrice de 256×256 pixels est utilisée pour un champ de vue de 256×256 mm². Le volume est partitionné en 124 coupes de 1.7 mm (figure 5). Les paramètres K_{ij} résultants de l'estimation sont donnés dans le tableau 1.

K_{ij}	K_{i0}	K_{i1}	K_{i2}	K_{i3}	K_{i4}
axe i	$\pm 10^7 \text{mm}^2$	$\pm 10^7 \text{mm}^2$	$\pm 10^{11} \text{mm}^4$	$\pm 10^{11} \text{mm}^4$	$\pm 10^{11} \text{mm}^4$
x	$7.6 \cdot 10^{-7}$	$-6.5 \cdot 10^{-6}$	$1.6 \cdot 10^{-10}$	$1.1 \cdot 10^{-11}$	$-1.6 \cdot 10^{-11}$
z	$3.4 \cdot 10^{-7}$	$-3.5 \cdot 10^{-6}$	$3.8 \cdot 10^{-11}$	$-3.2 \cdot 10^{-11}$	$2.0 \cdot 10^{-10}$
y	$9.6 \cdot 10^{-7}$	$-6.2 \cdot 10^{-6}$	$1.1 \cdot 10^{-10}$	$-5.5 \cdot 10^{-12}$	$-3.2 \cdot 10^{-11}$

tableau 1 : paramètres des fonctions de correction

On remarque dans ce tableau que les paramètres K_x et K_y sont de valeurs assez proches. Cette ressemblance s'explique par les géométries quasi-identiques des bobines de gradient en x et y, qui ne diffèrent que par leurs positions spatiales (figure 2).

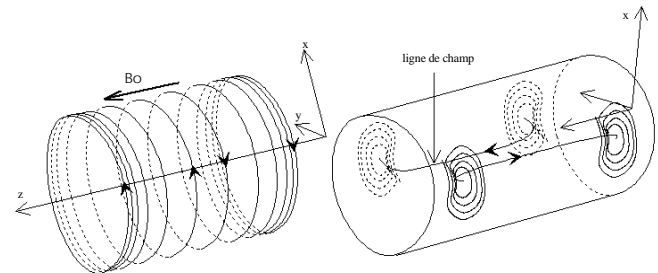


Figure 2 : Disposition des bobines de gradient. Les bobines codant la direction x, non représentées, sont de géométries identiques à celles codant la direction y, mais dont les axes sont de direction x.

4.2 Stabilité

Plusieurs estimations ont été effectuées en faisant varier à la fois le type de séquence (2D Echo de spin, 3D Echo de gradient) et les variables de l'acquisition qui déterminent la valeur des gradients appliqués (champ de vue, taille de la matrice et fréquence d'échantillonnage). Les résultats en partie illustrés par la figure 3 indiquent que les paramètres K_{ij} semblent totalement indépendants de la séquence d'acquisition programmée. Cela implique que les non linéarités de gradient induisent des déplacements des points de l'image qui sont uniquement proportionnels à la position de ces points dans l'espace d'acquisition.

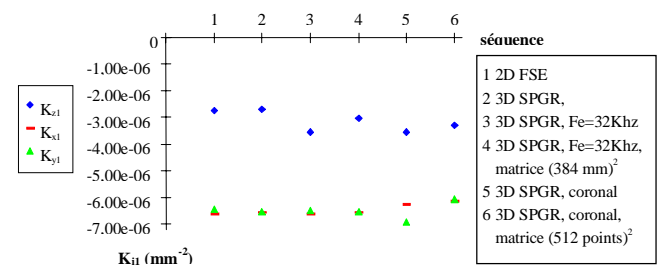


Figure 3 : Variations des paramètres K_{xi} , K_{yi} et K_{zi} avec le type d'acquisition. Les paramètres des séquences de base sont : une matrice de 256×256 pixels et de taille 256×256 mm², 124 coupes d'épaisseur 1.7 mm dans le plan sagittal (xOz), et une fréquence d'échantillonnage de 16 KHz.

4.3 Validation

Plusieurs images sont obtenues en utilisant diverses séquences d'acquisition. Chaque voxel de l'image est ensuite corrigé en position et en intensité selon l'équation (2.6). Les mêmes acquisitions sont effectuées une seconde fois, mais en activant la correction de gradient proposée par le constructeur ('Grad Warp' 2D). Les fronts du fantôme sont détectés dans chaque image puis comparés à leurs positions théoriques recalées dans le même repère.

L'application des trois fonctions $f_x(x, y, z)$, $f_y(x, y, z)$ et $f_z(x, y, z)$ en chaque point des volumes acquis réduit les erreurs de position de plusieurs mm observées (jusqu'à 4 mm sur la figure 4) en dessous de la résolution de l'image (figures 5 et 6). Les résultats de la correction, compatibles

(1) voir en annexe pour les notations utilisées.

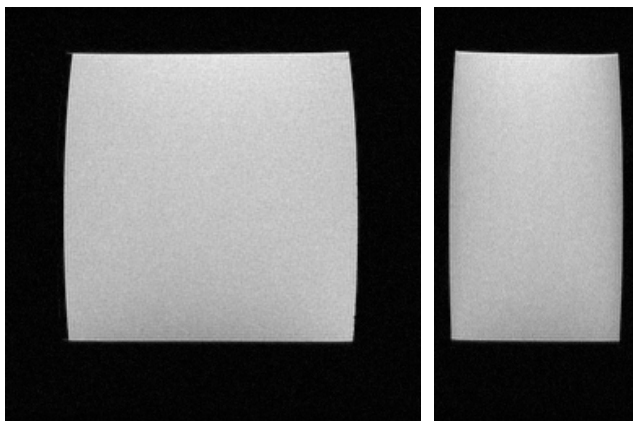


Figure 4 : Vues coronale (gauche) et sagittale (droite) du fantôme après acquisition

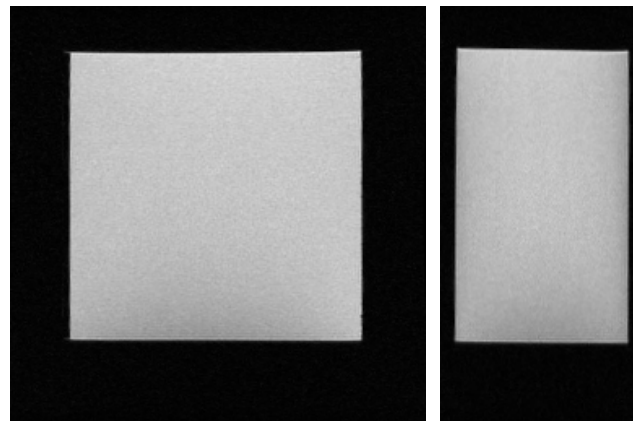


Figure 5 : Vues coronale (gauche) et sagittale (droite) du fantôme après correction de l'acquisition

avec la correction Grad Warp dans les plans d'acquisition, confirment la validité du modèle.

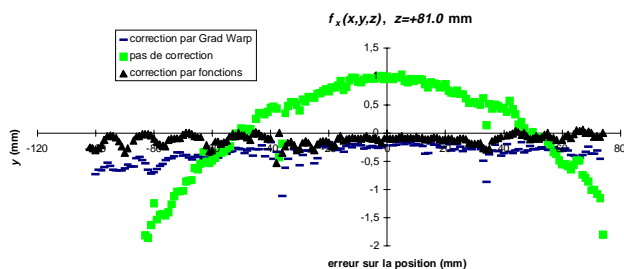


Figure 6 : Variations de l'erreur sur la position dans la direction x pour une cote z de 81.0 mm.

5 Conclusion

Cette étude montre qu'il est possible d'effectuer une correction des non-linéarités des gradients en post-traitement. L'avantage principal d'une telle correction est de n'augmenter ni la durée de l'acquisition ni le temps de reconstruction.

L'erreur initiale importante, ramenée en dessous de la taille du voxel, permet d'aborder de manière plus fiable les mesures de position et de distance.

Les fonctions de correction, qui sont indépendantes de tout paramètre d'acquisition, peuvent être estimée de manière simple sur une seule acquisition, puis appliquées ultérieurement aux images acquises avec n'importe quel type de séquence.

L'originalité de la méthode réside dans la correction en trois dimensions des effets de gradient, alors que la plupart des constructeurs ne proposent encore qu'une correction à deux dimensions dans le plan d'acquisition.

6 Bibliographie

- [1] Sumanaweera et al., "MR susceptibility misregistration correction", IEEE Trans. on Med. Im. vol 12(2), 251-259, 1993
- [2] Prott et al., "Comparison of imaging accuracy at different MRI units based on phantom measurements", Radiotherapy and Oncology, vol. 37, pp 221-224, 1995

- [3] Lee Walton et al., "A phantom study to assess the accuracy of stereotactic localization, using T1 weighted magnetic resonance imaging with the Leskell stereotactic system", Neurosurgery, vol. 38(1), pp 170-178, 1996

- [4] Hinshaw, Lent, "An Introduction to NMR Imaging: From the Bloch Equation to the Imaging Equation", Proceedings of the IEEE, vol. 71(3), pp 338-350, 1983

- [5] F. Wehrli, "Fast scan magnetic resonance. Principles and applications", Raven Press, New York, 1994

- [6] C.R. Maurer et al., "Effect of Geometrical Distortion Correction in MR on Image Registration Accuracy", Journal of Computer Assisted Tomography vol. 20(4), pp 666-679, 1994

- [7] T.S. Sumanaweera, "Segmentation and Distortion Correction in Medical Imaging", Doctoral Thesis, Stanford University, march 1992

- [8] Press et al., "Numerical recipes in C: The Art of Scientific Computing", Cambridge University Press, 1988

Remerciements

Cette étude a été réalisée dans le cadre du Pôle Traitement et Analyse d'Images de Caen grâce au support de la société General Electric Medical Systems et du Fonds Social Européen.

Annexe

Nous présentons ici les notations utilisées dans le développement du calcul.

γ : rapport gyromagnétique. Sa valeur dépend de l'environnement chimique des atomes excités.

$\rho(x)$: valeur du moment magnétique transversal à sa création.

$T2(x)$: temps de relaxation transversal.

G_x : amplitude du gradient de lecture.

T_e : durée d'application du gradient de lecture.

TE : temps écoulé entre la création de $\rho(x)$ et l'application de G_x .

FOV_x : champ de vue sélectionné, qui dépend de la valeur de G_x et de la fréquence d'échantillonnage.