

Recalage et mise en correspondance d'images tomographiques et de projection. Cas de l'Angiographie par Résonance Magnétique (ARM) et de l'Angiographie par Rayons X (ARX)

Registration and matching of tomographic and planar imaging. Application to Magnetic Resonance Angiography (MRA) and to X-Ray Angiography (XA)

par Maximilien VERMANDEL², Georges PALOS², Anne-Sophie DEWALLE¹, Christian VASSEUR², Jean ROUSSEAU¹

¹ Laboratoire de Biophysique, UPRES 1049, I.T.M. Pavillon Vancostenobel, CHRU, 59037 Lille Cedex.

² Laboratoire I³D, FRE-CNRS 2497, Bâtiment P2 USTL 59655 Villeneuve d'Ascq Cedex.

résumé et mots clés

Nous présentons un nouvel algorithme réalisant un recalage multimodal d'images planes (2D, ARX) et tomographiques (3D, ARM). Le recalage 2D/3D est défini par la recherche de la meilleure transformation rigide permettant de replacer un ensemble de données multimodales dans un espace tridimensionnel commun. L'intérêt de la méthode proposée réside principalement en deux points. Tout d'abord, l'exploitation de données anatomiques offre la possibilité d'un recalage sans référentiel externe, donc la possibilité d'un examen minimalement invasif plus confortable pour le patient. Ensuite, après la sélection manuelle d'une structure anatomique de référence, la phase de recalage peut être réalisée indépendamment de l'opérateur, puisque l'initialisation est automatique. En premier lieu, les données de l'imagerie tomographique sont exploitées pour reconstruire une structure tridimensionnelle. Cette dernière définit le référentiel commun aux deux modalités. Puis, la position optimale de cette structure dans le référentiel de l'ARX est recherchée au moyen d'une analyse multi-résolution et d'une procédure d'optimisation. Finalement, la position de la structure tridimensionnelle étant connue en ARX et ARM, il est possible d'avoir une correspondance tridimensionnelle entre les modalités, à la condition de disposer d'au moins deux incidences pour les images planes.

Recalage 2D/3D, mise en correspondance, IRM, angiographie, radiographie, optimisation.

abstract and key words

We present a new algorithm for planar (XA) and tomographic (MRA) images registration. The 2D/3D registration is defined as determining the optimal rigid transformation which enables to register the entire dataset coming from both modalities in a common three-dimensional referential. Interests of the described method can be observed through two points. Firstly, the use of an anatomical based registration offers the possibility of less constraining exam, more suitable for patients. Then, after an anatomical referential has been interactively selected, registration procedure may be steered independently since the initialization step is automatic. The tomographic dataset is used to construct a three-dimensional structure, which defined the common referential for the two modalities. Then, the optimal structure position is obtained in the planar imaging reference through a multi-scale analysis and optimization procedures. Finally, since the position of the anatomical structure is known in both MRA and planar imaging referential, it is possible to obtain a three-dimensional matching under condition of having at least two incidences for the planar imaging.

Registration, matching, MRI, angiography, radiography, optimization.

1. introduction

Ces dernières années, l'essor des nouvelles techniques d'imagerie médicale a induit de nombreuses approches innovantes. Par une mise en relation pluridisciplinaire (physique, automatique, médecine), les fruits d'une recherche intense et diversifiée ont ouvert un vaste champ à de multiples applications. Autrefois cantonnée aux seuls aspects diagnostiques, l'imagerie apporte aujourd'hui d'énormes possibilités tant dans le domaine exploratoire qu'interventionnel. La constante progression des appareils (meilleure résolution, rapidité accrue) entraîne des diagnostics plus fins et des examens moins invasifs. Les systèmes d'acquisition numérique permettent également d'étendre le champ des applications. C'est dans ce contexte que notre travail se situe. L'apport de compétences telles que le traitement d'images et la fusion de données a conduit à l'émergence de l'imagerie multimodalité au travers de besoins formulés par le milieu médical.

Le recalage peut être défini comme la recherche de relations géométriques entre des images ou séries d'images. Il est principalement fondé sur des transformations associant translation, rotation, mise à l'échelle (transformations rigides et affines) et parfois des déformations locales (transformations élastiques). La mise en correspondance peut alors être considérée comme l'exploitation des relations, obtenues par recalage, à des fins de visualisations et de fusions [Jannin]. De nombreuses méthodes de recalage sont décrites dans la littérature. Maintz et Viergever [Maintz] proposent neuf critères permettant d'établir une classification cohérente quelle que soit l'approche de recalage mise en jeu :

- (a) Dimension des données (2D/2D, 2D/3D, 3D/3D)
- (b) Nature du recalage (extrinsèque, intrinsèque, indépendant des images)
- (c) Nature de la transformation (rigide, affine, projective, élastique)

- (d) Domaine de transformation (global ou local)
- (e) Interaction (implication de l'opérateur pendant les étapes de recalage)
- (f) Procédure d'optimisation
- (g) Modalités mises en relation (monomodalité, multimodalité...)
- (h) Sujets mis en relation (intrasujet, intersujet, atlas)
- (i) Objet d'étude (tête, thorax, abdomen...)

Les travaux existants sur le sujet sont si nombreux qu'il ne nous est pas possible de faire ici une liste exhaustive de solutions de recalage dans un cadre général. Toutefois, le lecteur pourra lire avec intérêt les références suivantes qui en proposent un large éventail : [Barillot], [Brown^a].

Dans cette étude, nous présentons une méthode de recalage 2D/3D. Des travaux ont déjà été réalisés dans ce sens pour des applications diverses. Deux familles d'approche peuvent être distinguées : les approches iconiques et les approches géométriques.

Les approches iconiques ou « *intensity based* », s'appuient généralement sur une dépendance statistique entre les données issues des différentes modalités [Brown^b], [Penney^a], [Penney^b], [Weese^a], [Weese^b]. Les approches géométriques ou « *feature based* », reposent quant à elles sur le recalage de primitives géométriques extraites des images [Hamadeh], [Feldmar], [Betting], [Bullitt].

La présente méthode a été développée dans le cadre de l'imagerie vasculaire cérébrale. Les images tomographiques (3D) sont issues de l'Angiographie par Résonance Magnétique (ARM), tandis que les images par projection (2D) sont issues de l'Angiographie par Rayons X (ARX). L'intérêt du recalage entre ces deux modalités réside dans les nombreuses applications potentielles, notamment neuroradiologiques.

Un exemple est celui du développement d'outils d'aide au diagnostic pour le suivi d'anévrismes après embolisation. Lorsqu'un anévrisme est diagnostiqué, une intervention est réalisée pour

placer au sein du sac vasculaire des coils de manière à en prévenir la rupture. L'anévrisme est ensuite suivi pendant plusieurs années pour quantifier son éventuelle perméabilisation. Ce protocole nécessite, l'utilisation initiale de l'ARM conjointement à l'ARX, puis de l'ARM uniquement. Jusqu'à présent, le suivi ne peut être réalisé qu'au travers d'une mise en correspondance mentale. Recaler précisément les deux modalités permettrait une surveillance plus objective de l'évolution de la pathologie pendant toute la durée du suivi.

Toujours dans le contexte neuroradiologique, le recalage permettrait de valider l'exploitation des nouvelles séquences d'ARM dynamiques dans le diagnostic de Malformation Artério-Veineuse (MAV). Ces pathologies sont actuellement détectées et quantifiées avec l'ARX qui demeure encore le standard de l'imagerie vasculaire grâce à sa bonne résolution spatiale et temporelle.

Un autre exemple est celui de la radiothérapie. La planification de l'irradiation d'une MAV nécessite une ARX et un scanner ou une IRM en condition stéréotaxique. Le recalage permettrait ici de substituer l'ARX stéréotaxique par l'ARX diagnostique, minimisant ainsi le nombre d'exams à réaliser pour le patient.

La méthode de recalage que nous proposons a donc été développée sans perdre de vue ces champs d'applications. Son intérêt réside dans le fait que ni repères externes, ni sélection manuelle de points repères anatomiques ne sont nécessaires.

La méthode repose sur la segmentation des images ARM et sur l'extraction automatique d'un volume anatomique qui sert de référence pour établir les relations de mise en correspondance.

La section 2 décrit la nature des images. La section 3 est consacrée à la présentation de la méthode et à l'implémentation sur ordinateur. La section 4 fournit les résultats obtenus sur fantôme et sur patients. Une discussion est proposée dans la section 5. Les conclusions et les perspectives d'applications médicales sont données en section 6.

2. nature des images

2.1. l'Angiographie par Résonance Magnétique (ARM)

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) résulte de l'analyse des ondes radiofréquences émises par les protons des tissus après excitation dans un champ magnétique intense (0.2 à 3T). Un examen est constitué de plusieurs coupes parallèles couvrant tout l'espace de l'organe observé (imagerie tomographique). Les niveaux de gris des images intègrent les informations contenues dans l'épaisseur de la coupe (figure 1). Toutes les données contenues dans un examen sont connues dans un référentiel 3D propre à l'imageur, appelé repère IRM.

L'ARM consiste à examiner les vaisseaux à l'aide de l'IRM, soit directement (temps de vol, contraste de phase), soit en injectant un produit de contraste comme le gadolinium (figure 2).

Les images ARM que nous avons utilisées dans ce travail ont été acquises sur une IRM Siemens® Magnetom Vision©. Les caractéristiques de ces images sont détaillées dans le tableau 1.

Tableau 1. – Caractéristiques des images ARM.

Résolution en X et Y	512 × 512
Taille du pixel en X et Y (mm)	0,527
Type d'acquisition	3D
Séquence	RM
Nom de la séquence	f13ditn
Épaisseur de coupe (mm)	0,56
TR (ms)	6,80
TE (ms)	2,30
Champ (Tesla)	1,49

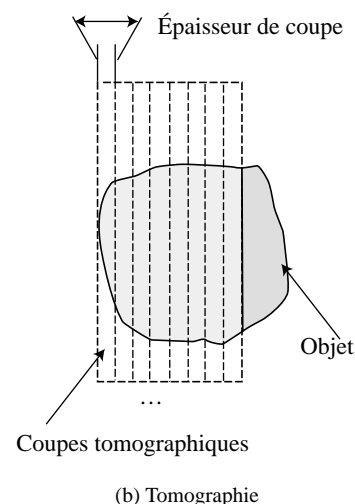
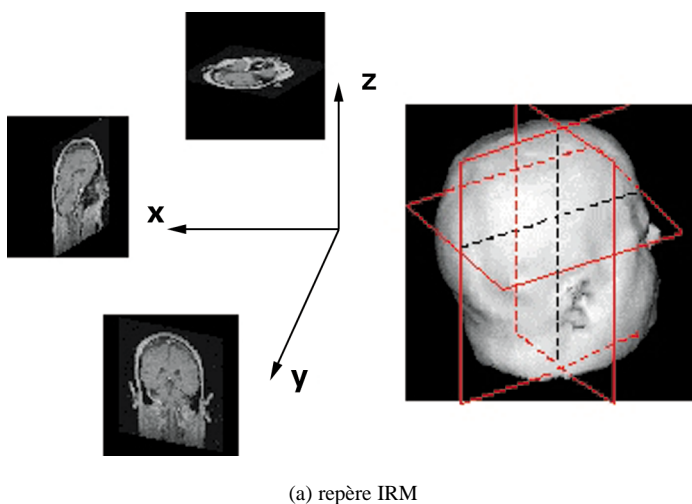


Figure 1. – Nature tomographique de l'IRM.

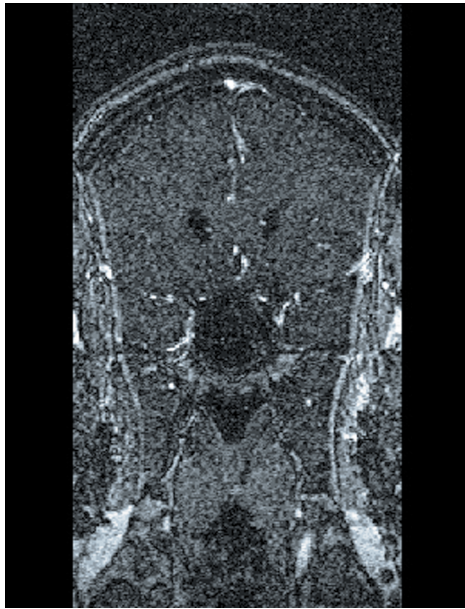


Figure 2. – Image native ARM avec injection de produit de contraste.

On considérera par la suite qu'elles sont obtenues sans distorsions géométriques notables [Bourel].

2.2. l'Angiographie par Rayons X (ARX)

En angiographie par rayons X, on opacifie les vaisseaux qui ne sont pas spontanément radio-opaque grâce à l'injection d'un produit de contraste iodé. Le niveau de gris des pixels de l'image est le résultat de l'absorption de rayons X issus d'une source supposée ponctuelle (foyer de projection), qui parviennent jus-

qu'au capteur (amplificateur de brillance) après traversée de l'objet étudié. Cette projection conique induit deux déformations un agrandissement radiographique et une déformation linéaire (figure 3).

Outre ces déformations liées au facteur homothétique par rapport au plan de projection, l'ARX est le siège de distorsions causées par la concavité de l'amplificateur de brillance et par l'influence des champs magnétiques (figure 4a et 4b).

Ces distorsions nécessitent d'être corrigées en utilisant une grille de calibration [Coste].

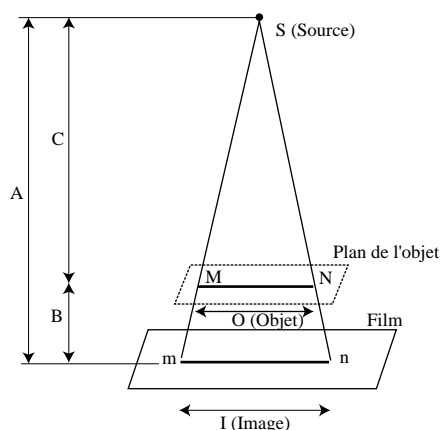
Un repère appelé ARX est défini selon les conventions détaillées figure 5.

Son origine se situe au foyer de projection, l'axe OZ_{ARX} est porté par la perpendiculaire au plan de projection passant par le foyer de projection.

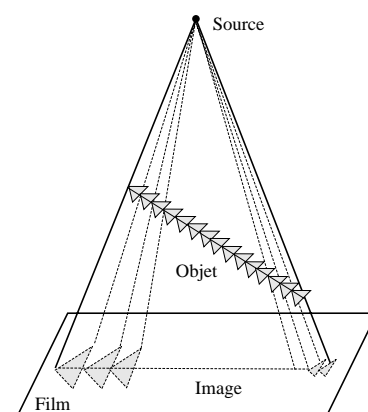
Les appareils d'angiographie actuels sont généralement couplés à un système d'acquisition numérique qui permet la soustraction digitale entre l'image avant injection du produit de contraste (image masque) et les images après injection (Digital Subtracted Angiography – DSA). Cela permet l'élimination des structures intrinsèques, notamment osseuses, et donc d'améliorer la qualité des images (figure 6).

Comme le crâne du patient peut être sujet à de légers mouvements lors de la phase d'injection, les erreurs de soustraction doivent être minimisées en appliquant une transformation rigide qui recalcule masque et image à soustraire [Buzug]. Après soustraction, le contraste élevé résultant permet la segmentation aisée des vaisseaux par un simple seuillage ou une croissance de région.

Dans le cadre de ce travail, les images ARX ont été acquises sur un angiographe Philips® V5000 Allura®. Leurs caractéristiques sont données tableau 2.



(a) Agrandissement radiographique



(b) Déformation linéaire

Figure 3. – Déformations géométriques en ARX



Figure 4. – Distorsions en ARX.

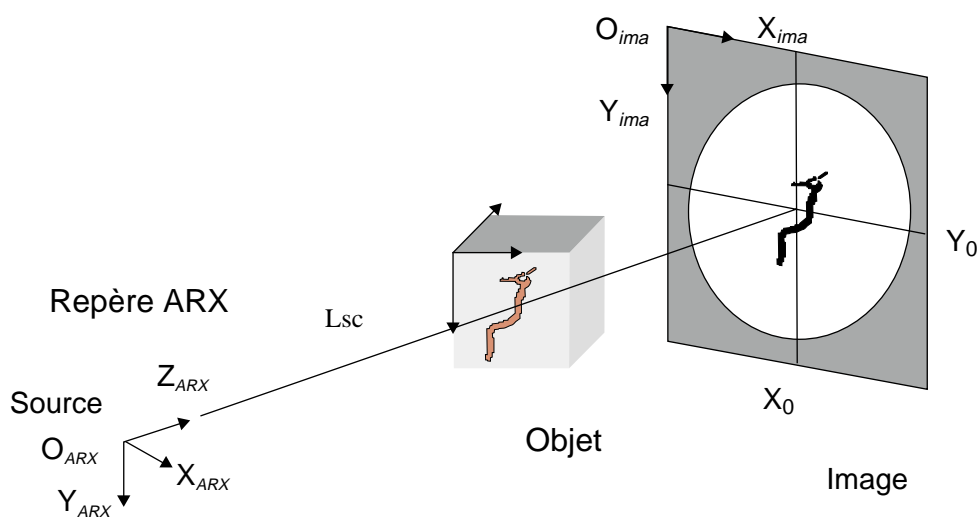


Figure 5. – Conventions propres au repère ARX.

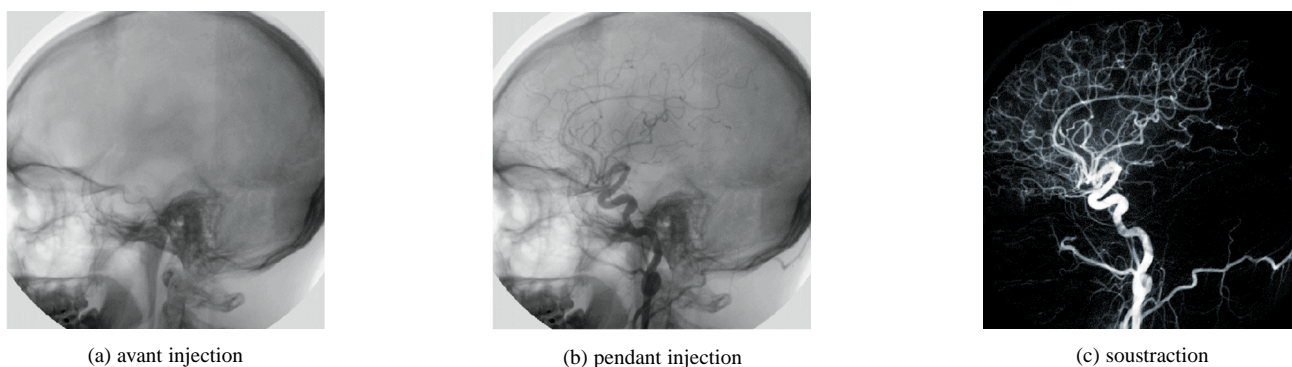


Figure 6. – Soustraction digitale.

Tableau 2 : Caractéristiques des images ARX.

Résolution en X et Y	1024 × 1024
Field Of View (mm)	170, 250 ou 300
Distance Source Capteur (SID, mm)	700 à 1100
Courant du tube de rayons X	200 mA

3. méthodologie

3.1. une solution hybride

Le principe de la méthode est illustré figure 7. Nous utilisons les images ARM pour reconstruire un volume vasculaire de référence. Ce volume est ensuite projeté virtuellement selon une projection conique et le résultat de la projection est comparé à l'image ARX, préalablement binarisée à l'aide d'une croissance de région réalisée semi-automatiquement. Finalement, par itérations successives, la position et l'orientation de la référence anatomique dans l'espace ARX sont modifiées jusqu'à obtention d'une configuration optimale traduisant une similarité maximale entre la projection virtuelle et la projection ARX. À la fin de ce processus, la position et l'orientation de l'objet sont connues dans le repère IRM et le passage d'une modalité à l'autre s'en déduit immédiatement.

3.2. simulation d'une DSA

3.2.1. géométrie du problème

Un repère commun aux deux modalités fait office de référentiel de transition. Ce repère, appelé repère volume, est lié à la référence anatomique. Ses axes et son origine sont définis par les arêtes du cube englobant cette référence (figure 8). Par construction et par convention, les axes OX_{vol} et OY_{vol} correspondent respectivement à la première ligne et à la première colonne de la matrice de données issue de la première coupe IRM.

Tout déplacement de la référence anatomique dans le repère ARX se traduit par 3 rotations (φ , θ et Ψ) et une translation ($T = [T_x, T_y, T_z]^t$). La matrice de passage M_{VOL} du repère

volume vers le repère ARX se déduit immédiatement de ces six paramètres. La matrice de passage M_{IRM} du repère IRM vers le repère volume est obtenue directement lors de la reconstruction tridimensionnelle. Pour tout point, les coordonnées P_{ARX} dans le repère ARX et les coordonnées P_{IRM} dans le repère IRM sont liées par la relation :

$$P_{ARX} = M_{VOL} \cdot M_{IRM} \cdot P_{IRM} \quad (1)$$

La matrice M_{IRM} contient uniquement les termes de translation entre le « repère volume » et le repère IRM.

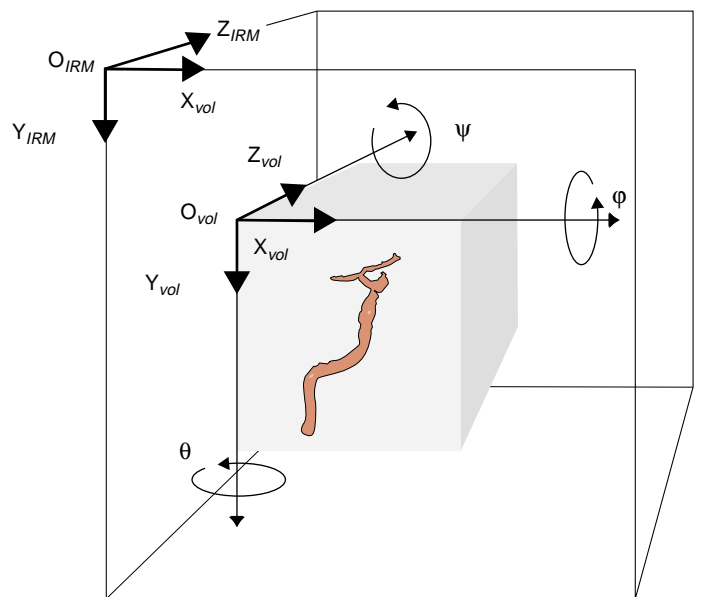


Figure 8. – Conventions adoptées pour le repère volume.

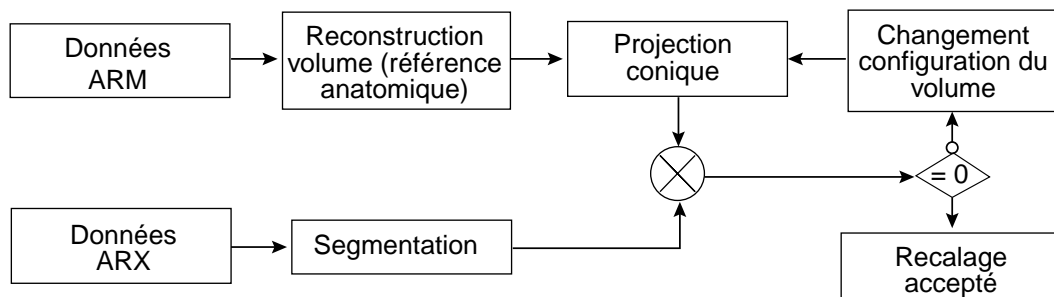


Figure 7. – Principe de la méthode de recalage.

3.2.2. segmentation et reconstruction du volume en ARM

La première étape nécessaire à la reconstruction tridimensionnelle est la détection des contours. En vue d'automatiser cette procédure, des principes issus de la théorie des ensembles flous sont appliqués. La méthode de détection appliquée repose sur l'exploitation des images obtenues par projection des maxima des niveaux de gris de l'examen ARM (Maximum Intensity Projection : MIP) [Laub].

Schématiquement, le MIP est comparé à chaque coupe native dans le but d'y détecter rétrospectivement les structures vasculaires. Dans notre application, le MIP est calculé dans l'incidence correspondant à l'orientation des images natives (sagittale, coronale ou axiale). Une segmentation sur le MIP est réalisée pour isoler l'information relative à la structure à rechercher parmi les coupes du volume de données. Cette dernière se traduit par un simple seuillage effectué de façon interactive par l'opérateur.

Les informations du MIP après seuillage permettent d'évaluer la possibilité Π (comprise entre 0 et 1) de chaque pixel de chaque coupe d'appartenir à la structure recherchée :

$$\Pi_{coupe}(x, y) = \frac{NDG_{coupe}(x, y)}{NDG_{mip}(x, y)} \quad \text{si } NDG_{mip}(x, y) \neq 0$$

$$\Pi_{coupe}(x, y) = 0 \quad \text{si } NDG_{mip}(x, y) = 0 \quad (2)$$

où $NDG_{coupe}(x, y)$ est le niveau de gris du pixel à la position (x, y) sur la coupe à segmenter, et $NDG_{mip}(x, y)$ étant son homologue sur le MIP.

Cette mesure de possibilité est ensuite pondérée par une fonction g_{CNR} du rapport contraste sur bruit CNR (Contrast Noise Ratio, CNR, [Vial]) choisie de manière à accorder plus de

confiance aux régions à CNR élevé. Le CNR est calculé ici pour la région d'intérêt englobant la structure sur chaque coupe considérée :

$$g_{CNR} = 1 - e^{-(\alpha \cdot CNR)} \quad (3)$$

Pour les images issues des imageurs obtenues selon le protocole d'acquisition habituel, un CNR maximum de 9 a été mesuré et le paramètre α est choisi de sorte que g_{CNR} soit égal à 0,99 pour cette valeur de CNR.

Le degré d'appartenance $\mu_{coupe}(x, y)$ d'un pixel à la structure est alors donné par :

$$\mu_{coupe}(x, y) = \Pi(x, y) \cdot g_{CNR} \quad (4)$$

L'étape suivante utilise la fusion de données afin de considérer l'apport du voisinage en connexité 8 de chaque pixel \mathbf{Px} et de permettre une décision quant à l'appartenance de \mathbf{Px} à la structure recherchée. Pour fusionner leur degré d'appartenance, les 8 voisins de \mathbf{Px} sont d'abord considérés comme n'ayant aucune cohérence entre eux. Leur fusion sera alors réalisée par un opérateur disjonctif de type T-conormes (exemple : $t(a, b) = \max(a, b)$). Cet opérateur de fusion augmente le domaine de validité de la propriété à la réunion des domaines donnés par chacune des sources. De plus, les opérateurs disjonctifs renforcent l'information rendant la propriété certaine [Bloch]. Ainsi, les degrés d'appartenance des 8 voisins du pixel \mathbf{Px} sont fusionnés par l'opérateur disjonctif t . Pour fusionner le résultat de la fusion précédente avec le degré d'appartenance du pixel \mathbf{Px} , ce dernier est considéré cohérent vis-à-vis de l'information totale calculée avec t . On choisit un opérateur conjonctif T de type T-norme (exemple : $T(a, b) = \min(a, b)$) qui renforce l'information rendant la propriété incertaine et limite son domaine de validité à l'intersection des domaines donnés par chacune des sources.

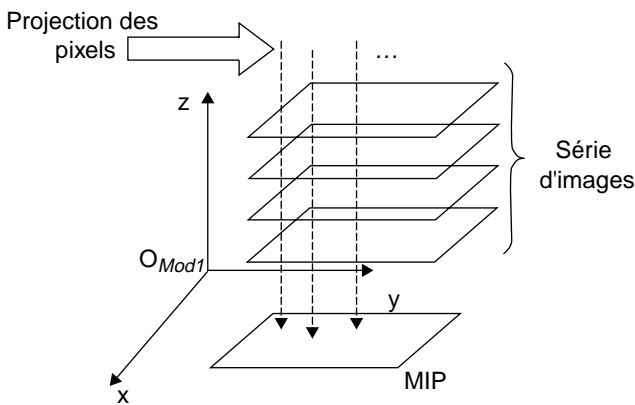


Figure 9. – Description du MIP.



Le degré d'appartenance du pixel P_x est alors donné par :

$$\mu_{pxf} = T(t(\mu_{v1}, \mu_{v2}, \dots, \mu_{vi}), \mu_{pxi}) \quad (5)$$

μ_{pxi} étant le degré d'appartenance du pixel considéré avant fusion, μ_{pxf} après fusion, μ_{vi} le degré d'appartenance des pixels i du voisinage et où T et t sont des opérateurs de fusion.

L'application d'un seuil d'appartenance sur le résultat de la fusion permet de dissocier la structure à détecter du fond (figure 10).

La structure est ainsi détectée sur toutes les coupes de l'examen où elle est présente. Les contours associés sont empilés (figure 11), puis le volume est reconstruit par la méthode de Vial [Vial] qui utilise également la théorie des ensembles flous.

Ce volume est constitué d'une matrice de voxel possédant chacun un degré d'appartenance à la structure recherchée (figure 12).

Un seuil de 0,5 sur les degrés d'appartenance est systématiquement appliqué lors de la segmentation des images ou la reconstruction de volumes, Vial ayant démontré la robustesse de l'approche pour un seuil variant de 0,2 à 0,8.

3.2.3. modèle de projection pour la simulation de la DSA

Le modèle de projection utilisé est le modèle du sténopé ou projection conique. Pour extraire les paramètres de projection, plusieurs méthodes sont disponibles [Mackay],[Rodin]. D'une façon succincte, connaissant la distance focale L_{sc} entre la source et le plan d'acquisition et les coordonnées (X_0, Y_0) de la

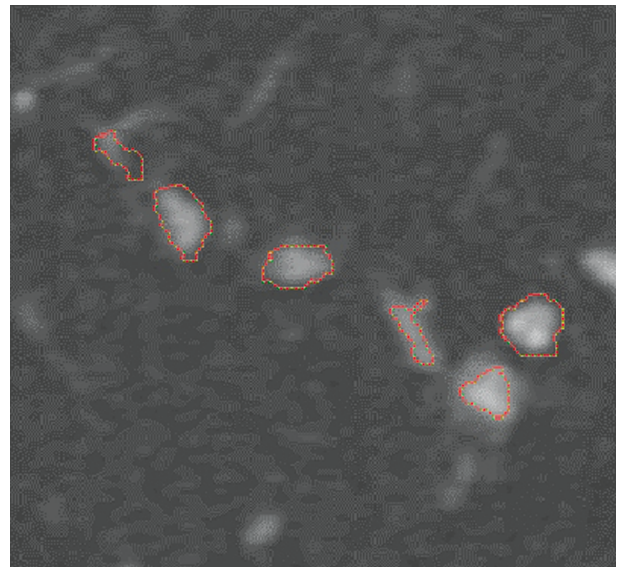


Figure 10. – Résultat de la détection, les contours des structures détectées résultent de l'application d'un seuil d'appartenance de 0,5.

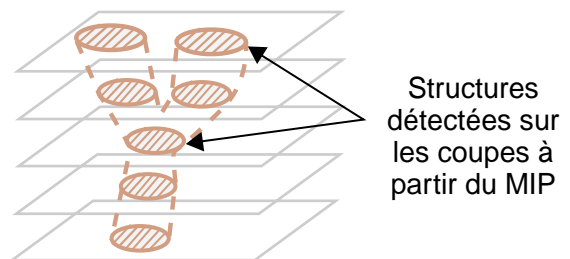


Figure 11. – Empilement des structures détectées.

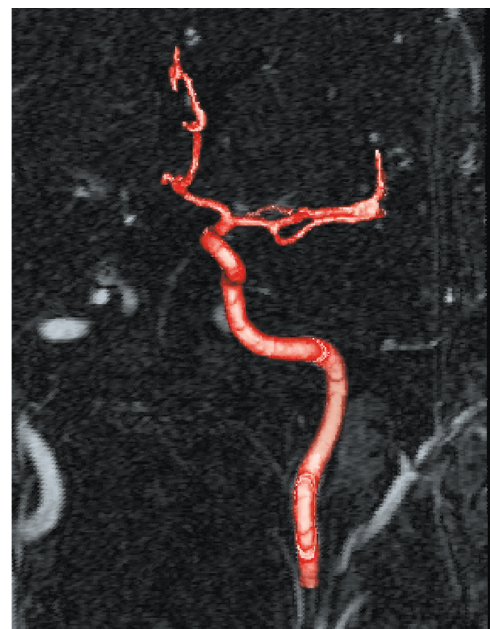


Figure 12. – Résultat d'une reconstruction sur une artère cérébrale.

source projetée sur ce plan, chaque voxel du volume de référence est projeté virtuellement sur le plan d'acquisition selon :

$$X_m = X_0 + \frac{Lsc \cdot X_M}{Z_M} \quad \text{et} \quad Y_m = Y_0 + \frac{Lsc \cdot Y_M}{Z_M} \quad (6)$$

où X_M, Y_M et Z_M sont les coordonnées d'un voxel M dans le référentiel ARX, et où X_m et Y_m sont les coordonnées de la projection m de M dans le plan image (figure 13).

Pour accélérer les calculs, la projection est réalisée de manière à obtenir une image binaire et seuls les voxels appartenant à l'enveloppe du volume sont projetés. La projection des voxels de l'enveloppe uniquement accroît de façon substantielle la rapidité de projection du volume en comparaison d'une projection en niveaux de gris.

3.3. mesure de similarité

La recherche des meilleures position et orientation de la référence anatomique, dans le repère ARX peut être réalisée en minimisant une fonction d'énergie. L'énergie utilisée est simplement la somme des distances quadratiques en niveaux de gris entre pixels (SDC, Somme des Différences au Carré). Cette mesure est très bien adaptée en monomodalité [Roche].

$$Energie = \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J (NdG_{ij} - NdG'_{ij})^2 \quad (7)$$

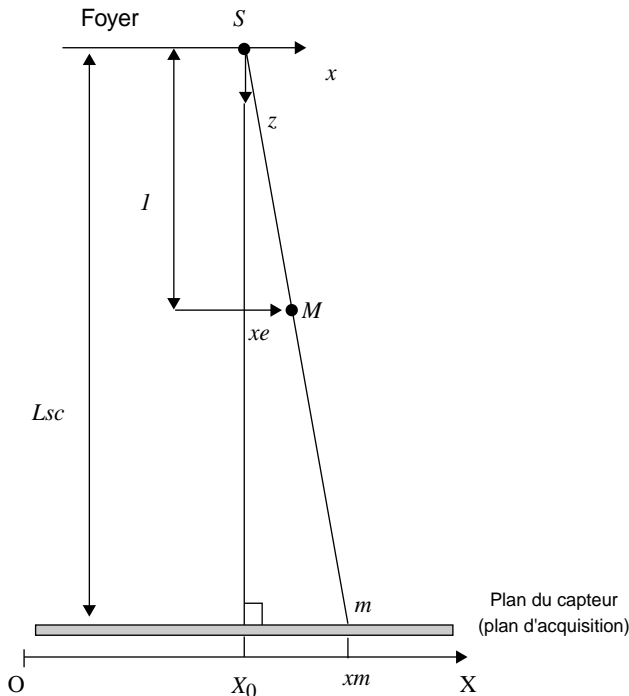


Figure 13. – Calibration du système d'acquisition ARX

Dans cette équation, NdG_{ij} est le niveau de gris du pixel de coordonnées (i, j) de l'image ARX et NdG'_{ij} le niveau de gris de son homologue sur l'image de la référence projetée. L'ensemble des NdG'_{ij} est calculé en fonction des paramètres φ, θ, Ψ et T_x, T_y, T_z . Les images étant binaires, les variables NdG_{ij} valent en pratique 0 ou 1.

Selon ce principe, le recalage est opéré en deux temps. Un recalage préliminaire, permet d'approcher rapidement la solution recherchée et ainsi de restreindre l'espace de recherche des paramètres. Une optimisation complète affine ensuite le résultat.

3.4. recalage préliminaire

La configuration initiale du volume de référence est obtenue en le disposant virtuellement au contact du plan capteur. Cela définit la valeur initiale de Z_{vol} . Les valeurs initiales de X_{vol} et Y_{vol} sont obtenues de telle sorte que le centre de gravité du volume soit projeté au centre du plan capteur. À partir de là, une recherche bornée par les limites physiques du système permet une première approximation des paramètres, puis une analyse multi-échelle permet d'approcher rapidement la solution en explorant l'espace de recherche à partir d'une résolution initiale faible.

3.5 recalage optimal

Le recalage préliminaire satisfait des contraintes de rapidité au détriment de la précision. Le résultat obtenu est utilisé comme configuration initiale pour la procédure d'optimisation décrite ci-après. Nous avons utilisé l'algorithme de recuit simulé hybride (Hybrid Simulated Annealing, HSA) développé par Salazar et Toral [Salazar]. Cette technique d'optimisation présente l'avantage de modifier tous les paramètres simultanément et de se stabiliser beaucoup plus rapidement que le recuit simulé standard. La méthode proposée par Salazar et Toral introduit une fonction hamiltonienne $H(x, p)$, où $x = [x_1, x_2, \dots, x_N]^t$ est le vecteur des N paramètres à optimiser et $p = [p_1, p_2, \dots, p_N]^t$ est un vecteur à N composantes appelées moments. $H(x, p)$ est calculé par :

$$\begin{aligned} H(x, p) &= E(x_1, x_2, \dots, x_N) + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N p_i^2 \\ &= E(x) + \frac{p^2}{2} \end{aligned} \quad (8)$$

où $E(x)$ est la fonction à minimiser. Les composantes du vecteur p sont des variables aléatoires indépendantes, distribuées selon une gaussienne de moyenne 0 et de variance égale à la température du système.

Les équations de Hamilton conduisent au système suivant :

$$\dot{x} = \frac{\partial H}{\partial p} = p \quad (9a)$$

$$\dot{p} = -\frac{\partial H}{\partial x} = -\frac{\partial E}{\partial x} \quad (9b)$$

L'intégration numérique de ce système, en utilisant un développement limité au second ordre, conduit au système numérique suivant :

$$x^+ = x + \delta t \cdot p + \frac{\delta t^2}{2} \cdot F(x) \quad (10a)$$

$$p^+ = p + \frac{\delta t}{2} \cdot [F(x) + F(x')] \quad (10b)$$

où $F(x) = -\delta E(x)/\delta(x)$ est la « force » agissant sur x , δt le pas d'échantillonnage et x^+ et p^+ les nouvelles configurations.

L'acceptation de la nouvelle configuration, décrite par x^+ et p^+ , se fait non pas à partir de la variation d'énergie, comme pour le recuit simulé standard, mais sur la variation de l'Hamiltonien :

$$\Delta H = H(x^+, p^+) - H(x, p) \quad (11)$$

Si la différence est négative, la nouvelle configuration est acceptée, sinon on effectue le test de Metropolis. La nouvelle configuration est acceptée avec une probabilité fonction de la température du pallier :

$$P(\Delta H) = \exp\left(\frac{-\Delta H}{T}\right) \quad (12)$$

Lorsque, la stabilité est atteinte au sein du pallier, la température est abaissée. On réitère ensuite ce processus jusqu'à complète stabilité du système ou jusqu'à ce que la température soit nulle.

Dans le cadre de notre application nous choisissons :

$$x = [\varphi, \theta, \Psi, T_x, T_y, T_z]^t$$

$$\text{et } E(x) = \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J (NdG_{ij} - NdG'_{ij})^2.$$

Les paramètres $\varphi, \theta, \Psi, T_x, T_y, T_z$ ainsi obtenus par l'optimisation permettent de calculer la matrice homogène de changement de repère M_{VOL} introduite à l'équation (1).

3.6. applications

Nous avons développé deux interfaces graphiques pour exploiter le recalage obtenu dans un contexte clinique. La première permet une superposition des données issues de l'ARM avec celles issues de l'ARX (aspect 2D) et peut être utilisée dans le

cadre d'un suivi d'anévrismes embolisés. La seconde permet la navigation 3D et interactive entre les deux modalités par une mise en correspondance point à point en utilisant au moins deux vues ARX. Cette dernière application rend possible le contournage d'anévrismes et de MAVs en exploitant conjointement l'IRM et l'ARX.

3.6.1. superposition 2D ARX-ARM

Nous avons conçu un algorithme générateur de DSA virtuelles. L'exploitation des informations de changement de repère conduit au placement des coupes ARM dans l'espace ARX. En projetant les maxima de niveau de gris, rencontrés sur chaque coupe et le long de chaque rayon de projection, nous obtenons des images analogues au MIP (Maximum of Intensity Projection) mais superposables avec la DSA originale. La figure 14 schématise cette démarche.

La figure 15 montre le résultat après projection d'une DSA virtuelle.

La superposition de DSA virtuelle et réelle est illustrée par la figure 16 pour deux niveaux de transparence différents.

3.6.2. navigation multimodalité

La navigation tridimensionnelle multimodalité constitue une autre exploitation possible. Sachant que les examens ARX sont constitués d'au moins deux vues (projections de face et de profil), il est possible, par analogie avec les systèmes stéréoscopiques, d'établir une mise en correspondance tridimensionnelle entre l'ARX et l'ARM. Pour cela il suffit de réaliser le recalage entre le volume reconstruit et chacune des projections (figure 17).

Passage de l'ARM vers l'ARX : la partie droite du tableau de bord fait apparaître trois incidences issues de l'examen ARM. À l'aide du pointeur tridimensionnel (ici représenté en rouge), le manipulateur peut localiser tout point appartenant à une structure anatomique. Simultanément, sur la partie gauche du tableau de bord, l'homologue ARX du point considéré est automatiquement visualisé par un pointeur bidimensionnel (ici représenté en bleu). En complément, les coordonnées du point dans chacune des modalités apparaissent dans la fenêtre de dialogue du tableau de bord.

Passage de l'ARX vers l'ARM : le passage de l'ARX à l'ARM fait appel à l'appréciation de l'opérateur. Dans ce cas en effet, nous n'utilisons que deux projections ARX. Dès lors, pour tout point sélectionné sur l'une des deux projections il existe une infinité de correspondants sur l'autre projection. Cette infinité est la droite épipolaire (ici représenté en jaune sur la deuxième vue). Dans ces conditions il apparaît nécessaire que l'opérateur choisisse sur cette droite le point qu'il estime être le plus vraisemblable. À partir de là, le navigateur peut calculer puis visualiser la correspondance en ARM.

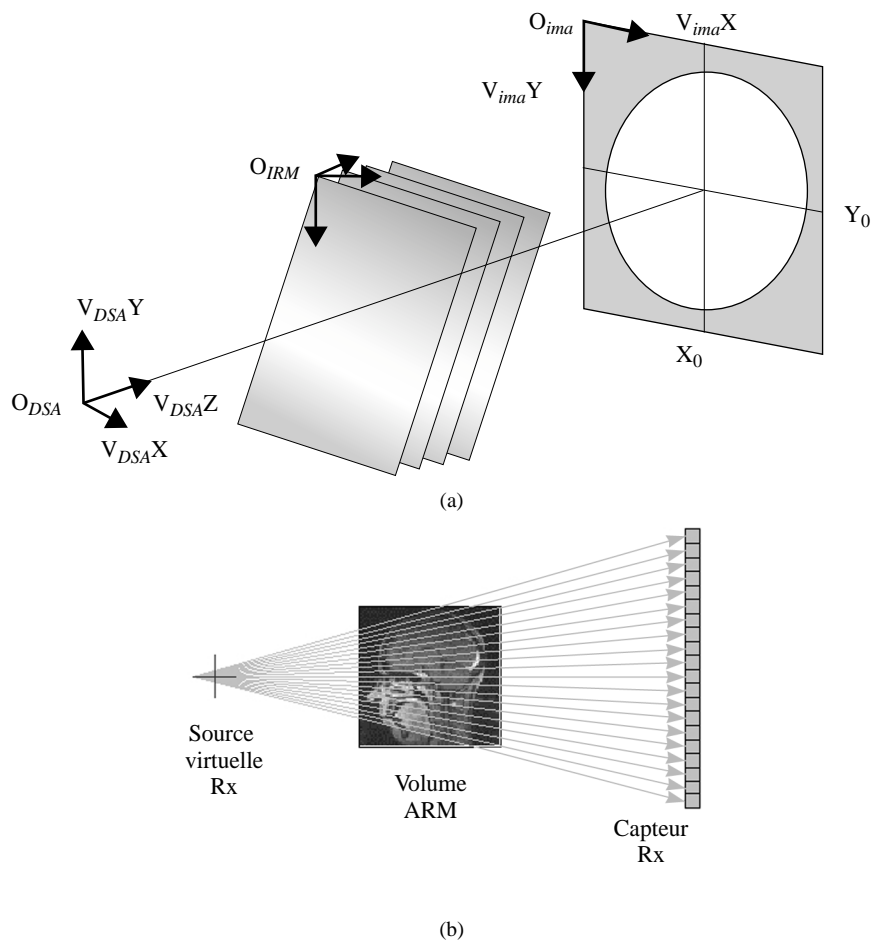


Figure 14. – Description de la méthode de création de DSA virtuelles, (a) positionnement des coupes dans l'espace ARX, (b) projection conique.

Précisons qu'il n'existe pas de lien *a priori* entre les deux vues ARX. Ce lien est connu *a posteriori* grâce au recalage. Les conditions d'acquisitions empêchent l'utilisation d'un objet de calibration qui permettrait d'établir un lien entre deux vues et ainsi faciliter le recalage en les exploitant simultanément.

4. résultats

La méthode a d'abord été évaluée à partir d'un fantôme pour quantifier sa robustesse et sa précision. Puis, des images cliniques ont été utilisées pour valider l'exploitation du recalage en conditions réelles d'acquisition.

4.1. étude sur fantôme

Le fantôme utilisé pour cette phase d'évaluation est un modèle d'arbre vasculaire compatible avec l'IRM et l'ARX. Des inserts disposés sur le support du fantôme permettent de placer des



Figure 15. – DSA virtuelle.

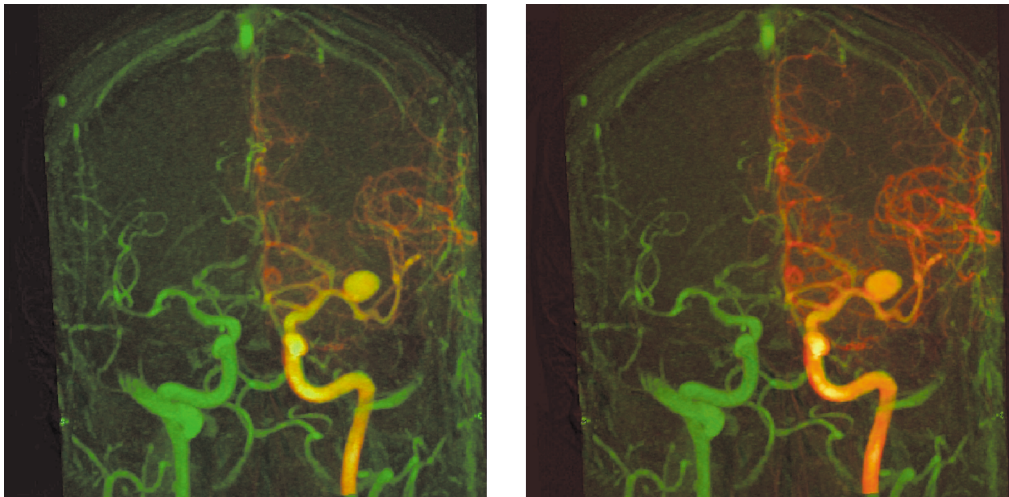


Figure 16. – Superposition DSA virtuelle – réelle (vert-rouge).

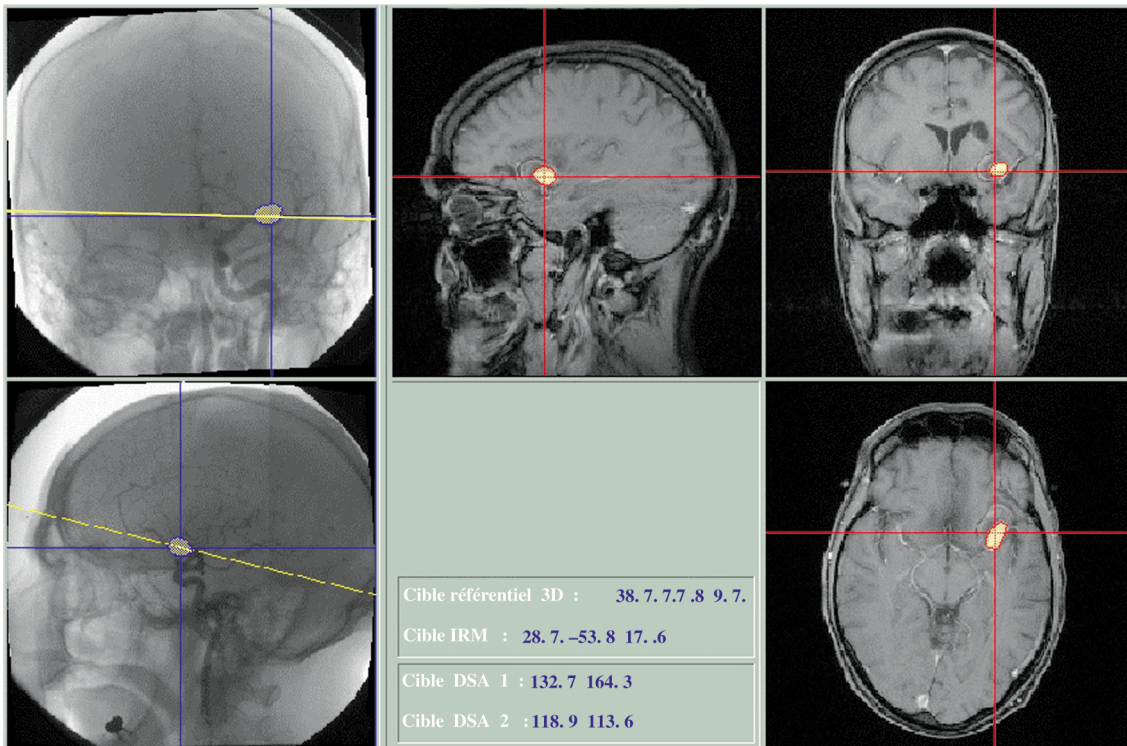


Figure 17. – Exemple de navigation et de contourage inter modalité et multi-incidences.

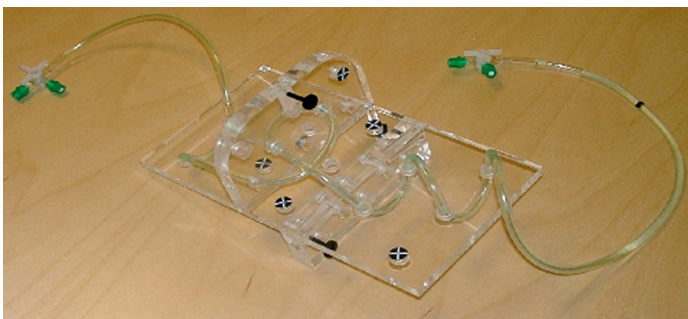


Figure 18. – Fantôme vasculaire.

marqueurs visibles dans les deux modalités. La précision de positionnement de ces marqueurs est meilleure que le dixième de millimètre.

Pour évaluer la robustesse et la précision, nous avons adopté le protocole d'évaluation décrit dans [McLaughlin]. Mc Laughlin, propose d'évaluer la précision et la robustesse en recalant les données à partir de conditions initiales de plus en plus éloignées de la configuration optimale. Quatre niveaux d'expériences sont proposés, avec le degré de perturbation croissant à chaque niveau. De cette manière, 16 expériences par niveau sont réalisées.

Notons que, dans ce plan d'expérience, il n'y a pas de translation dans le plan (OXY), puisqu'elle peut être facilement obtenue par sélection d'un point de référence sur les deux examens.

4.1.1. résultats obtenus

La figure 19 montre la configuration optimale du fantôme dans l'espace ARX. Différentes configurations initiales obtenues à partir de (a) et du tableau 3 sont présentées en (b) et (c).

En utilisant les matrices de rotations et de translations, obtenues par recalage, les positions des points 3D en ARM sont transposées dans le référentiel ARX (cf. § 3.2). La précision est estimée à partir de l'erreur de reprojection telle qu'elle est définie par Masutani *et al.* [Masutani]. Le calcul de cette erreur de reprojection est détaillée par la figure 20.

L'erreur de reprojection (figure 20) est estimée entre le point ARM 3D transposé dans l'espace ARX et le rayon allant de la source de rayons X vers le point 2D visualisé sur l'ARX.

Pour la robustesse, l'erreur RMS est calculée en considérant toutes les erreurs de reprojection mesurées au sein d'une seule expérience (5 mesures). Dans le cas où cette erreur RMS est inférieure à 4mm (seuil fixé dans [McLaughlin]), le recalage est

jugé satisfaisant. Ainsi, un pourcentage de succès pour un niveau d'expérience donné est obtenu en fonction du nombre de recalages réussis et du nombre total de recalages au sein du niveau d'expériences (16 expériences par niveau).

Pour la précision, l'erreur RMS est calculée sur l'ensemble des mesures réalisées au sein d'un niveau d'expérience (16 expériences et 5 mesures par expérience). Comme la robustesse, la précision est donc évaluée en fonction du niveau d'expériences. Cependant, les expériences jugées insatisfaisantes lors de l'évaluation de la robustesse sont exclues du calcul de précision.

La figure 21 montre une bonne aptitude de la méthode à converger vers la solution optimale quelles que soient les conditions initiales. En effet, le pourcentage de succès de convergence, exprimé par la robustesse, reste toujours nettement supérieur à 60%.

De la même façon, la précision reste satisfaisante même pour les cas limites de perturbations du dernier niveau d'expériences.

Tableau 3. – Plan d'expérience pour évaluer robustesse et précision.

# Niveau d'expérience	δZ (mm)	$\delta\theta$	$\delta\varphi$	$\delta\Psi$
1	+/- 25	+/- 4°	+/- 4°	+/- 4°
2	+/- 50	+/- 8°	+/- 8°	+/- 8°
3	+/- 75	+/- 12°	+/- 12°	+/- 12°
4	+/- 100	+/- 16°	+/- 16°	+/- 16°

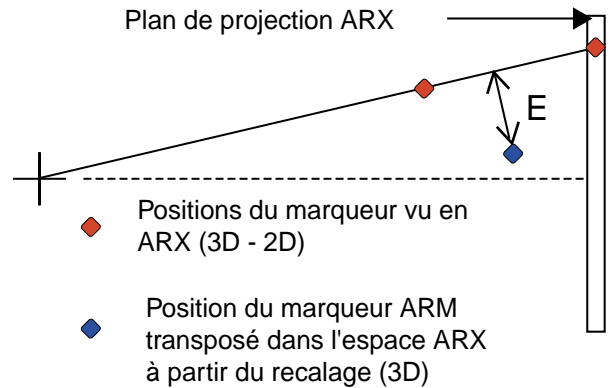


Figure 20. – Calcul de l'erreur de reprojection.

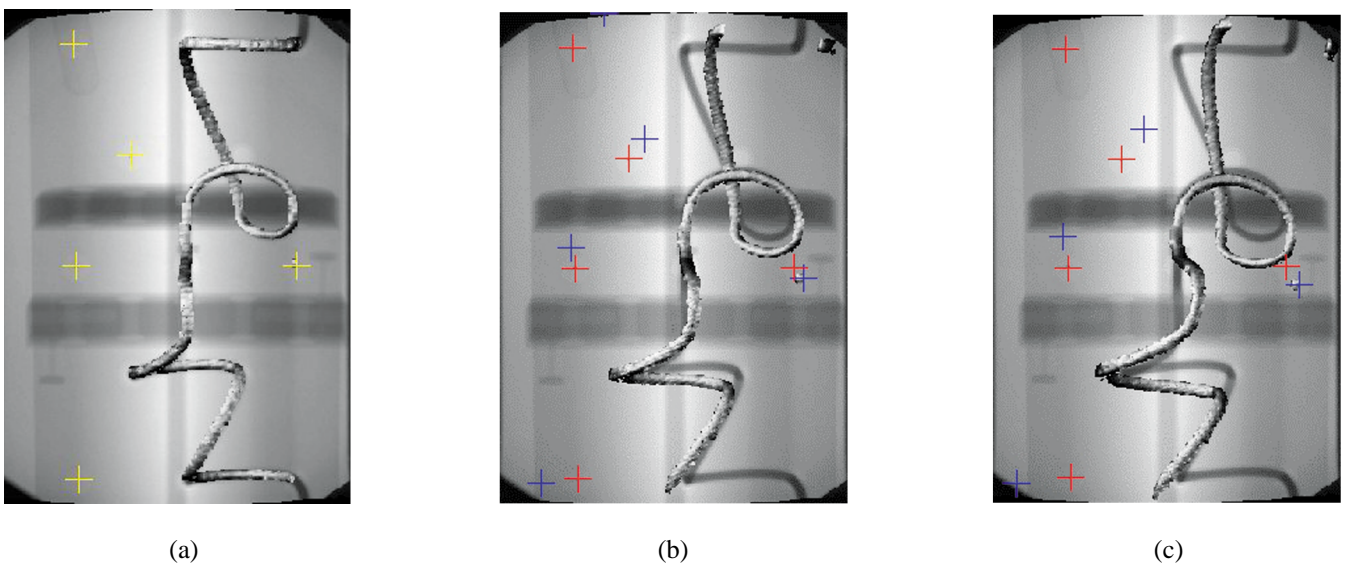


Figure 19. – Configuration optimale (a) et conditions initiales déduites du tableau (b), (c).

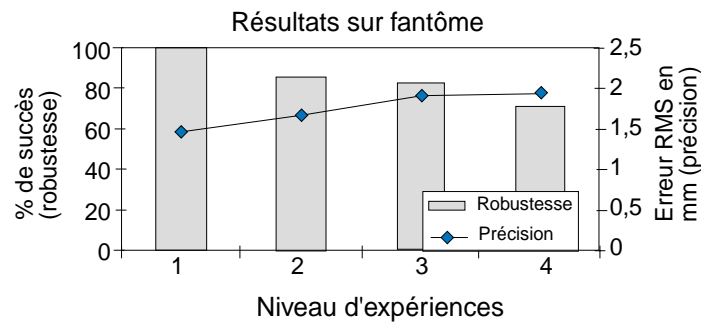


Figure 21. – Précision et robustesse obtenues sur fantôme.

4.1.2. comparaison avec des données issues de la littérature

Les données issues de l'article de McLaughlin pour le recalage à l'aide d'une seule vue ARX ont été juxtaposées aux données calculées pendant notre phase d'évaluation. Cependant, même si nous nous sommes placés dans des conditions d'expérimentations proches de celles de McLaughlin, les différentes méthodes évaluées par Mc Laughlin ([Penney^b] et [Kita]) ne peuvent faire ici l'objet que d'une comparaison relative car les imageurs et le fantôme sont différents. Cette comparaison n'a donc pour but que de situer les performances de notre méthode, qualifiée d'hybride, par rapport aux approches géométriques et iconiques.

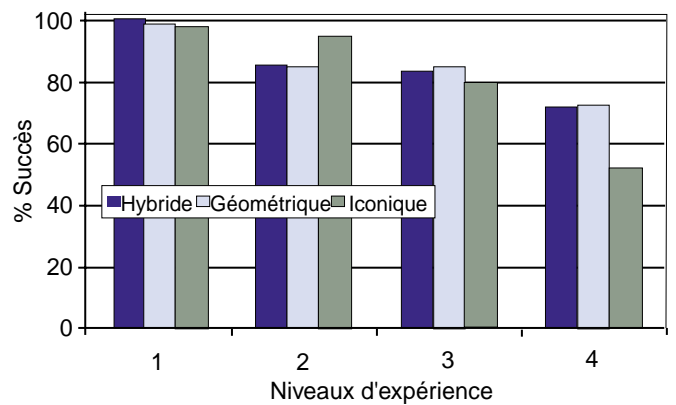
La figure 22 (a) montre le pourcentage de recalage réalisé avec succès en fonction des conditions initiales. La figure 22 (b) montre l'évolution de l'erreur RMS en mm en fonction du niveau d'expérience. Seuls les recalages réalisés avec succès ont été pris en compte pour le calcul de la précision.

D'après les figures 22 (a) et 22 (b), il apparaît que la méthode hybride conserve des propriétés de robustesse similaires à celles de l'approche géométrique. Sa précision, reste inférieure à celle de l'approche iconique mais semble être supérieure à celle de l'approche géométrique. Les temps d'exécution, compatibles avec l'exploitation clinique, sont de l'ordre de 60 à 90 secondes (processeur Pentium III, 667 MHz). Ces résultats intermédiaires permettent de proposer l'approche décrite comme une alternative aux approches classiques.

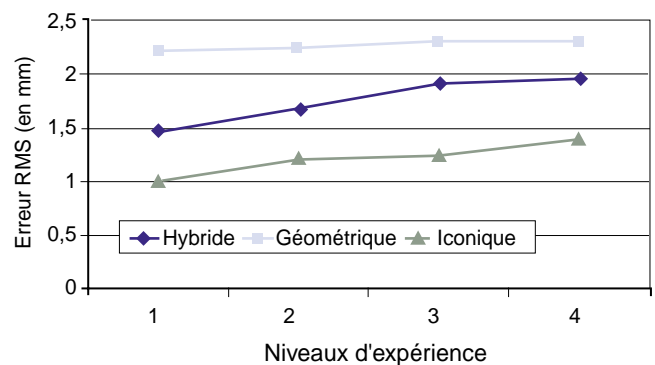
4.2. étude sur patients

Cette étude a porté sur des patients devant bénéficier d'une ARM puis d'une ARX. Des marqueurs visibles dans les deux modalités ont été positionnés au même endroit sur le crâne du patient en début de chaque examen. Les contraintes cliniques (examens acquis à plusieurs jours d'intervalle, repositionnement des marqueurs) ne nous ont permis d'évaluer précisément que l'erreur épipolaire entre deux incidences de projection (l'erreur épipolaire étant définie par la distance entre les deux rayons allant du même marqueur détecté sur chaque image jusqu'aux sources de rayons-X).

Deux vues ARX permettent d'obtenir les positions 3D de points caractéristiques si elles sont appareillées. Ici, le recalage permet



(a)



(b)

Figure 22. – (a) robustesse de recalage, (b) précision de recalage.

d'obtenir un appariement stéréoscopique grâce aux matrices de rotation et de translation. Mesurer l'erreur épipolaire permet d'estimer la finesse d'appariement du système stéréoscopique. Ainsi, une faible précision de recalage entraîne une précision d'appariement plus faible. Inversement, une bonne précision d'appariement caractérise une précision de recalage encore meilleure. Ce critère est sans doute le seul qui permette une évaluation sur des cas cliniques sans contraintes lourdes. En effet, la précision évaluée par l'erreur de reprojection des marqueurs aurait été biaisée par l'imprécision du repositionnement des marqueurs à plusieurs jours d'intervalle.

Les résultats obtenus (tableau 4) sont très encourageants et permettent d'envisager une exploitation clinique du recalage, mais une étude plus approfondie sur patients est encore nécessaire pour valider complètement la méthodologie. La population de sujets doit en effet être suffisamment large pour estimer l'apport réel de la méthode en routine clinique.

Tableau 4. – Précision de recalage : erreur épipolaire.

Moyenne	0,3 mm
Maximum	0,8 mm
Écart type	0,3 mm

5. discussion

L'approche hybride présentée dans cet article exploite des projections successives pour recaler les images multimodalité. Dans ce sens elle s'apparente à la démarche de Feldmar ou Hamadeh. Toutefois, ceux-ci utilisent une re-projection du squelette 3D du volume et cherchent ensuite à minimiser la distance entre ce squelette 3D projeté et le squelette 2D des images ARX. Or, l'hypothèse selon laquelle le squelette 3D d'un volume se projette sur le squelette 2D de la projection de ce volume se révèle fautive pour des gros vaisseaux tels que les vaisseaux de la base du crâne. Cela résulte notamment des procédures de squelettisation 2D et 3D et des contraintes de résolution liées à la discrétisation des informations. De ce fait, l'utilisation de la squelettisation peut entraîner des erreurs de recalage. De plus, cette approche nécessite une reconstruction complète de l'arborescence vasculaire intracrânienne, qui peut également s'avérer problématique. Dans notre démarche, nous avons exploité, non pas un objet squelettisé, mais une structure anatomique complète. Nous avons également cherché à minimiser les sources d'erreurs induites par des étapes successives trop lourdes et pas toujours maîtrisées. Par exemple, la reconstruction de vaisseaux fins par ARM est un problème encore mal conditionné, car les performances des imageurs ne permettent pas d'atteindre les niveaux de précision requis.

Un autre point déterminant dans cette approche est le choix d'une optimisation à l'aide de l'algorithme HSA. De nombreuses méthodes d'optimisation ont été développées, ce qui pose le problème du choix méthodologique. Pour un problème analogue de positionnement, Coste [Coste] a utilisé le recuit simulé pour ajuster le repérage entre différentes incidences d'images ARX. Nous avons testé cette méthode qui est inefficace car trop d'itérations sont nécessaires à l'optimisation. Cependant une optimisation par un algorithme de recherche exploratoire est nécessaire car la fonctionnelle, obtenue ici par la mesure de similarité, n'est pas nécessairement convexe. Le recuit simulé hybride semble un excellent compromis entre rapidité et robustesse aux nombreux minima locaux susceptibles d'apparaître dans cette

phase de recalage. De plus, avec des fonctionnelles convexes (minimum global) son comportement est proche de celui des méthodes plus classiques (descente de gradients...).

Notons enfin que l'approche présentée réalise un recalage à partir d'une seule vue angiographique. L'utilisation simultanée de plusieurs vues impliquerait que les positions des sources et des capteurs soient connues les unes par rapport aux autres. Cela n'est facilement réalisé qu'avec un angiographe biplan, pas très répandu, ou qu'à condition d'immobiliser à la fois la table d'examen et la tête du patient, ce qui est très contraignant en routine. Une autre solution consisterait à utiliser un système de localisation de type stéréotaxique, ce que nous n'avons pas souhaité pour nous adapter à la pratique médicale et non l'inverse.

6. conclusion

Nous avons proposé, ici, une alternative aux méthodes géométriques et iconiques. Cette étude montre la possibilité d'un recalage et d'une mise en correspondance entre modalités 2D et 3D dans un cadre pratique, de façon interactive, automatique et quels que soient les systèmes d'imagerie et les incidences de projection. L'approche hybride proposée s'avère d'une précision comparable à celle de l'approche iconique, généralement reconnue comme étant plus précise que l'approche géométrique [Mc Laughlin], mais les temps de calcul sont beaucoup plus courts. L'approche hybride permet donc un excellent compromis entre une précision et une rapidité compatibles avec l'exploitation clinique.

Le choix d'une mesure type iconique (SDC) dans un contexte géométrique nous permet de qualifier l'approche d'« hybride ». Ce choix a été dicté par la compatibilité de la SDC que ce soit en binaire ou en niveaux de gris et il permet ainsi l'implémentation d'autres algorithmes de projection. Par ailleurs, une projection en niveaux de gris apporterait probablement une meilleure précision et constituerait alors une solution complètement hybride. De plus, considérant la robustesse liée aux approches géométriques, il serait intéressant d'initialiser notre méthode avec ce type de méthode (Iterative Closest Point).

Un protocole d'évaluation clinique complet est en cours. Il prévoit d'effectuer des examens dans les deux modalités le même jour et sans repositionnement des marqueurs. Il sera alors possible de quantifier précisément l'erreur de re-projection après recalage et donc de valider complètement la méthode.

D'un aspect applicatif, ce mode de recalage présente de multiples intérêts. Ainsi, dans le domaine de la physique de l'imagerie, il peut être utilisé pour valider les développements actuels de l'ARM en utilisant l'ARX comme référence. Il peut aussi être utilisé pour mettre en relation différentes modalités et enrichir les informations en neuronavigation ou pour des Gestes Médicaux Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO).

remerciements

Ce travail a été réalisé à l'Institut de Technologie Médicale du Centre Hospitalier Universitaire de Lille (France) grâce au soutien financier du Ministère de l'Éducation Nationale, de la Recherche et de la Technologie (UPRES EA 1049 – FRE CNRS 2497) et du Centre Hospitalier Universitaire (CLARC - 93.01). Les auteurs tiennent à remercier la société AQUILAB SAS (Lille) pour leur avoir prêté le fantôme vasculaire utilisé lors la phase d'évaluation.

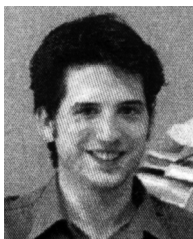
BIBLIOGRAPHIE

- [Jannin] : P. Jannin, C. Grova, B. Gibaud, « Fusion de données en imagerie médicale : revue méthodologique basée sur le contexte clinique », *ITBM-RBM*, vol. 22, n° 4, pp. 196-215, 2001.
- [Maintz] : J. B. Antoine Maintz, Max A. Viergever, « A survey of medical image registration », *Medical Image Analysis*, vol. 2, n° 1, pp. 1-36, 1998.
- [Barillot] : C. Barillot, « Fusion de données et imagerie en médecine », *Habilitation à diriger des recherches*, Université de Rennes 1, 1999.
- [Brown^a] : L. G. Brown, « A survey of image registration techniques », *ACM Computing Surveys*, vol. 24, n° 4, pp. 325-376, 1992.
- [Brown^b] : L. M. G. Brown, T. E. Boulton, « Registration of planar film radiographs with computed tomography », *MMBIA*, pp. 42-51, 1996.
- [Penney^a] : G.P. Penney, J. Weese, J.A. Little, P. Desmedt, D.L. Hill, D.J. Hawkes, « A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration », *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 17, n° 4, pp. 586-595, 1998.
- [Penney^b] : G.P. Penney, « Registration of tomographic images to X-Ray projections for use in image guided interventions », *Thèse de l'University College de Londre*, 2000.
- [Weese^a] : J. Weese, T. M. Buzug, C. Lorenz, C. Fassnacht, « An approach to 2D/3D registration of a vertebra in 2D X-Ray fluoroscopies with 3D CT images », *CVRMed/MRCAS'97, Lectures Notes in Computer Science 1205*, (Springer), pp. 119-128, 1997.
- [Weese^b] : J. Weese, R. Göcke, G.P. Penney, P. Desmedt, T.M. Buzug, T.M. Schumann, « Fast voxel-based 2D/3D registration algorithm using a volume rendering method based on the shear-warp factorization », *Proceedings of SPIE Medical Imaging*, 1999.
- [Hammadeh] : A. Hammadeh, P. Cinquin, « Kinematic study of lumbar spine using functional radiographies and 3D/2D registration », *CVRMed/MRCAS'97, Lectures Notes in Computer Science 1205*, (Springer), pp. 109-118, 1997.
- [Feldmar] : J. Feldmar, G. Malandain, N. Ayache, S. Fernández-Vidal, E. Maurincomme, Y. Troussset, « Matching 3D MR Angiography data and 2D X-Ray Angiograms », *CVRMed/MRCAS'97, Lectures Notes in Computer Science 1205*, (Springer), pp. 129-138, 1997.
- [Betting] : F. Betting, J. Feldmar, « 3D/2D projective registration of anatomical surfaces with their projections », In *xiv International Conference on Information Processing in Medical Imaging (IPMI'95)*, pp. 275-286, 1995.
- [Bullitt] : E. Bullitt, S. Aylward, K. Smith, S. Mukherji, M. Jiroutek, K. Muller, « Symbolic description of intracerebral vessels segmented from Magnetic Resonance Angiograms and evaluation by comparison with X-Ray Angiograms », *Medical Image Analysis*, vol. 5, pp. 157-169, 2001.
- [Bourel] : P. Bourel, D. Gibon, E. Coste, V. Daanen, J. Rousseau, « Automatic quality assessment protocol for MRI equipment », *Medical Physics*, vol. 26, pp. 2693-2700, 1999.
- [Coste] : E. Coste, D. Gibon, J. Rousseau, « Assessment of image intensifier and distortion for DSA localization studies », *The British journal of radiology*, vol. 70, pp. 70-73, 1997.
- [Buzug] : T. M. Buzug, J. Weese, C. Fassnacht, C. Lorenz, « Image registration: convex weighting functions for histogram based similarity measures », *CVRMed/MRCAS'97, Lecture Notes In Computer Science 1205* (Springer), pp. 203-212, 1997.
- [Laub] : G. Laub, « Displays for MR Angiography », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 14, pp. 222-229, 1990.
- [Bloch] : I. Bloch, « Information combination operator for data fusion : a comparative review with classification », *IEEE Trans. on systems, man and cybernetics*, vol. 26, n° 1, pp. 52-67, 1996.
- [Vial] : S. Vial, D. Gibon, C. Vasseur, J. Rousseau, « Volume delineation by fusion of fuzzy set obtained from multiplanar tomographic images », *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 20, n° 12, pp. 1362-1372, 2001.
- [Mackay] : S.A. Mackay, R.E. Sayre, M. Potel, « 3D galatea : Entry of three dimensional moving points from multiple perspective views », *Computer Graphics*, vol. 16, n° 3, pp. 213-222, 1982.
- [Rodin] : V. Rodin, A. Ayache, « Stereovision axiale : modélisation et calibrage du système de prise de vues, reconstruction 3D d'objets naturels », *Traitement du Signal*, vol. 11, n° 5, pp. 373-391, 1994.
- [Roche] : A. Roche, G. Malandain, N. Ayache, « Unifying maximum likelihood approaches in medical image registration », *International Journal of Imaging Systems and Technology*, Special issue on 3D imaging, vol. 11, n° 1, pp.71-80, 2000.
- [Salazar] : R. Salazar, R. Toral, « Simulated Annealing using Hybrid Monte Carlo », *Journal of Statistical Physics*, vol. 89, pp. 1047, 1997.
- [Masutani] : Y. Masutani, T. Dohi, F. Yamane, H. Iseki, K. Takakura, « Interactive virtualized display system for intravascular neurosurgery », *CVRMed -MRCAS'97, Lectures Notes in Computer Science 1205*, (Springer), pp. 428-435, mars 1997.
- [McLaughlin] : R.A. Mc Laughlin, J. Hipwell, G.P. Penney, K. Rhode, A. Chung, J.A. Noble, D.J. Hawkes, « Intensity-Based Registration Versus Feature-Based Registration for Neurointerventions », *Medical Image Understanding and Analysis, Lecture notes in Proceedings of MIUA 2001*, (<http://www.es.bham.ac.uk/research/proceedings/miua2001/papers/mclauglin.pdf>), 2001.
- [Kita] : Y. Kita, D.L. Wilson, J.A. Noble, « Real Time registration of 3D cerebral vessels to X-Ray angiograms », *MICCAI'98, Lectures Notes in Computer Science 1496*, (Springer), pp. 1125-1133, 1998.
- [Coste] : E. Coste, J. Rousseau, D. Gibon, J.F. Deleume, S. Blond, X. Marchandise, « Frameless Method of Stereotactic Localization with DSA », *Radiology*, vol. 189, pp. 829-834, 1993.

Manuscrit reçu le 10 septembre 2002

LES AUTEURS

Maximilien VERMANDEL



Né en 1976, Maximilien VERMANDEL est titulaire d'un DEA et d'un Doctorat de 3^e cycle (2002) en Automatique et Informatique industrielles de l'Université des Sciences et Technologies de Lille (USTL). Depuis novembre 2002, il est Assistant Hospitalier et Universitaire au Laboratoire de Biophysique (UPRES EA 1049) de la Faculté de Médecine de Lille. Ses thèmes de recherche s'articulent principalement autour de l'imagerie médicale. Ses travaux actuels concernent notamment l'imagerie multimodalité au travers du recalage et de la fusion d'images intermodalités. Il est membre du GIS Thérapie Assistée par l'Image et de l'ERT 23 Radiothérapie Conformationnelle et Imagerie Multimodalité.

Georges PALOS



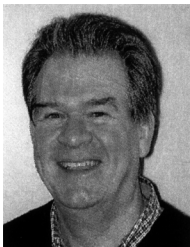
Né en 1976, Georges PALOS est titulaire d'un DEA et il est doctorant en Automatique et Informatiques Industrielles de l'Université des Sciences et Technologies de Lille (USTL). Ses travaux de recherche concernent l'imagerie médicale au travers du recalage élastique d'images abdominales. Les applications médicales se situent en angrographie abdominale et en radiothérapie conformationnelle. Il est membre du GIS Thérapie Assistée par l'Image et de l'ERT 23 Radiothérapie Conformationnelle et Imagerie Multimodalité.

Anne-Sophie DEWALLE



Née en 1979, Anne-Sophie DEWALLE est titulaire d'un DESS en Ingénierie Mathématique et Traitement du Signal (2002). Ses travaux ont porté sur les algorithmes de reconstruction algébrique (ART : Algebraic Reconstruction Techniques) et DRR (Digitally Reconstructed Radiographs). Elle prépare actuellement une thèse en Instrumentation Avancée à l'Université des Sciences et Technologies de Lille, autour d'interactions physiques en Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire.

Christian VASSEUR



Né à Cambrai en 1947, Christian VASSEUR est Ingénieur (1970) de l'École Centrale de Lille (ex IDN), Docteur Ingénieur (1972) et Docteur ès Sciences Physiques (1982) de l'Université des Sciences et Technologies de Lille (USTL).

Après un séjour de deux ans au Canada, comme Assistant de Recherche à l'Université de Sherbrooke (Québec), il a intégré l'USTL, en 1974. Au début des années 80, il y a créé une équipe de recherche sur la classification automatique en ligne et le traitement du signal en temps réels.

De 1988 à 1997, il a assuré la direction de l'École Nationale Supérieure des Arts et Industries Textiles (ENSAIT) et, depuis 1997, il a réintégré l'USTL, où il assure la direction du Laboratoire I3D (Interaction, Image & Ingénierie de la Décision).

Coauteur de 150 publications scientifiques, ses centres d'intérêts se situent essentiellement dans le domaine de la classification automatique en ligne appliquée au traitement en temps réel du signal et de l'image. S'agissant de l'image, il s'est spécialisé dans l'utilisation de l'imagerie médicale (IRM, scanner, etc.) en stéréotaxie : préparation de protocoles opératoires, modélisation des volumes tumoraux, optimisation des dosages en radiothérapie et plus généralement Thérapie Assistée par l'Image.

Jean ROUSSEAU



Né en 1947, Jean ROUSSEAU est Ingénieur ISEN (1972) et Docteur de 3^e cycle en Physique des Solides (1979). Titulaire de l'HDR depuis 1989, ses thèmes de recherche en Génie Biologique et Médical concernent majoritairement l'imagerie et la détection per-opératoire en médecine nucléaire, l'imagerie par RMN, l'IRM interventionnelle, la chirurgie et la radiothérapie guidées par l'image. Il est coordinateur du GIS *Thérapie Assistée par l'Image* et de l'ERT 23

Radiothérapie Conformationnelle et Imagerie Multimodalité réunissant le Laboratoire de Biophysique (UPRES EA 1049), le Laboratoire d'Automatique I3D (FRE CNRS 2497), le Département de Radiothérapie du CAC Oscar Lambret et la Jeune Entreprise AQUILAB. Membre de nombreuses sociétés savantes françaises et internationales, il est l'auteur ou co-auteur de plus de 80 articles scientifiques. Il est rédacteur en chef de la revue *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine* (ITBM) depuis 1996.