HAL
open science

# Déroulement de phase : application à la correction de distorsions géométriques en IRM

Michel Desvignes, Serge Langlois, Jean-Marc Constans, Marinette Revenu

## To cite this version:

Michel Desvignes, Serge Langlois, Jean-Marc Constans, Marinette Revenu. Déroulement de phase : application à la correction de distorsions géométriques en IRM. Traitement du Signal, 2000, 17 (4), pp.313-324. hal-00960309

**HAL Id: hal-00960309**

**https://hal.science/hal-00960309**

Submitted on 17 Mar 2014

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Déroulement de phase : application à la correction de distorsions géométriques en IRM

# Phase unwrapping: geometric distortions correction on MRI

**par M. DESVIGNES, S. LANGLOIS, J.M. CONSTANS, M. REVENU**
GREYC-ISMRA, 6 bd Maréchal Juin, 14050 Caen (France)
Fax: +33 (0)231 45 26 98
Email: michel.desvignes@greyc.ismra.fr

***résumé et mots clés***

**Les images du corps humain acquises par résonance magnétique sont une des modalités les plus utilisées à des fins cliniques depuis une quinzaine d'années. Elles souffrent cependant de distorsions géométriques importantes sous forme de décalages de pixels et de variations d'intensité. Ces distorsions doivent être corrigées pour utiliser ces images dans des applications de neuro-navigation ou de neuro-chirurgie stéréotaxiques. Une des solutions pour la correction exploite les images de phase issues de l'imageur. Cependant, comme en Interférométrie Radar à Ouverture Synthétique (ISAR), cette phase est codée modulo 2 $\pi$. Le déroulement de phase a pour objectif de retrouver la phase réelle du signal. Après un rapide bilan des outils existants, principalement dans le domaine ISAR, nous proposons dans cet article un algorithme de déroulement de phase original, rapide, robuste au bruit et qui prend en compte les discontinuités réelles de l'objet imagé. Il est basé sur la notion de région homogène du point de vue des sauts de phase et ne nécessite pas la détermination de paramètres. Les tests sur des fantômes bruités démontrent la bonne robustesse au bruit. Cet algorithme est ensuite utilisé pour la correction d'images IRM et illustre le bon déroulement de la phase.**

**Déroulement de la phase, distorsions géométriques, Imagerie par Résonance Magnétique**

*abstract and key words*

Magnetic Resonance Imaging has entered clinical practice about fifteen years ago, and has become one of the most widely used imaging modality. MRI suffers from important geometric distortions, leading to pixel shifts and intensity variations in the acquired images. Correction of these distortions is clearly required in stereotactic surgery using frame-based registrations or neuro-navigation. These distortions can be corrected using the phase of signal or image. However, as in Inverse Synthetic Aperture Radar (ISAR), the phase of the signal is obtained modulo 2 $\pi$. The goal of Phase unwrapping is to retrieve the initial phase of the signal. After a brief summary of related works and applications mainly using ISAR data, this paper presents a new algorithm for phase unwrapping. This algorithm is fast, robust to noise and takes into account the discontinuities of the acquired object. It is based upon the notion of homogeneous region. This homogeneity is defined by phase jumps and no parameters have to be determined a priori. Experiments on noisy phantoms exhibit good robustness to noise. An application to the correction of MRI of the head is presented.

Phase unwrapping, Image distortion correction, Magnetic resonance imaging

# 1. introduction

Le problème posé par la représentation de la phase d'un signal complexe intervient dans de nombreuses applications scientifiques telles que l'Interférométrie Radar à Ouverture Synthétique (ISAR en anglais) ou l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). L'interférométrie SAR est utilisée en particulier pour la génération de Modèle Numérique de Terrain [Goldstein88]. Un interférogramme est obtenu à partir de l'acquisition de 2 signaux SAR sur 2 antennes. La différence de phase $\Delta\Phi$ entre ces 2 signaux complexes (module et phase) est proportionnelle en première approximation à l'altitude du point imagé par le satellite. Cette phase ne peut être mesurée que modulo 2 $\pi$, et le déroulement de phase consiste à retrouver la phase réelle $\phi$ à partir de la phase mesurée $\Phi$. Parmi les caractéristiques des images SAR qui interviennent sur les hypothèses faites par les algorithmes de déroulement de phase, il faut noter l'influence du relief [Dupont97]. Ce dernier provoque des zones d'accumulation (phase sur-évaluée), d'inversion (phase inversée) ou d'ombre (phase sous-évaluée) en fonction de l'orientation du capteur. L'hypothèse de régularité souvent utilisée ne peut être introduite pour les données ISAR. En IRM, la phase du signal complexe est utilisée lors des mesures de flux sanguins [Bhalerao97], pour la cartographie du champ magnétique principal [Sumanaweera94] et/ou lors de la correction des effets de déplacement chimique [Lethimonnier97] et de susceptibilité magnétique [Wang96], [Wang98]. Une hétérogénéité de champ due à la différence de susceptibilité ou au décalage chimique eau-graisse provoque un décalage de phase et donc un défaut de localisation spatiale [Langlois99b] de 3 à 4 mm ce qui reste acceptable dans les applications de diagnostic. L'apparition de la neuro-navigation et des séquences d'acquisition ultra rapides plus sensibles à ces artefacts pose cependant des problèmes de précision et souligne l'importance de ce type d'erreur. Pour les corriger, [Langlois98] réalise 2 acquisitions d'images. La phase de la somme des 2 images est proportionnelle aux variations du champ qui sont aussi les décalages spatiaux recherchés. L'image IRM peut être corrigée des déplacements chimiques eau-graisse et des effets de susceptibilité. La principale difficulté provient des images de phase: la phase mesurée est en effet une mesure modulo $2\pi$ des variations du champ et doit donc être déroulée comme en ISAR.

Pour le type d'application visée en IRM, nous proposons une méthode simple et rapide de déroulement de phase. La détermination des régions de phase homogène est facilitée par l'accès aux parties réelles et imaginaires de l'image. Le déroulement lui-même est basé sur une croissance de région. Dans une première partie, nous présentons rapidement les différentes classes de méthodes de déroulement de phase présentes dans la littérature. Nous décrivons ensuite la méthode proposée pour le déroulement des images de phase. L'application de cet algorithme à la correction des images IRM est ensuite développée. Une étude qualitative des résultats de cette correction est enfin exposée.

# 2. déroulement de phase : quelques méthodes

Soit $\Phi$ la phase mesurée et $\phi$ la phase réelle recherchée, le déroulement de phase consiste à trouver pour tous les points de l'image, l'entier positif $k$ tel que $\phi = 2k\pi + \Phi$. Dans le cas monodimensionnel et sous la contrainte de la continuité, il existe une solution unique à une translation près au problème posé (figure 1) : la phase réelle est l'intégrale de la pseudo dérivée de la phase mesurée le long du chemin reliant 2 sauts de phase [Labrousse96].

Cependant, dans le cas d'images 2D réelles bruitées, l'unicité de la solution n'est plus assurée pour plusieurs raisons :

– Il existe des points dits résidus où la phase corrigée en ce point n'est pas la même selon le sens de parcours du chemin d'intégration de coordonnées $(i, j)$, $(i+1, j)$, $(i, j+1)$,$(i+1, j+1)$.

– La contrainte de continuité n'est pas utilisable en ISAR puisque des zones d'inversion existent. En IRM, cette contrainte sera éventuellement utilisable, car la résolution de l'imageur lisse la composition des tissus (effet de volume partiel).

Les nombreuses méthodes de déroulement de phase peuvent se classifier en fonction de la nature locale ou globale de l'algorithme et des hypothèses faites sur le modèle du signal réel observé :

– Les méthodes locales, directement issues du principe de déroulement du signal 1D (intégrale de la dérivée) détectent les changements de phase à partir d'un voisinage local.

– Les méthodes globales cherchent à détecter les sauts de phase réels sous forme de contours fermés ou de régions au sein desquelles la phase est facilement déroulée.

– Les méthodes basées sur les moindres carrés formalisent le déroulement de la phase en termes de minimisation d'erreur par rapport à un modèle global sous forme de système d'équations linéaires.

– Les méthodes basées sur une modélisation locale explicite (analytique ou markovienne) réalisent une optimisation d'une fonctionnelle.

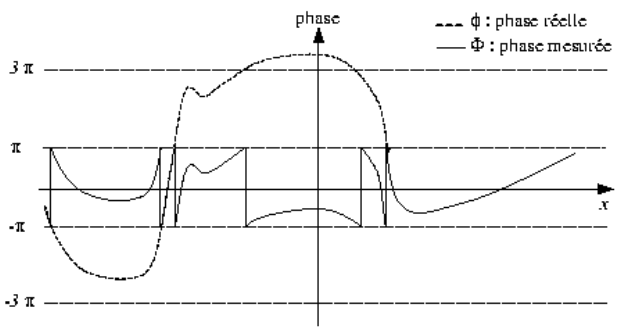



**Figure 1. – Phase initale, Phase déroulée, différence, zoom sur la différence.**

## 2.1. méthodes locales

Les méthodes locales [Goldstein88], [Prati90], [Hedley92] consistent à intégrer la phase point à point en choisissant un parcours d'intégration sans points ambigus. [Goldstein88] définit ainsi des ghostlines, droites reliant les résidus proches de signes opposés que les parcours ne doivent pas traverser. [Prati90] utilise la même notion mais le critère d'appariement des résidus est lié à la distance entre résidus ainsi qu'à la radiométrie le long de cette ligne. En IRM, [Axel89] propose une méthode itérative : à partir d'un point de départ, chaque pixel est comparé à ses 8 voisins. Les brusques variations sont marquées comme un saut de phase et forment des lignes de niveau. Les itérations suivantes de l'algorithme ajouteront alors $+/-\pi$ à chaque transition ainsi repérée, en minimisant une fonctionnelle de type gradient sur un voisinage très local, de la même manière que [Lethimonnier97].

[Bhalerao97] estime la probabilité d'un point d'être déroulé et vérifie ensuite cette propriété à l'aide des voisins de chaque point, filtrés par un médian, qui préserve mieux les contours et les discontinuités qu'un moyenneur.

Les principaux problèmes posés par ces techniques sont la propagation des erreurs de proche en proche en présence de bruit, l'impossibilité de distinguer les vrais sauts de phase liés à l'objet imagé (zone d'inversion en ISAR, tissus différents en IRM) et la nécessité de déterminer un point de départ.

## 2.2. méthodes globales

Dans cette catégorie, les pixels sont regroupés en régions homogènes du point de vue des sauts de phase. [Lin 92] utilise les contours des régions détectés par un gradient puis une fermeture des contours pour ajouter $+/-\pi$ à chaque fois qu'une de ces lignes est traversée. Cette approche, liée à la détection des contours, est très sensible au bruit malgré le large filtre gaussien utilisé. Ce dernier supprime par ailleurs certains détails (franges étroites). [Xu 96] utilise l'ensemble des voisins pour déterminer le déroulement de phase à effectuer. Le seuil de tolérance, à partir duquel il est décidé qu'il y a un saut de phase est progressivement diminué de manière à dérouler le maximum de pixels.

Ces méthodes présentent l'avantage de beaucoup moins propager les erreurs que les méthodes locales [Refice98]. Elles restent cependant assez sensibles au bruit, en particulier lorsque les régions sont construites à partir des contours. Les méthodes basées uniquement sur une croissance de régions présentent des solutions différentes selon le point de départ choisi pour la croissance. [Stramaglia97] propose ainsi de choisir les points de plus haute confiance. Si la robustesse de la méthode est améliorée, sa fiabilité dépend alors de la mesure de confiance.

## 2.3. méthodes basées sur les moindres carrés

Ces méthodes posent le problème de la restauration de la phase $\Phi$ à partir d'observations $\phi$ sous forme de minimisation en terme de moindres carrés entre le gradient observé $\phi'(i) = \phi(i) - \phi(i-1)$ et le gradient réel estimé par $\Phi'(i) = \Phi(i) - \Phi(i-1)$. Un système de $2N*(N-1)$ équations à $N*N$ inconnues est obtenu dont une solution est donnée par l'équation suivante :

$$\nabla^2\Phi(i,j) = \phi'_x(i,j) - \phi'_x(i-1,j) + \phi'_y(i,j) - \phi'_y(i,j-1)$$

Cette méthode présente cependant l'inconvénient majeur de lisser les discontinuité réelles de la phase des objets imagés. Pour résoudre ce problème, les moindres carrés pondérés sont souvent utilisés. Les coefficients de pondération reflètent les connaissances sur le modèle ou l'objet, qui sont soit une classification des données topographiques [Trouve95], soit la confiance sur les gradients de phase mesurés [Bo98], [Ghiglia94], soit une information *à priori* comme un premier modèle de terrain [Labrousse96]. Les résultats obtenus par ces méthodes sont alors nettement améliorés, au prix d'un coût algorithmique élevé. Ils dépendent de la qualité et de la confiance de ces informations supplémentaires [Trouve96]. Ces méthodes présentent aussi un biais important lié aux zones non estimables, avec une forte sous estimation de pentes en ISAR. [Trouve96] propose là encore une solution élégante à ce problème. [Fornaro96] introduit une autre formulation équivalente basée sur la première identité de Green, méthode reprise et améliorée par [Lyuboshenko98] ensuite.

## 2.4. méthodes basées sur une modélisation

Plusieurs auteurs proposent une modélisation à priori dans un voisinage local avec une mise en correspondance sous forme de minimisation. Parmi les exemples représentatifs, [Stramaglia97] propose une minimisation de type recuit simulé de la différence entre la phase mesurée et la phase réelle estimée. [Huot97], [Labrousse95] utilisent les champs de Markov qui combinent efficacement les contraintes locales et les contraintes globales. [Labrousse96] minimise ainsi une fonctionnelle définissant une erreur par rapport au modèle *à priori* (modèle de membrane) et une erreur par rapport aux données (interférogramme). Cependant, ce modèle ne peut prendre en considération les discontinuités de la réalité qu'il a tendance à lisser. Plusieurs travaux tentent alors d'intégrer ces discontinuités dans le modèle markovien *à priori*.

Un autre type de modélisation est effectué par [Liang96], [Friedlander96]. Ces auteurs proposent une modélisation poly-

nomiale de la phase, ce qui n'autorise pas les discontinuités de phase. [Tarayre96] propose un modèle linéaire par partie, dont la continuité aux frontières est assurée par moindres carrés. Ces méthodes imposent alors une partition de l'image parfois difficile à obtenir sur laquelle le modèle est mis en correspondance.

## 2.5. conclusion

En conclusion, les problèmes que doivent surmonter les outils de déroulement de phase sont les suivants :

– Détecter les sauts de phase : dans le cas monodimensionnel, la valeur de $k$ entre deux sauts est constante. Le segment linéaire du signal 1D devient une région sur une image 2D. La difficulté est de déterminer de manière robuste, c'est-à-dire en évitant les seuils, les endroits où il y a un saut de phase. Il faut distinguer les variations dues au bruit, celles dues aux discontinuités de l'objet et celles dues au codage de la phase.

– Définir la valeur de $k$ pour chaque point de l'image. La contrainte de continuité n'est pas toujours utilisable.

– Définir la valeur initiale de la phase, puisqu'elle est définie à une translation près.

– Obtenir une indépendance du point de départ de l'algorithme et du parcours de l'image utilisé par la méthode.

# 3. déroulement de phase : méthode proposée

## 3.1. introduction

Dans cette partie, nous proposons un algorithme de déroulement de la phase que nous appliquerons ensuite à des images IRM en vue de corriger les distorsions géométriques de ces images. Nous utilisons ici les informations spécifiques aux IRM. Par rapport aux outils existants pour l'ISAR, nous avons rejeté les méthodes locales qui sont trop sensibles au bruit et à la propagation des erreurs. Les méthodes basées sur une modélisation à priori ne sont pas utilisables dans le cadre de l'IRM. En effet, les distorsions de l'image sont en partie dues à l'objet imagé et il n'est pas possible d'avoir un modèle *à priori* de l'organe observé, en particulier dans le cas de pathologie. Les techniques de type moindres carrés étant de coût algorithmique non négligeable, nous nous sommes orientés vers une solution itérative basée sur les régions au sein desquelles la phase est homogène. Les solutions proposées aux 4 points soulignés lors de la conclusion ci-dessus sont précisées avant de détailler les étapes de la méthode.

### *3.1.1. détermination de la position des sauts de phase.*

En utilisant les informations spécifiques à l'IRM (continuité des tissus, analyse de la formation du signal, partie réelle et partie imaginaire des images), la détection des zones de résidus est facilitée. Les parties réelles et imaginaires d'un signal complexe permettent de segmenter cette image en quatre régions différentes (figure 2), correspondant aux quatre combinaisons possibles de leurs signes. Les sauts qui interviennent lorsque la valeur absolue de la phase est supérieure à $\pi$ n'interviennent alors que lors des transitions des régions 1 vers les régions 4 et des régions 4 vers les régions 1. La position des sauts ainsi déterminés forme des régions fermées homogènes du point de vue de la phase : il n'existe pas de sauts de phase à l'intérieur de ces régions.

### *3.1.2. détermination de la valeur des sauts de phase.*

Un algorithme itératif de croissance/fusion de régions reconstruit rapidement une image de phase corrigée des variations liées au codage modulo $2\pi$, c'est-à-dire détermine la valeur de $k$ pour chaque région formée précédemment. L'heuristique utilisée est basée sur la taille des régions homogènes. La valeur du saut est déterminée par la différence de phase entre les points de part et d'autre de la frontière entre deux régions.

### *3.1.3. détermination de la valeur initiale.*

En IRM, le champ magnétique est quasiment uniforme après réglage de l'appareillage. Les variations de phase sont donc dues essentiellement aux variations de susceptibilité magnétique et sont très locales. Les variations globales de la phase seront donc centrées sur la valeur zéro, *à postériori*.

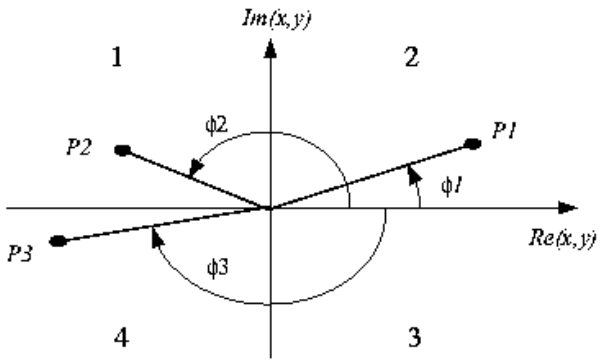



**Figure 2. – Partitionnement de l'espace des phases.**

### 3.1.4. *indépendance vis à vis de sens de parcours des régions et du point de départ*

Elle est obtenue par le choix de la première région à traiter (la plus grande) et des suivantes (celles qui lui sont voisines). Ces choix ne sont donc pas fixés *à priori* mais dépendent de l'objet imagé et des conditions d'acquisition.

## 3.2. algorithme proposé

L'algorithme de déroulement de la phase que nous avons implémenté en 2D se décompose en cinq étapes élémentaires dont nous présentons maintenant les principales caractéristiques, résumées par les images de la figure 3.

– La première étape de l'algorithme construit une image de signes qui déterminera les zones sans sauts de phase. Les zones de faible module ne seront pas traitées car la phase ne présente aucune cohérence en l'absence de signal (zones de fond en IRM). Pour cela, l'image module est seuillée. La valeur du seuil est déterminé automatiquement par l'analyse de l'histogramme des niveaux de gris du volume. Le premier pic de l'histogramme (fond de l'image IRM) est modélisé par une gaussienne et le seuil est fixé à une distance de $3\sigma$ de la moyenne. Une fermeture morphologique de l'image binaire obtenue lisse les frontières et est utilisée comme masque ensuite. Une image de signes $S(i,j)$ est construite en fonction des signes respectifs des parties réelles et imaginaires (figure 2) :

Soit la fonction $\mathrm{sgn}(x)$ telle que

$$\mathrm{sgn}(x) = -1 \text{ si } x < 0$$
$$\mathrm{sgn}(x) = 1 \text{ si } x \geqslant 0$$

L'image $S(i,j)$ est définie par:

$\mathrm{Re}(i,j)$ : partie réelle

$\mathrm{Im}(i,j)$ : partie imaginaire

$$\mathrm{S}(i,j) = \mathrm{sgn}(\mathrm{Im}(i,j)) + 2 + \frac{1 - \mathrm{sgn}(\mathrm{Im}(i,j)) * \mathrm{sgn}(\mathrm{Re}(i,j))}{2}$$

– La deuxième étape est la labellisation de l'image de signes. La connexité est définie sur un ensemble de 8 voisins. Cette étape transforme l'image de signes $S(i,j)$ en image $R(i,j)$ de régions homogènes.

– La troisième étape calcule le gradient de phase $G(R_1, R_2)$ entre chaque région et ses régions adjacentes. Ce gradient est la moyenne des différences de phase le long de la frontière $F(R1, R2)$ de deux régions.

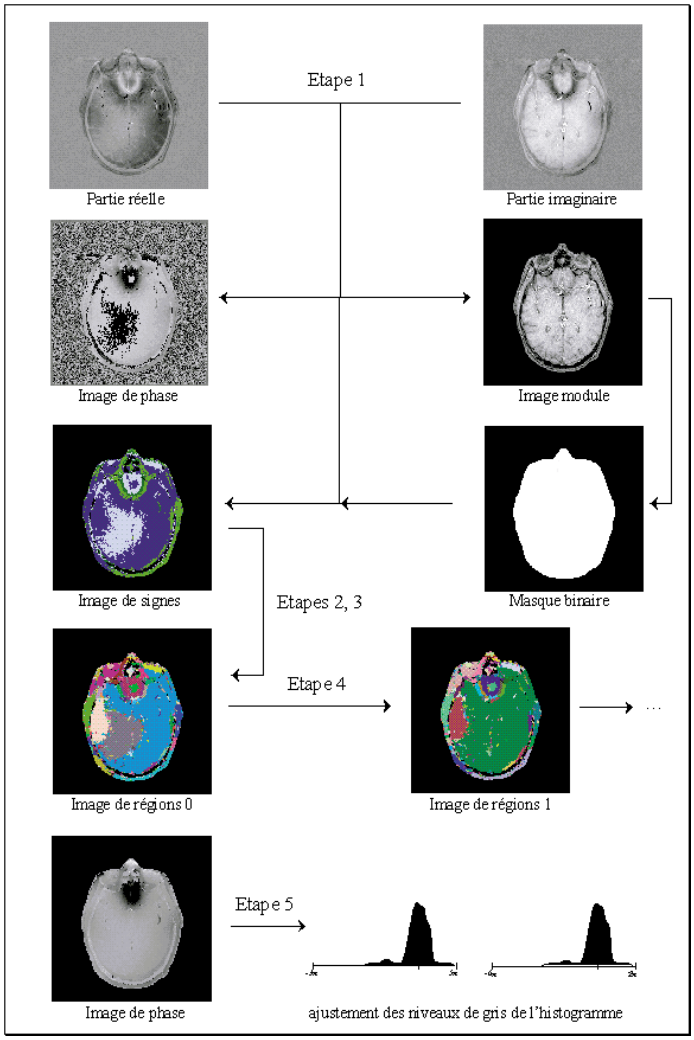



**Figure 3. – Les différentes étapes du déroulement de phase**

$$F(R1, R2) = \{S(i,j) \in R1 / \exists (k,l) \in [-1,+1] \times [-1,+1] \text{ et } S(i+k, j+l) \in R2\}$$

$$G(R1, R2) = \frac{1}{\mathrm{Card}(F(R1,R2))} \sum_{X \in F(R1,R2)} \left( \frac{1}{N} \sum_{Y \in R2 \, et \, Y \, connexe \, X} (\Phi(X) - \Phi(Y)) \right)$$

– La quatrième étape sélectionne la région de plus grande taille $R0$ comme point de départ de la croissance de régions. Ce choix est justifié par la nature des objets imagés qui présentent de grandes zones homogènes. La plus grande région a généralement de plus grandes frontières avec les régions voisines et par conséquence, une valeur de gradient $G(R0, Ri)$ moins sensible au bruit et plus fiable. Chaque région $Ri$ voisine de $R0$ est examinée. Dans les méthodes locales, le saut de phase $k$ est donné

par la différence de phase entre 2 pixels. Pour une région, il est déterminé par la moyenne de ces différences, à l'aide du gradient $G(R1, R2)$ par :

$$k = \frac{\text{Arrondi}(G(R0, Ri))}{2 * \pi} \quad si \quad |G(R0, Ri)| \geqslant \pi$$
$$k = 0 \quad si \quad |G(R0, Ri)| < \pi$$

Lorsque toutes les régions voisines sont traitées, celles-ci sont fusionnées avec la région de départ. L'algorithme retourne ensuite à l'étape 3 et est itéré tant que le nombre de régions est supérieur à 1.

– La dernière étape consiste à recentrer le plus grand nombre de variations autour de la valeur nulle. La phase $\Phi(i, j)$ est modifiée à l'aide de l'histogramme $\mathrm{H}(k)$ des variations de phase par :

$$\mathrm{H}(k) = \text{Card } \{\varphi(i, j)/k\pi \leqslant \varphi(i, j) < (k + 1)\pi\}$$
$$\varphi(i, j) = \varphi(i, j) - 2\pi \times \max_{k \in [\min(\Phi/2\pi), \max(\Phi/2\pi)])} (\mathrm{H}(k))$$

Cette étape est rendue nécessaire par le caractère arbitraire du choix de la région initiale (étape 4) dont les variations de phase devraient se situer globalement autour de zéro. Cette hypothèse se justifie dans la mesure où les variations résiduelles les plus importantes après réglage des paramètres de shim en IRM sont attribuées aux effets de susceptibilité et n'interviennent que très localement dans l'image. L'image de phase est donc essentiellement constituée de régions où les variations sont faibles. La phase mesurée ici donne le décalage absolu qui devra être utilisé lors des corrections de l'image IRM : un offset global sur la phase provoquera une correction trop faible ou trop importante.

# 4. résultats

Les résultats sont d'abord présentés sur un fantôme assez simple afin de visualiser le bon déroulement de la méthode. La robustesse au bruit est ensuite testée qualitativement puis quantitativement. Un exemple sur des données réelles IRM est finalement présenté.

## 4.1. fantôme

L'acquisition IRM dans de bonnes conditions nous a permis d'obtenir des données images du fantôme servant à calibrer l'IRM. C'est un élément de plastique, dont nous ne connaissons pas les dimensions exactes, mais dont les différentes parties sont homogènes. L'inclusion de bulles d'air ou d'huile (repère A, figure 4)

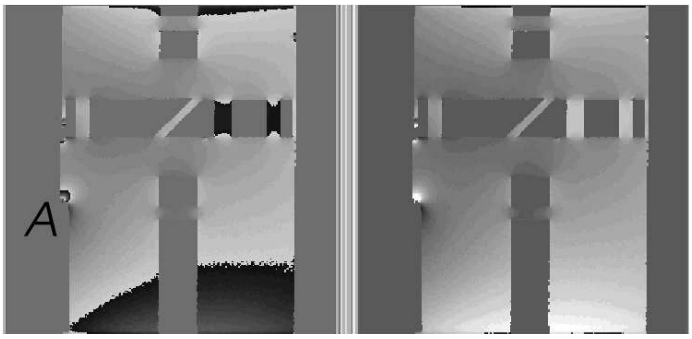



**Figure 4. – Déroulement de phase sur un fantôme. À gauche, phase initale ; à droite, phase déroulée**

permet aussi de tester la sensibilité à la susceptibilité. Le bruit du fond de l'image a été supprimé manuellement par seuillage du module. Du fait du faible nombre de sauts présents sur cette image, il est aisé de vérifier le bon déroulement de la phase.

## 4.2. robustesse au bruit

Afin de tester la robustesse, nous avons généré un ensemble d'images de fantôme bruité à partir du fantôme précédent. Nous avons ajouté à ce dernier un bruit blanc gaussien de moyenne nulle et de variance $\sigma$. L'algorithme a ensuite été appliqué sur les parties réelles et imaginaires ainsi bruitées sans corrélation entre elles.

Qualitativement, les figures 5 et 6 illustrent le résultat. Pour des points de bruits isolés ou presque (variance faible), l'algorithme résiste bien au bruit introduit. La phase déroulée bruitée suit la même allure générale que la phase non bruitée. La notion de région permet ici de ne pas être sensible au bruit et de ne pas propager les points incohérents. Lorsque les points de bruit sont connexes et forment des régions homogènes mais aberrantes du point de vue de la phase, une nouvelle région est créée (repère B, figure 6) au sein de laquelle il existe un décalage de $2\pi$ par rapport à la valeur initiale, car les données sont incohérentes. L'influence de ces régions sur le reste du déroulement de phase dépend essentiellement de la configuration. Si cette région est le seul chemin d'accès à d'autres régions, le déroulement propage alors cette erreur (repère A, figure 6). Dans le cas contraire, l'erreur n'est pas propagée (repère B, figure 6). La taille des régions homogènes, et plus précisément la longueur des frontières est un paramètre déterminant. Il existe visiblement une relation entre le bruit et la proximité des sauts : plus les sauts sont proches et nombreux, moins le bruit est admissible. En résumé, compte tenu du faible nombre de sauts, l'algorithme résiste qualitativement bien au bruit.

Quantitativement, nous avons mesuré 4 paramètres sur la différence absolue entre la phase déroulée bruitée et la phase déroulée non bruitée: moyenne, variance et maximum des écarts ainsi que nombre de points dont l'écart est supérieur à $2\pi$ (tableau I et II). Les valeurs numériques ont été multipliée par 100 (un écart de $2\pi$ correspond à une valeur de 628).

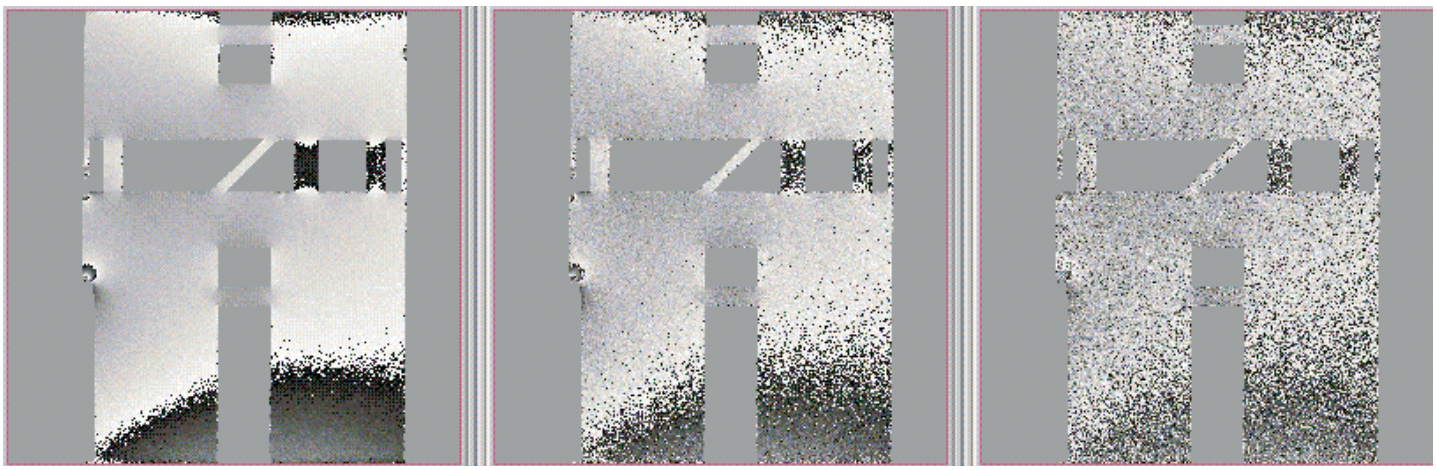


**Figure 5 : Phase initiale des images bruitées. : $\sigma$=10000,100000,500000**

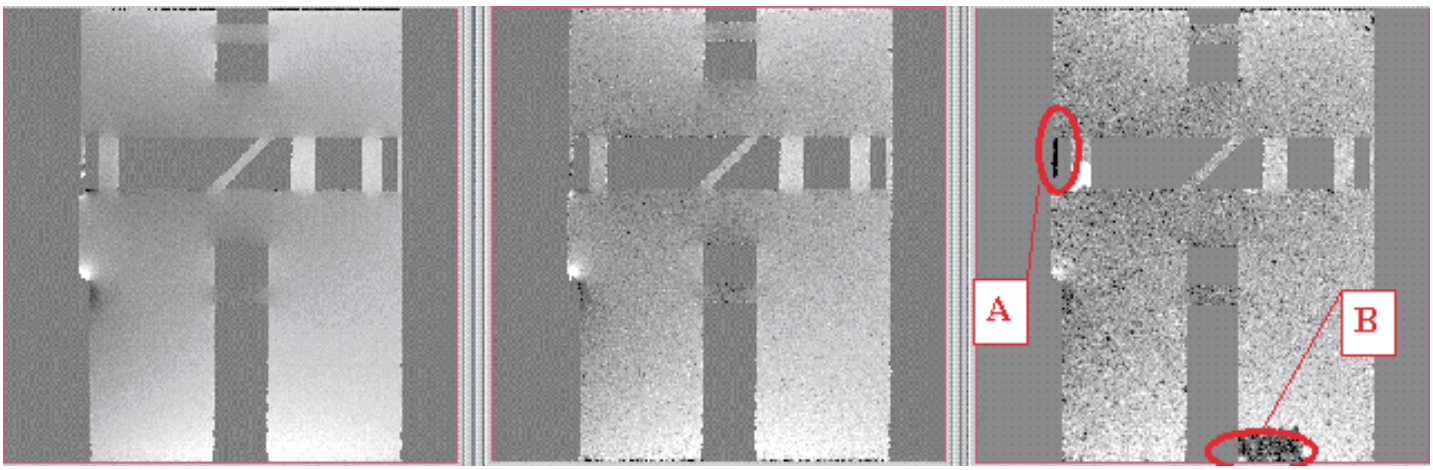
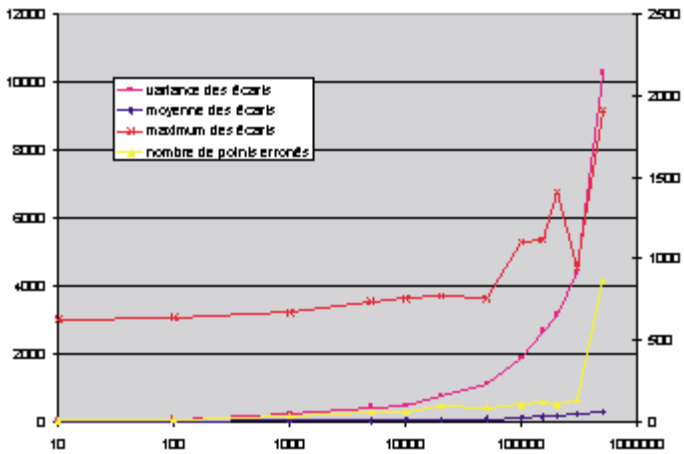



**Figure 6 : Phase déroulée des images bruitées.**

**Tableau 1. – Écarts mesurés.**

| Bruit | Moy | Var. | Max. | Nb. |
|---|---|---|---|---|
| 10 | 0.25 | 36 | 631 | 6 |
| 100 | 0.78 | 79 | 638 | 13 |
| 1000 | 2.48 | 219 | 670 | 34 |
| 5000 | 5.45 | 415 | 738 | 59 |
| 10000 | 7.52 | 448 | 755 | 58 |
| 20000 | 10.8 | 744 | 769 | 92 |
| 50000 | 16.9 | 1108 | 755 | 89 |
| 100000 | 24.5 | 1862 | 1099 | 104 |
| 150000 | 30.2 | 2667 | 1116 | 119 |
| 200000 | 34.3 | 3128 | 1407 | 102 |
| 300000 | 41.8 | 4380 | 950 | 137 |
| 500000 | 57.2 | 10250 | 191 | 870 |

**Tableau 2. – Écarts mesurés**



On peut remarquer une évolution logarithmique de la moyenne des écarts, confortant la remarque qualitative sur le bon comportement global en fonction du bruit. De même, l'écart maximum est stable jusqu'à la valeur de 50000. Ceci traduit mal les variations locales, mais montre qu'il n'y a pas de propagation d'erreurs importante. Par ailleurs, nous avons évalué le nombre de points sur lesquels une erreur de déroulement était commise par rapport à la phase déroulée sans bruit ($4^{\text{ième}}$ paramètre). L'évolution de ce paramètre montre la création de régions erronées pour des valeurs de bruit supérieure à 500000. Elle est cependant très faible en pourcentage, soit $870/37985 = 2,3\ \%$ pour la plus grande valeur, avec une valeur de $0,25\ \%$ pour les valeurs inférieures. Cela montre que les erreurs sont peu nombreuses en présence de bruit et surtout, ne sont pas propagées aux autres régions de l'image. En résumé, la robustesse au bruit sur le type de données habituelles est bonne.

## 4.3. données réelles

Nous illustrons ici un exemple sur des données réelles. Lors d'une acquisition réelle, il existe des zones qui ne fournissent pas de signal (cas des sinus par exemple). Dans ce cas, la phase calculée est uniquement due au bruit d'acquisition et ces zones ne doivent pas perturber le reste du déroulement en propageant des erreurs. La figure 7 illustre cet aspect sur une image dont le déroulement global est bon, mais qui présente des erreurs ponctuelles. Elle présente la phase initiale, la phase déroulée, la différence entre la phase déroulée et la phase initiale et les valeurs numériques de cette différence à proximité de la zone présentant des erreurs de déroulement. Les valeurs nulles correspondent à des points qui n'ont pas été traités. L'erreur sur cette zone ne s'est pas propagée au voisinage ce qui est essentiel.

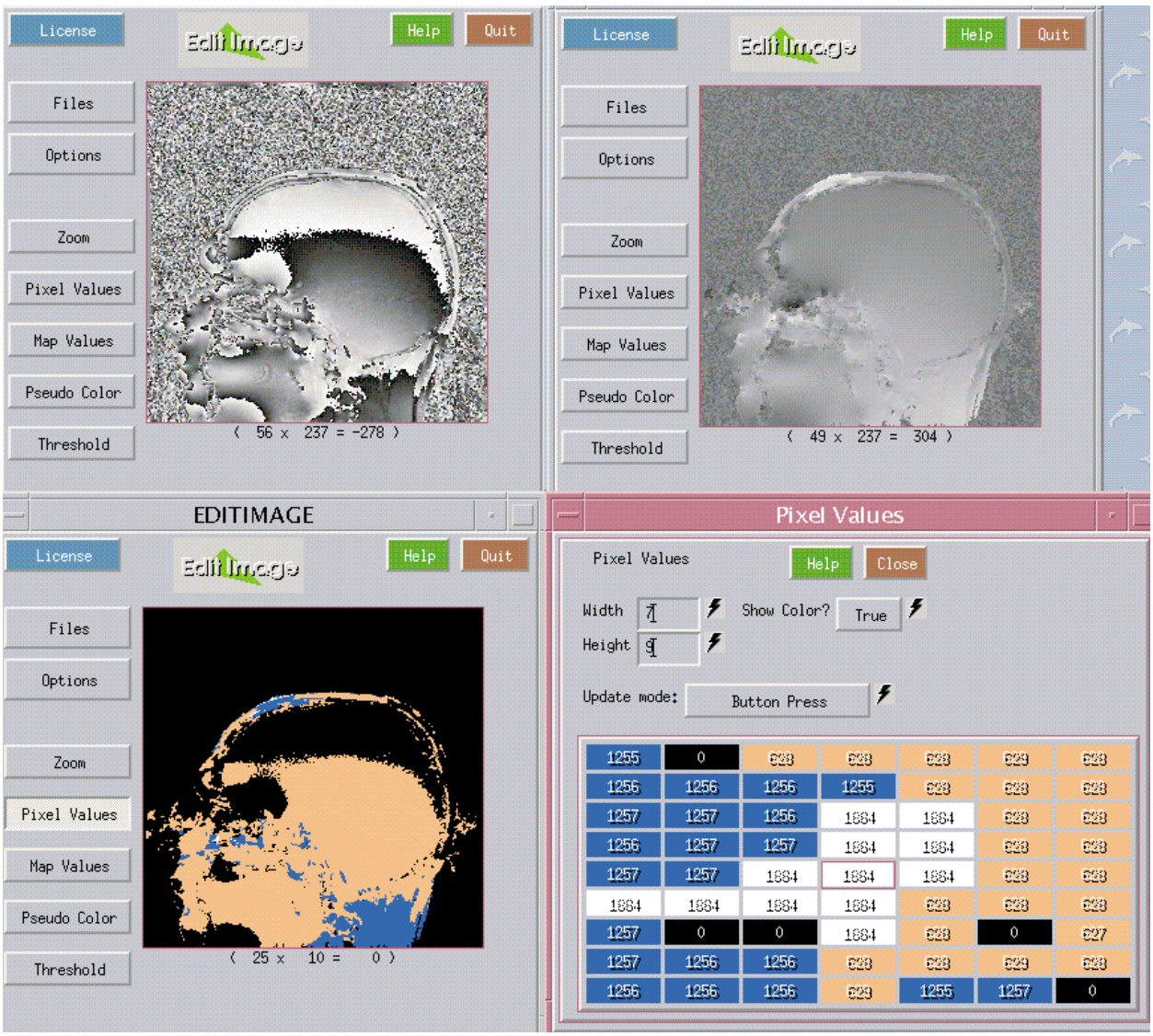



**Figure 7. – Phase initile, phase déroulée, différence, zoom sur la différence.**

### 4.4. conclusion

Les différents tests présentés montrent que la méthode s'adapte bien aux données que nous avons à traiter. Elle résiste bien au bruit et les erreurs éventuelles ne sont pas propagées aux régions voisines, sauf dans le cas de bruit très forts et de régions de petites dimensions. Une amélioration possible serait de traiter les régions non plus en fonction de la taille de celle-ci, mais en fonction de la longueur des frontières, qui est un paramètre plus discriminant.

## 5. application à l'IRM: correction des hétérogénités

En IRM, les distorsions géométriques liées aux hétérogénéités du champ magnétique ont pour source les variations du champ magnétique principal, les différences de susceptibilité (frontière entre deux tissus) et la composition en eau et graisse d'un même point de l'objet imagé. L'image observée par le radiologue est le résultat de la combinaison de toutes ces déformations. La solution classique à ce problème est celle de la méthode des 3 points de Dixon, qui propose de réaliser 3 acquisitions pour déterminer l'image réelle de l'objet. Nous proposons une méthode qui ne nécessite que 2 acquisitions pour déterminer les distorsions produites par le champ magnétique et les effets de susceptibilité ($\Phi(x)$) ainsi que les distorsions pour l'eau ($f_e(x)$) et pour la graisse ($f_g(x)$).

Liste partielle des symboles utilisés

$B_0$ : Champ magnétique statique

$\omega_0 = \gamma B_0$ : Fréquence de Larmor (rotation d'un spin dans un champ magnétique)

$Fe$ : Fréquence d'échantillonnage

$M(x)$ : Moment magnétique (aimantation) au temps $t = 0$

$FOV_x$, $FOV_y$, $FOV_z$ : Champ de vue de l'acquisition (dimension de l'image)

$N_x$, $N_y$, $N_z$ : Taille de l'image

$\Delta x$, $\Delta y$, $\Delta z$ : Dimensions des voxels $\Delta i = \dfrac{FOV_i}{N_i}$

$G_x(t)$ : Valeur du gradiant de lecture

$$\int_0^{\tau_x} G_l\,(t)\,dt = \frac{2\pi}{\gamma \quad FOV_x}$$

$G_x = \dfrac{2\pi \quad Fe}{\gamma \quad FOVx}$ si le gradiant est constant.

$\mathrm{H}(x)$ : Fonction sinus cardinal $= sin(x)/x$

### 5.1. correction des hétérogénéités du champ en IRM

L'expression de l'image reconstruite d'un objet composé essentiellement d'eau et de graisse sous l'action d'un champ non homogène, acquise au temps d'écho $TE1$ est donnée par l'équation suivante [Khorack 92], [Guinet 92] :

$$I_r(x, TE1) = \int_{FOV_x} \overline{M}_e(x',\, TE1)$$
$$\mathrm{e}^{j\phi(x')TE1}\mathrm{H}(x - f_e(x'))\mathrm{d}x' + k\int_{\mathrm{FOV}_x} \overline{M}_g(x',\, TE1)$$
$$e^{j\phi(x')TE1}\mathrm{H}(x - f_g(x'))\mathrm{d}x' \qquad (1)$$

La fonction $\phi(x)$ (variation du champ magnétique) et les fonctions de déplacement de l'eau $f_e(x)$ et de la graisse $f_g(x)$ sont données par:

$$\begin{cases} \phi(x) = \gamma\Delta B_0(x) \\ f_e(x) = x + \dfrac{\Delta B_0(x)}{G_x} \\ f_g(x) = x + \dfrac{\Delta B_0(x)}{G_x} + \dfrac{\Delta\omega}{\gamma G_x} \end{cases} \qquad (2)$$

Une image, acquise à un temps d'écho $TE2$ tel que le signal de la graisse présente une phase opposée

$$\Delta\omega TE2 = \Delta\omega TE1 + (2n+1)\pi$$

s'exprime, avec $\Delta T = TE2 - TE1$, par :

$$I_r(x,\, TE2) = \int_{FOV_x} \overline{M}_e(x',\, TE2)$$
$$\mathrm{e}^{j\phi(x')TE2}\mathrm{H}(x - f_e(x'))\mathrm{d}x' - k\int_{FOV_x} \overline{M}_g(x',\, TE2)$$
$$\mathrm{e}^{j\phi(x')TE2}\mathrm{H}(x - f_g(x'))\mathrm{d}x' \qquad (3)$$

La somme complexe des deux images est alors :

$$I_r(x,\, TE1) + I_r(x,\, TE2) = \int_{FOV_x} \overline{M}_e(x',\, TE1)$$
$$\mathrm{e}^{j\phi(x')TE1}\mathrm{H}(x - f_e(x'))(1 + \mathrm{e}^{\frac{\Delta\mathrm{T}(-1}{\mathrm{T2}(x') + j\phi(x'))}}\mathrm{d}x'$$
$$-k\int_{FOV_x} \overline{M}_e(x',\, TE1)\mathrm{e}^{j\phi(x')TE1}\mathrm{H}(x - f_g(x'))$$
$$(1 - \mathrm{e}^{\Delta\mathrm{T}(-\frac{1}{\mathrm{T2}}(x') + j\phi(x'))})\mathrm{d}x' \qquad (4)$$

En pratique, la valeur $T2$ des tissus imagés se situe entre plusieurs dizaines et quelques centaines de millisecondes. Les valeurs de la fonction $\phi(x)$ dépassent rarement $\pi$, ce qui correspond tout de même à près de 4 mm de décalage pour une amplitude de gradient $G_z$ classique de 1,47mT/m. En choisissant un

intervalle de temps $\Delta T$ suffisamment court entre deux acquisitions (de l'ordre de 2 millisecondes pour $B_0 = 1,5T$), les termes en $\mathrm{e}^{\Delta T \cdots}$ sont négligés :

$$I_r^+ = I_r(x, TE1) + I_r(x, TE2)$$
$$= 2\int_{FOV_x} \overline{M}_e(x', TE1)\mathrm{e}^{j\phi(x')TE1}\mathrm{H}(x - f_e(x'))\mathrm{d}x' \quad (5)$$

Le module de la somme représente l'image décalée du signal de l'eau, et la phase est directement proportionnelle, par l'intermédiaire de la fonction $\phi$, à une cartographie des déplacements $\Delta B_0$.

La différence complexe fournit les mêmes renseignements pour le signal de la graisse :

$$I_r^- = I_r(x, TE1) + I_r(x, TE2)$$
$$= 2k\int_{FOV_x} \overline{M}_e(x', TE1)\mathrm{e}^{j\phi(x')TE1}\mathrm{H}(x - f_g(x'))\mathrm{d}x' \quad (6)$$

$$I_r^+(f_e(x)) = 2\overline{M}_e(x)\mathrm{e}^{j\phi(x)TE1} \otimes \mathrm{H}(f_e(x))$$
$$I_r^-(f_g(x)) = 2\overline{M}_g(x)\mathrm{e}^{j\phi(x)TE1} \otimes \mathrm{H}(f_g(x)) \quad (7)$$

En conclusion, les fonctions de décalage $f_e$ et $f_g$ sont données par les phases des images de somme et de différence. Les quantités d'eau et de graisse sont directement proportionnelles aux modules de ces images. L'image corrigée est la somme des images de l'eau et de la graisse.

## 5.2. traitement des images de phase

Cette méthode de correction utilise implicitement la vraie phase des images complexes qui doit être déroulée. Nous avons appliqué la méthode présentée ci-dessus à des données IRM réelles. Le résultat du traitement par croissance de régions est présenté sur la figure 8. La phase est qualitativement bien déroulée, malgré les variations proches et rapides de la phase aux interfaces AIR/tissus en particulier. Les points isolés, localisés dans les zones de changement de signe, ne posent pas non plus de problème majeur puisqu'une erreur éventuelle sur la valeur du saut à appliquer ne se propage pas sur les points voisins mais reste localisée. Ils sont par ailleurs supprimés par fusion lorsque les régions sont trop petites.

## 5.3. exemple

Un exemple complet de la correction de volumes anatomiques a été réalisé. Le premier temps d'écho $TE1$ est choisi de manière à ce que les signaux de l'eau et de la graisse soient en phase lors de la première acquisition ($TE1 = 9,09$ ms). Le deuxième temps d'écho $TE2$ correspond à un signal de la graisse hors phase pour la deuxième acquisition ($TE2 = 11,37$ ms). Les images complexes sont combinées pour aboutir à un ensemble de deux images complexes des signaux de l'eau et de la graisse séparés (figure 9).

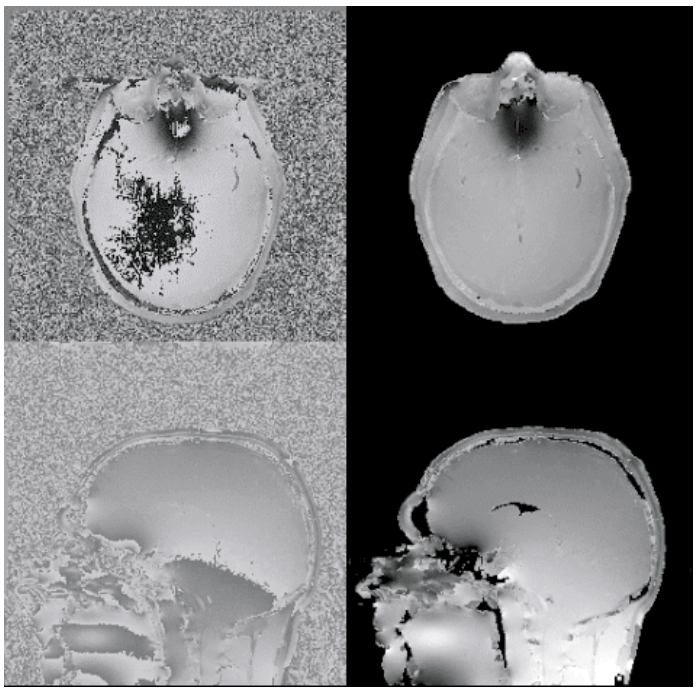


**Figure 8. – Déroulement de phase par croissance de région. À gauche, phase axiale et sagittale. À droite, vue apès déroulement.**

Les images de phase sont traitées par l'algorithme de croissance de régions pour en extraire les déplacements induits par l'hétérogénéité du champ (figure 10).

Ces déplacements sont finalement appliqués à la correction des images modules, en tenant compte du déplacement chimique supplémentaire des images de graisse.

Une image complète sans distorsions est la somme des images eau et graisse corrigées (figure 11). Les distorsions habituelles de la graisse visibles sur l'image de gauche non corrigée (contour blanc en périphérie interne du crâne dans la partie occipitale dans le rectangle jaune, en périphérie externe en partie frontale dans la zone rouge) sont effectivement restaurées à des positions adéquates sur l'image de droite.

# 6. conclusion

Nous avons développé un algorithme original de déroulement de la phase qui a été utilisé avec succès dans le cadre de correction des distorsions en IRM. Cet algorithme est basé sur des régions

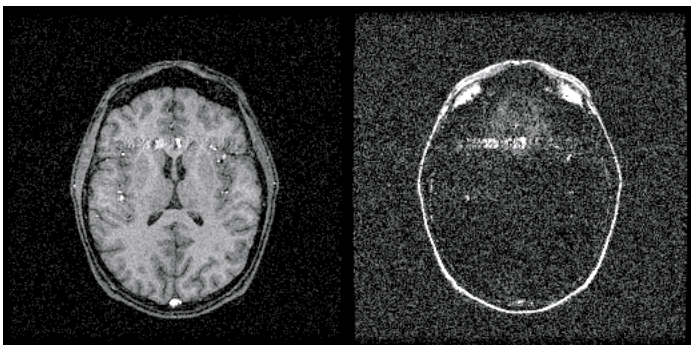


**Figure 9. – Images modules des signaux de l'eau et de la graisse.**

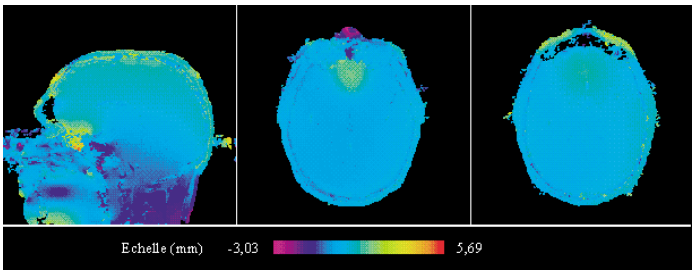



**Figure 10. – Cartographie des déplacements.**

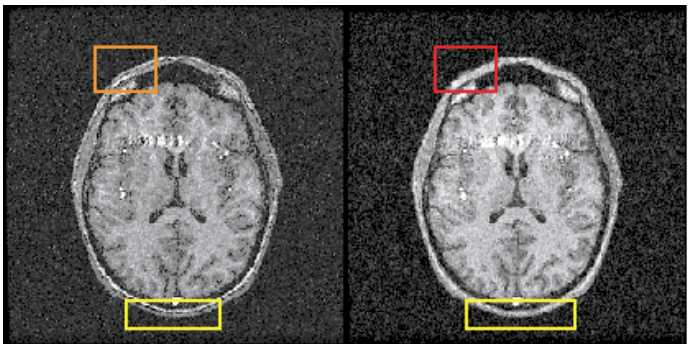


**Figure 11. – Correction d'images. À gauche, image initiale. À droite, image corrigée des effets de l'hétérogénéité du champ magnétique.**

homogènes du point de vue des sauts de phase. Les parties réelles et imaginaires de l'image reconstruite que nous utilisons semblent permettre une bonne détermination des sauts à appliquer aux points de l'image. Bien que développée en 2D pour le traitement des images de phase, cette méthode peut aisément être adaptée en 3D pour traiter globalement les volumes de phase. Cet algorithme de déroulement de phase rapide et robuste au bruit ne présente pas les inconvénients des méthodes locales ou basées sur une modélisation trop précise des objets imagés. Les résultats observés montrent des images de bonne qualité. Les limitations dues aux hypothèses de travail sont principalement la disponibilité des images des parties réelles et complexes en sortie de l'appareil imageur et plus fondamentalement, l'absence de sauts de phase supérieurs à $2\pi$ entre 2 régions voisines. Ces travaux se poursuivent actuellement sur les séquences d'acquisition ultra rapides (EPI) pour lesquelles les distorsions sont plus importantes.

## BIBLIOGRAPHIE


[Axel89] L. Axel, D. Morton, « Correction of phase wrapping in magnetic resonance imaging », *Medical Physics*, vol. 16, #2, p. 284-287, 1989.

[Bhalerao97] A. Bhalerao, C.F. Westin, R. Kikinis, « Unwrapping phase in 3D MR phase contrast angiograms », *CVRMed/MRCAS*, Grenoble, p. 193-202, 1997.

[Bo98] G. Bo, S. Dellepiane, P.C. Smits, « Weighted multiresolution phase unwrappimg method » *Proceedings of SAR image analysis, Modelling, and Techniques*, SPIE 3497, p. 146-154, 1998.

[Dupont97] S. Dupont, « Génération de modèles numériques de terrain par interférométrie ROS », *Thèse de l'université de Nice*, juin 1997.

[Fornaro96] G. Fornaro, G. Franceschetti, R. Lanari, and E. Sansosti, « Robust phase unwrapping techniques - a comparison », *Journal of the Optical Society of America A-Optics and Image Science*, vol. 13, #12, p. 2355-2366, 1996.

[Friedlander96] B. Friedlander and J.M. Francos, « Model based phase unwrapping of 2-D signals », *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 44, #12, p. 2999-3007, 1996.

[Ghiglia94] D.C. Ghiglia et L.A. Romero, « Robust two-dimensional weighted and unweighted phase unwrapping that uses fast transforms and iterative methods », *Journal of Optical Society of America*, vol 11, p. 107-117, 1994.

[Goldstein88] R.M. Goldstein, H.A. Zebker, C.L. Werner, « Satellite radar interferometry: Two-dimensional phase unwrapping », *Radio Science*, vol.23, #4, p. 713-720, 1988.

[Guinet 92] Guinet, J. « Introduction à l'IRM. » Grellet, Editions Masson, Paris, 1992.

[Hedley92] M. Hedley, D. Rosenfeld, « A new two-dimensional phase unwrapping algorithm for MR images », *Magn. Reson. Med*. Vol. 24, p. 177-181, 1992.

[Huot97] E. Huot, I. Cohen, I. Herlin, « An unwrapping Method for Interferometric SAR Images », *Proceedings of the International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing*, Munich, Germany, p. 2853-2856, 1997.

[Khorack 92] Korach G., Minier T., Vignaud J. « Manuel de techniques de l'Imagerie par Résonance Magnétique », Editions Nasson, Paris 1992.

[Labrousse95] D. Labrousse, S. Dupont, M. Berthod, « SAR interferometry. A Markovian approach to phase unwrapping with a discontinuity model ». *International Geoscience and Remote Sensing Symposium*, Florence, Italy, p. 556-558, 1995.

[Labrousse96] D. Labrousse, « Modélisation markovienne pour le déroulement de phases interféromètriques SAR », *thèse de l'université de Nice*, Septembre 1996.

[Langlois97] S. Langlois, M. Desvignes, J-M. Constans, M. Revenu, « Imagerie par résonance magnétique : correction des non linéarités des gradients de champ », GRETSI, Grenoble, Vol. 2, pp. 339-342, 15-19 Septembre 1997.

[Langlois98] S. Langlois, « Analyse et correction des distorsions en Imagerie par Résonance Magnétique »", *Thèse de l'Université de Caen*, 1998.

[Langlois99a] S. Langlois, M. Desvignes, J.M. Constans, M. Revenu, « MRI geometric distorsion : A simple approach to correcting the effects of non-linear gradient fields », *Journal of magnetic resonance imaging*, Vol. 9, p. 821-831, 1999.

[Langlois99b] S. Langlois, M. Desvignes, J-M. Constans, M. Revenu, « Susceptibility and Chemical Shift in MRI », : *HBM'99 Human Brain Mapping*, Duesseldorf, p. S238, June 1999.

[Lethimonnier97] F. Lethimonnier, F. Franconi, S. Akoka, « Three-point Dixxon method with a MISSTEC sequence », *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol 5, #4, p. 265-268, 1997.

[Liang96] Z-P.Liang, « A model-based phase unwrapping method », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 15, #6, p. 893-897, 1996.

[Lin92] Q. Lin, J. Vesecky, H.A. Zebker, « New approaches in Interferometric SAR Data Processing »., *IEEE Tans. On Geoscience and Remote Sensing*, vol 30, #3, p. 560-567, 1992.

[Lyuboshenko98] I. Lyuboshenko, and H. Maître, « Phase Unwrapping for Interferometric SAR Using Helmholtz Equation Eigenfunctions and the First Green's Identity », *Journal of the Optical Society of America* , vol 16, #2, p. 378-395, 1998.

[Prati90] C. Prati, M. Giani, N. Leuratti, « SAR Interferometry A 2-D Phase Unwrapping Technique Based on Phase and Absolute Value Information », *Proceedings of the IGARSS'90*, Washington, p. 2043-2046, 1990.

[Refice98] A. Refice, M. T. Chiaradia, L. Guerriero, G. Nico, P. Blonda, G. Pasquariello, G. Satalino, S. Stramaglia, N. Veveziani, « Local and global strategies for InSAR Phase Unwrapping », *Proceedings of SAR image analysis, Modelling, and Techniques* , SPIE 3497, p 134-145, 1998.

[Stramaglia97] S. Stramaglia, G. Nico, G. Pasquariello, « Phase Unwrapping Method based on stochastic relaxation ». *Proceedings of Image Processing, Signal processing and SAR for remote sensing*, SPIE, vol 3217, p. 4-12, 1997.

[Sumanaweera94] T.S. Sumanaweer, J.R. Adler, S. Napel, G.H. Glover, « Characterization of Spatial Distortion in Magnetic Resonance Imaging and Its Implication for Stereotactic Surgery », *Neurosurgery*, vol. 35, #4, p. 1-9, 1994.

[Tarayre96] H. Tarayre-Oriot, D. Massonet, « New methods of phase unwrapping in SAR interferometry », *Proceedings of FRINGE'96 ESA Workshop on Applications of ERS SAR Interferometry*, Zurich (Switzerland), oct. 1996.

[Trouve95] E. Trouvé, M. Caramma, H. Maitre, « Analyse et restauration de la phase ISAR », *GRETSI 95*, Vol 1, p. 501-504, 1995.

[Trouve96] E. Trouvé, « Imagerie interférentielle en radar à ouverture synthétique », *thèse de l'ENST*, Paris, 1996.

[Wang96] Y. Wang, M. Haacke, D. Yablonskiy, D. Li, « Water and fat separation using chemical shifting imaging », *4th scientific meeting of SMR*, New York, p. 1636,1996.

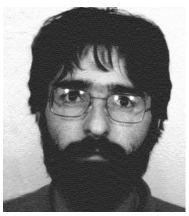
[Wang98] Y. Wang, D. Li, M. Haacke, J.J. Brown, « A three-point Dixon method for water and fat separation using 2D and 3D gradient-echo techniques », *Journal of Magnetic Resonance Imaging* ; vol 8, p. 703-710, 1998 .

[Xu96] W. Xu, I. Cumming, « A Region Growing Algorithm for InSAR Phase Unwrapping ». *Proceedings of the 1996 IEEE International Geoscience and Remote Sensing Symposium. IGARSS'96*, p. 2044-2046, Lincoln, USA, May. 1996.

*Manuscrit reçu le 23 avril 1998.*

LES AUTEURS

Michel DESVIGNES



Michel Desvignes est ingénieur de l'ISMRA-Ensi de Caen. Il a obtenu son doctorat de l'Université de Caen en 1990. Maître de conférences à l'ISMRA depuis 1993, ses activités de recherche au GREYC (UMR 6072) portent sur le traitement d'images et la reconnaissance des formes. Le domaine d'application privilégié est l'imagerie médicale.

Serge LANGLOIS

Serge Langlois a obtenu son doctorat de l'université de Caen en 1998. Ses travaux de recherche portent sur la correction des distortions geométriques par la modélisation des causes physiques de ces distortions. Il a travaillé en particulier à l'amélioration des images obtenues par résonnance magnétique. Il travaille maintenant au sein du groupe Dassault.

Jean-Marc CONSTANS

Jean Marc Constans, après presque 3 ans aux États Unis de recherche en résonance magnétique (surtout en spectroscopie) à UCSF est revenu au CHU de CAEN fin 93. Maître de conférence depuis 1998, ses activités de recherche à l'unité IRM et dans l' équipe universitaire « Méthodologie et évaluation en imagerie médicale » portent sur la résonance magnétique et tout particulièrement le développement et l'évaluation de méthodes et d'applications en spectroscopie proton par résonance magnétique.

Marinette REVENU

Marinette Revenu est ingénieur de l'ISMRA-Ensi de Caen et docteur en informatique de l'Université de Paris VI. Professeur à l'ISMRA, elle est responsable de la filière Génie informatique de l'école d'ingénieur et de l'équipe Image du GREYC. La modélisation des connaissances utilisées en traitement des images ainsi que leur validation dans des applications effectives font l'objet de ses activités de recherche.