

Recalage et mise en correspondance d'images tomographiques et de projection : Résultats préliminaires d'une solution hybride en radiochirurgie

Recalage et mise en correspondance d'images tomographiques et de projection : Résultats préliminaires d'une solution hybride en radiochirurgie

**Maximilien Vermandel^{1,2}, Nacim Betrouni^{1,2},
Christian Taschner³, Christian Vasseur⁴, Jean Rousseau^{1, 2}**

¹ Inserm U703, ThIAIS, ITM, 59037 Lille ;

² Université de Lille 2, 59000 Lille ;

³ Service de Neuroradiologie, Centre Hospitalier Régional Universitaire, 59037 Lille ;

⁴ CNRS UMR 8146, USTL, 59655 Villeneuve d'Ascq



Manuscrit reçu le 3 janvier 2006

Résumé et mots clés

Une méthode de recalage d'images multimodales 2D/3D entre Imagerie par Résonance Magnétique (3D) et à l'angiographie par rayons X (2D) est appliquée à la planification dosimétrique en radiochirurgie. Le flux d'images nécessaires à la réalisation du traitement en radiochirurgie est considérable. La fusion de ces images multimodales dans un espace commun est requise pour la planification. Ainsi, elles nécessitent d'être acquises en utilisant un référentiel dit « stéréotaxique ». Cependant, l'utilisation d'algorithmes de recalage dans la phase de planification permet de simplifier les procédures d'imagerie en diminuant l'usage du cadre sans contraindre la planification. Nous proposons ici les résultats préliminaires de l'application du recalage dans un contexte radiochirurgical par comparaison avec la méthode basée sur un repérage stéréotaxique qui constitue le gold standard. Les résultats préliminaires obtenus lors de cette première phase de validation permettent de conclure sur la compatibilité de certaines séquences d'images IRM avec le recalage d'images tomographique et de projection.

Recalage 2D/3D, mise en correspondance, IRM, angiographie, planification en radiochirurgie.

Abstract and key words

A new method for 2D/3D registration, applied to Magnetic Resonance Imaging (3D) and to X-Ray angiography (2D), has been adapted and used for planning treatment in radiosurgery. The imaging flow needed for planning radiosurgery is considerable and using registration technique would make lighter the imaging protocol without restricting planning. We describe the preliminary results of the evaluation giving criteria to compare registration technique and localization using stereotactic frame, which is the gold standard method. Preliminary results obtained during this first step in validating registration put forward which kind of MRI sequence are more suitable to registration.

2D/3D registration, matching, MRI, X-ray Angiography, treatment planning in radiosurgery.

1. Introduction

Que ce soit dans un cadre interventionnel ou diagnostique, l'utilisation conjointe de plusieurs modalités d'imagerie médicale est de plus en plus courante dans la pratique clinique. Ce flux d'imagerie en constante augmentation a très vite rendu nécessaire des solutions de fusion et de mise en correspondance afin de relayer la « fusion mentale » opérée par les praticiens. Des solutions de repérage à l'aide de cadres ou de fiduciaires ont tout d'abord été mises en place. Aujourd'hui, des solutions de recalage intrinsèque, n'utilisant que l'information anatomique du patient, sont développées. Ces algorithmes de recalage sont progressivement transposés à la pratique clinique par le biais d'outils de fusion, de mise en correspondance, de navigation virtuelle. Cependant, le transfert en clinique de tout nouveau développement requiert une étape de validation. La validation doit permettre dans un premier temps de vérifier l'interchangeabilité d'une nouvelle méthode avec celle de référence (ou utilisée en pratique) et, dans un second temps, démontrer la valeur ajoutée. Une méthode hybride de recalage 2D/3D [Vermandel^a] appliquée à l'Imagerie par résonance Magnétique (3D) à l'Angiographie par Rayons X (2D) a été adaptée pour la planification dosimétrique en radiochirurgie. Nous exposons dans cet article la méthodologie et les évolutions nécessaires à son application en radiochirurgie. Nous présentons également un plan d'expériences basé sur une évaluation sur fantôme et patient ainsi qu'un protocole de validation terrain mis en place

pour estimer la validité de la solution dans un contexte radiochirurgical.

Nous avons choisi d'intégrer notre méthode au processus de planification de l'irradiation en radiochirurgie, technique thérapeutique pour le traitement de certaines tumeurs intracrâniennes et de Malformations Artério-Veineuses (MAV). Les MAVs sont des pathologies du réseau vasculaire, la malformation la plus classique étant l'angiome (figure 1). Elle est généralement diagnostiquée grâce à une angiographie par rayons X diagnostique et la radiochirurgie est l'une des thérapeutiques les plus courantes [Gibon^a, Kulik].

Nous présentons ici l'application d'une méthode de recalage intrinsèque, sans utilisation de référentiel externe, permettant de fusionner des images radiologiques du système artério-veineux (Angiographie par Rayons X, image 2D) et des images d'Angiographie par Résonance Magnétique (ARM, 3D). Dans un premier temps nous rappelons les termes et les définitions relatifs au recalage. Puis après une brève description de la radiochirurgie et des modalités d'imagerie, nous rappelons les différentes techniques de recalages existantes ainsi que celle mise au point par les auteurs pour fusionner angiographie par rayons X et ARM. Enfin, nous exposons le protocole de validation mis en place et les résultats préliminaires obtenus.

2. Termes et définitions

2.1 Recalage

De manière générale, le recalage [Maintz, Rui] peut être défini comme la recherche de la relation mathématique entre deux

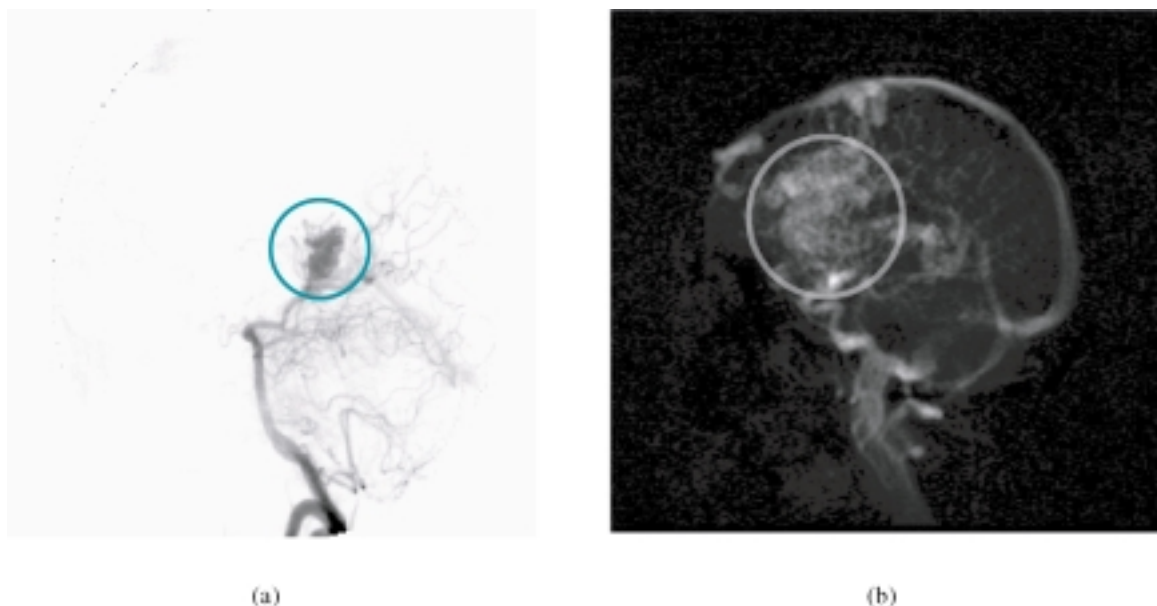


Figure 1. Malformation ArterioVeineuse vue par Angiographie R-X (a) et par IRM (b).

jeux de données dans le but de les observer dans un espace commun. Ainsi, le recalage rigide d'image est la recherche de la transformation T , combinant rotation, translation, permettant d'aller d'une image flottante F à une image référence R . Généralement, chaque image est une vue du même objet mais les conditions d'acquisitions étant différentes, il est nécessaire d'appliquer une transformation à l'image F pour qu'elle soit superposable à l'image R .

Le recalage d'images peut être réalisé selon deux procédés :

- utilisation d'un référentiel externe dont la géométrie est connue
- utilisation des similitudes existantes entre les différentes images, c'est-à-dire que seul le contenu anatomique des images permet le recalage, il s'agit ici d'un recalage dit intrinsèque. Il existe deux approches principalement exposées dans la littérature :
 - Les approches géométriques, qui utilisent des primitives géométriques (contours, squelettes...) extraites des images à recalier
 - Les approches iconiques, qui utilisent la dépendance statistique lorsque l'on considère les niveaux de gris d'une image.

2.2 Fusion d'images

La fusion d'images est souvent utilisée dans le but de visualiser deux images simultanément. Ainsi, une fois le recalage effectué, deux images sont superposables par le biais de différents algorithmes [Constantinos] (transparence, «pixel based fusion», «segmented based fusion»...) et visualisées simultanément dans le même espace de données.

3. Matériels et Méthodes

3.1 Radiochirurgie

La radiochirurgie est une technique de radiothérapie externe. Cependant en radiochirurgie, la dose thérapeutique est délivrée au cours d'une séance unique contrairement à la radiothérapie externe classique où la dose est étalée sur plusieurs fractions. Cette technique d'irradiation requiert donc une grande précision dans la localisation de la cible et la définition des faisceaux d'irradiation.

Pour le traitement des MAVs, toutes les techniques radiochirurgicales nécessitent l'utilisation conjointe d'images vasculaires et anatomiques telles que angiographie par rayons X et IRM. Ces deux examens sont réalisés en présence d'un cadre stéréotaxique fixé au crâne du patient en vue d'une localisation de la pathologie dans l'espace du système de planification de traitement (TPS : Treatment Planning System).

Dans cette configuration les images sont fusionnées dans l'espace de traitement grâce au cadre stéréotaxique. Le TPS permet alors de définir la balistique d'irradiation à partir de ces images multimodales fusionnées (IRM, angiographie RX, ARM, Scannographie RX...). Une fois la cible localisée, les faisceaux d'irradiation sont calculés en tenant compte des organes sensibles (chiasma, yeux, tronc cérébral...) pour minimiser le risque de dommages. À partir de la balistique le TPS fournit finalement le temps d'irradiation nécessaire pour délivrer la dose prescrite à la cible. Le but de cette démarche, appelée planification, est de couvrir le volume cible avec une dose la plus conforme, tout en épargnant les structures saines. Cette planification doit être réalisée avec une précision de l'ordre du millimètre. Ce qui implique que le recalage des données anatomiques et vasculaire soit effectué avec une grande précision. En l'absence de méthodes de recalage performantes, le cadre de stéréotaxie permet d'assurer cette précision.

Nous illustrons notre démarche par la technique radiochirurgicale du Gamma Unit mais la méthodologie proposée reste

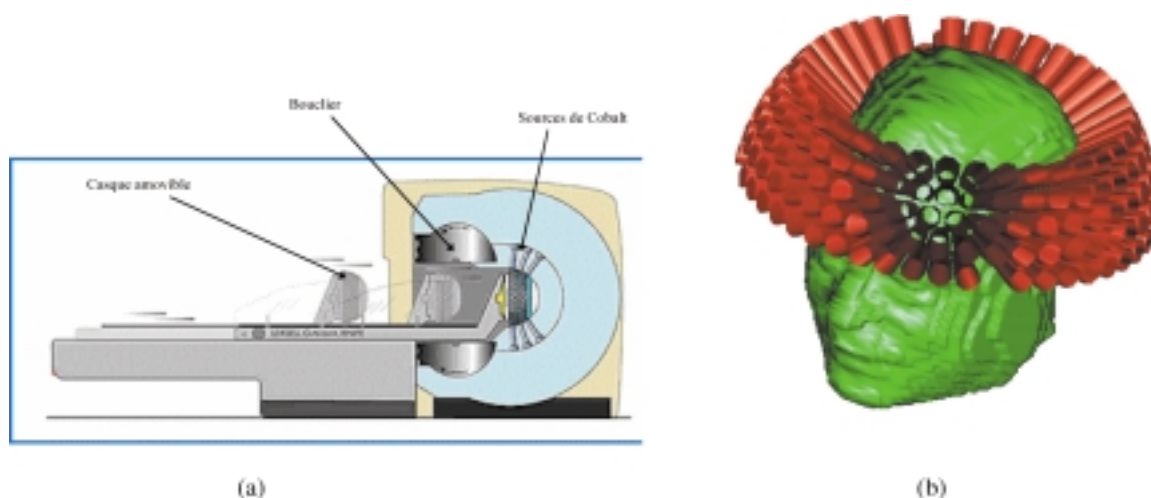


Figure 2. (a) Principe d'irradiation du Gamma Unit utilisant plusieurs faisceaux de photons, (b) montre tous les faisceaux disponibles, lors d'un traitement seuls quelques uns sont conservés, les autres sont obstrués par des plugs.

valable pour d'autres techniques radiochirurgicales.

Dans le cadre des travaux du neurochirurgien Leksell [Leksell], fut développée une unité de télécobalthérapie dédiée à la radiochirurgie, la Gamma Unit (figure 2). Cet appareil est composé principalement d'une unité de radiation contenant 201 sources de Cobalt (110 GBq à la livraison, période radioactive 5.27 ans) et d'un casque amovible avec le choix de quatre collimateurs de diamètres 4, 8, 14 ou 18 mm.

La figure 2 montre les 201 orientations disponibles sur la Gamma Unit lorsque aucun collimateur n'est obstrué par un «plug», le «plug» étant l'élément utilisé pour désactiver une source d'irradiation.

La Gamma Unit est utilisée avec un système de stéréotaxie

[Gibon^b] (figure 3 et 4) pour localiser la cible et irradier la lésion. Le cadre stéréotaxique est vissé sur la surface externe du crâne du patient à l'aide de quatre goupilles, après anesthésie locale. Ce cadre définit le système de référence pendant toute la durée du traitement et reste fixé sur le patient.

3.2 Imagerie

Ce paragraphe ne propose qu'un bref exposé des modalités d'images nécessaires au traitement, pour une présentation plus complète, le lecteur pourra se référer à [Vermandel^a].

Dans le cadre du traitement des MAVs, la radiochirurgie néces-

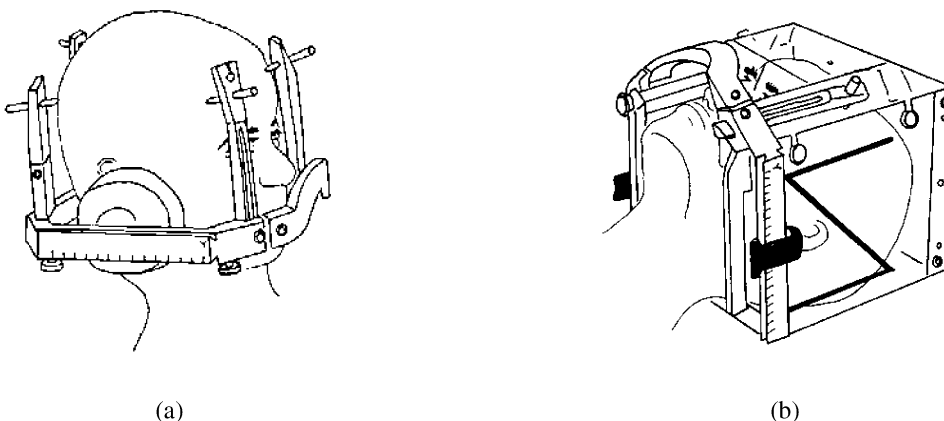


Figure 3. Cadre stéréotaxique de Leksell (ou cadre en «N») utilisé pour la localisation (a) représente le cadre fixé sur le crâne du patient et (b) représente le cadre avec la boîte de repérage.

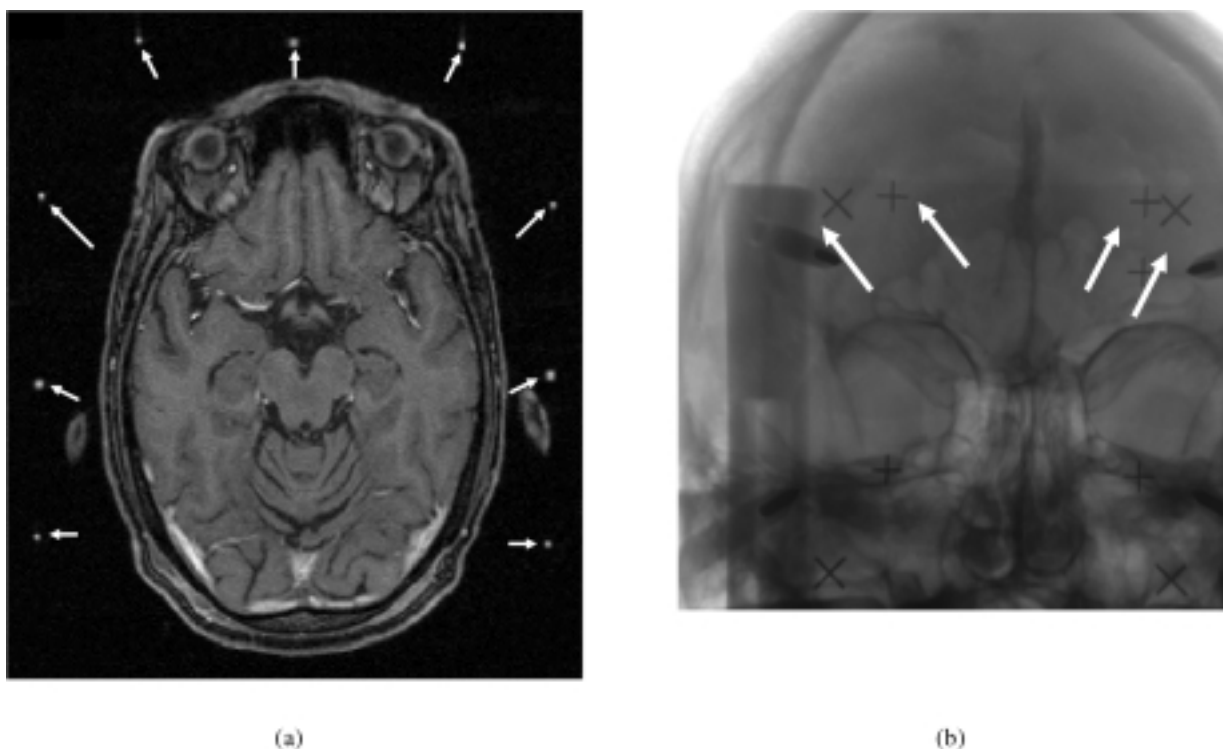


Figure 4. Coupe IRM (a) et image radiologique (b) avec le cadre de Leksell (le cadre en N sur l'IRM et marqueurs sur l'image radiologique), les flèches désignent les traces du cadre sur les images.

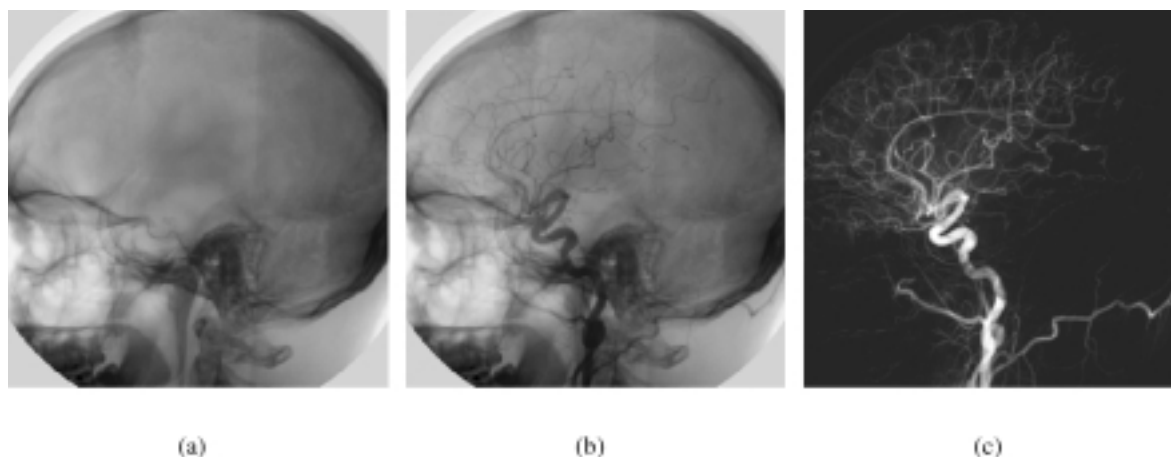


Figure 5. Soustraction digitale, où (a) est l'image sans produit de contraste seule l'os crânien est visible, (b) est l'image pendant injection, (c) est l'image où la structure osseuse a été soustraite.

site une planification à l'aide d'images anatomiques et vasculaires. Les images anatomiques sont acquises à l'aide d'un scanner RX et d'une IRM. Les images vasculaires sont acquises en angiographie par rayons X qui permet d'obtenir la vascularisation cérébrale avec une excellente résolution spatiale et temporelle ce qui en fait la référence pour repérer la structure à irradier. Cette technique d'imagerie est particulièrement invasive. Elle nécessite l'introduction d'un cathéter, guidé de l'artère fémorale jusqu'à la carotide, et l'opacification nécessite l'injection d'un produit iodé radio-opaque. L'acquisition, jusqu'à 10 images/s, permet d'observer le temps artériel et le temps veineux. La soustraction entre la première image de la série (où n'apparaît que la structure osseuse) et une des images opacifiées élimine la structure osseuse (figure 5), d'où le terme de DSA (Digital Subtracted Angiography) que nous utilisons dans la suite de l'article.

La figure 6 montre le flux standard d'images nécessaire à la prise en charge de la pathologie. La pathologie est diagnostiquée par une DSA standard (sans cadre stéréotaxique), mais, pour la planification, une seconde DSA est effectuée avec la présence du cadre de repérage. Une IRM et un scanner sont également acquis avec cadre stéréotaxique. La stratégie proposée ici est d'alléger la procédure d'imagerie en supprimant l'acquisition de la DSA avec cadre [Vermandel^b] en appliquant un recalage entre DSA sans cadre et IRM avec cadre. Ainsi, les cibles sélectionnées sur des vues DSA sans cadre peuvent, grâce aux relations de changement de repère, être transposées dans l'espace de traitement désigné par le cadre. Le flux deviendrait celui présenté à la figure 7, où une Angiographie par Résonance Magnétique (ARM) est acquise simultanément à l'IRM et recalée avec la DSA. Puisque IRM et ARM présentent le même référentiel, après recalage, mettre ARM et DSA en correspondance revient à mettre IRM et DSA en correspondance. Les équations suivantes montrent le formalisme de manipulation des coordonnées de la cible à traiter sans (1) et avec (2) recalage IRM / DSA. L'équation (1) montre le cas standard avec le cadre de Leksell.

$$P_{Leksell} = P_{DSA} \cdot T_{DSA \rightarrow Leksell} \tag{1}$$

$$P_{Leksell} = P_{DSA} \cdot T_{DSA \rightarrow ARM} \cdot T_{AM \rightarrow IRM} \cdot T_{IRM \rightarrow Leksell} \tag{2}$$

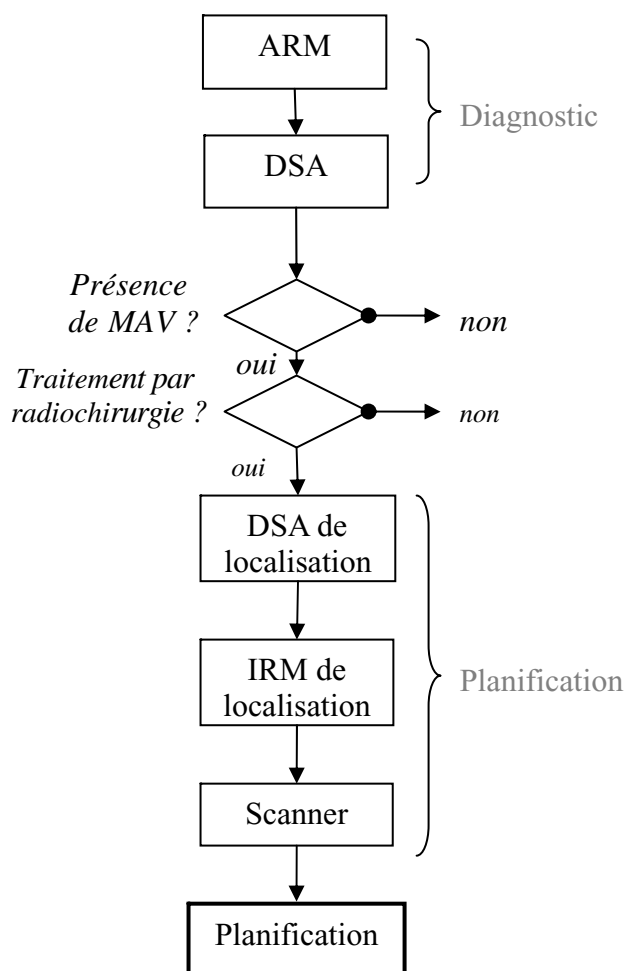


Figure 6. Arbre décisionnel standard et flux d'imagerie en radiochirurgie des MAVs. Le diagnostic s'établit à l'aide de la DSA et de l'ARM, des acquisitions IRM, scanner X, DSA avec cadre sont nécessaires pour la planification.

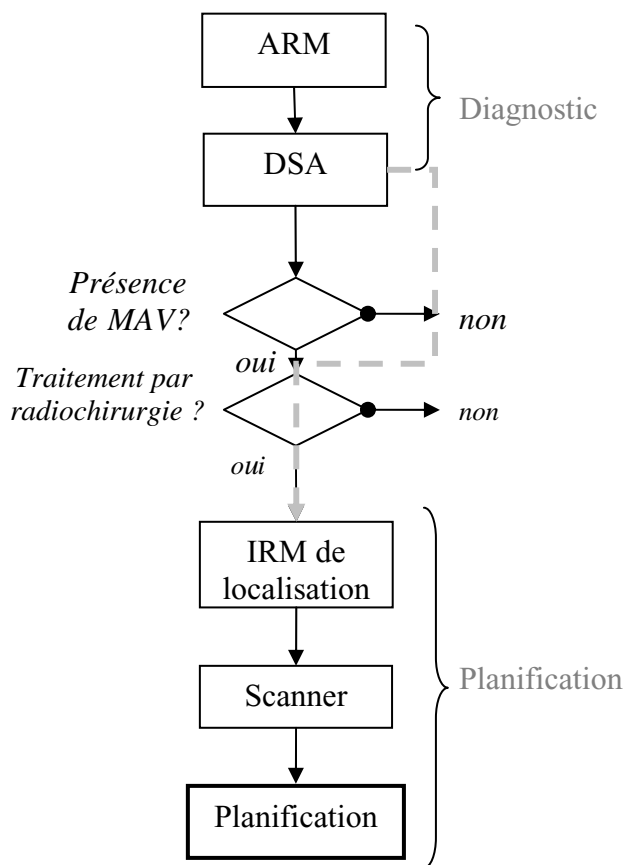


Figure 7. Arbre décisionnel standard et flux d'imagerie proposé en radiochirurgie des MAVs, le diagnostic est toujours basé sur l'ARM et la DSA mais la planification ne requiert plus de DSA avec cadre puisque la DSA diagnostique est utilisée à sa place.

où $P_{leksell}$ est la cible dans l'espace de traitement, P_{DSA} est la cible dans l'espace DSA, $T_{DSA \rightarrow leksell}$ est la matrice de passage entre espaces DSA et leksell lorsque un cadre stéréotaxique est utilisé pour établir la correspondance, $T_{IRM \rightarrow leksell}$ est la matrice de passage entre espaces IRM et de traitement (l'examen IRM est systématiquement réalisé avec le cadre de Leksell), $T_{ARM \rightarrow IRM}$ est la matrice de changement de repère entre ARM et IRM (matrice identité), $T_{DSA \rightarrow ARM}$ est la matrice de passage entre espaces DSA et ARM et est déterminée à partir du recalage. Notons que l'acquisition de l'ARM n'est pas une contrainte de la méthode proposée car elle est demandée par les neuro-radiologues en vue d'un suivi post-traitement. L'acquisition de l'Angiographie par Résonance Magnétique repose sur deux techniques. La première nécessite l'injection de gadolinium, substance qui modifie localement la susceptibilité magnétique. La seconde se base sur la cinétique du sang dans le plan axial, cette technique est dite du Temps de Vol ou Time Of Flight (TOF). Les deux techniques d'imagerie ont été utilisées lors de l'évaluation. Cependant, la phase de validation n'a pu être réalisée qu'à partir d'images TOF. Les images ARM ont été acquises au moyen d'une IRM Siemens Magnetom Vision (cf. Table 1) et les images DSA ont

Table 1. Paramètres des images ARM.

	ARM Gadolinium	TOF
Type de séquence	injectée	3D Time Of Flight
Champ magnétique	1,5 T	1,5 T
Epaisseur de coupe	0,5 mm	0,7 mm
Plan	Face	Transverse
TR	6,8 ms	37 ms
TE	2,3 ms	7,2 ms
Taille des pixels (ligne et colonne)	0,5 mm	0,5 mm
Nombre de coupes par examen	130	80
Résolution	512×512	512×512

Table 2. Paramètres des images DSA.

Type de séquence	Multiframe acquisition
Distance Source Capteur	variable
Projections appareillées	non
Taille des pixels (ligne et colonne)	variable
Nombre de projections par examen	24
Résolution	1024×1024

été acquises sur un angiographe RX Philips Allura V5000 (cf. Table 2).

3.3 Techniques de recalage 2D / 3D

L'objectif des méthodes de recalage entre modalités 3D et 2D est la recherche du meilleur positionnement du volume dans l'espace caractérisant la projection radiologique (figure 8). Or, Il faut considérer que l'intensité des structures diffère selon les modalités utilisées ce qui constitue une difficulté considérable en l'absence de cadre stéréotaxique. Le recalage anatomique 2D/3D a ainsi fait l'objet de développements originaux. Deux approches se distinguent : iconiques (ou « *intensity based* ») et géométriques (ou « *feature based* »). Plus récemment, nous avons proposé une troisième approche dite hybride, établissant un compromis entre iconique et géométrique. Les méthodes se basent sur le même schéma :

- (A) de sa position dans l'espace de projection, le volume est virtuellement projeté sur un plan de façon à obtenir une nouvelle image 2D flottante. Celle-ci est comparée à l'image 2D de référence (DSA)
- (B) La différence entre les deux images est estimée à l'aide d'une mesure de similarité
- (C) La différence observée est alors utilisée pour calculer une nouvelle position du volume dans l'espace

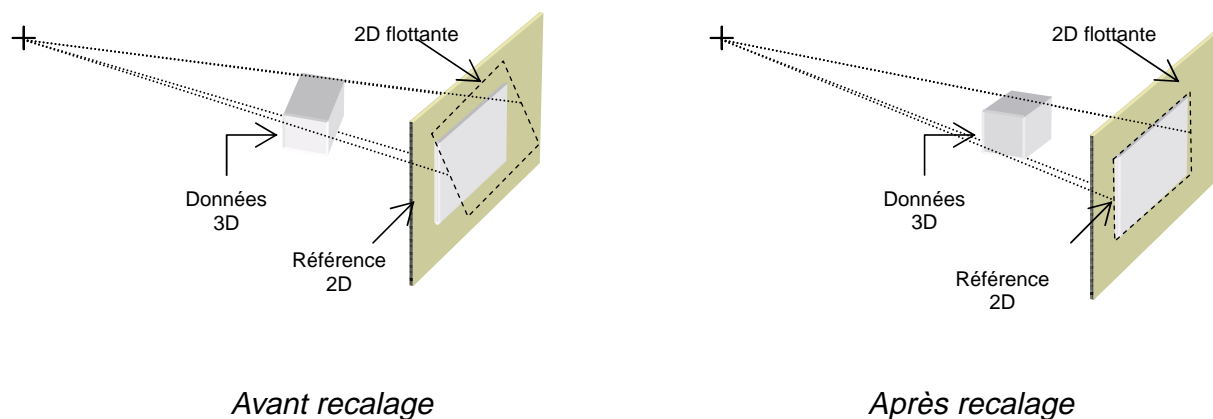


Figure 8. Principe de base du recalage 2D/3D, le schéma illustre la recherche de la position correcte du volume dans l'espace de projection.

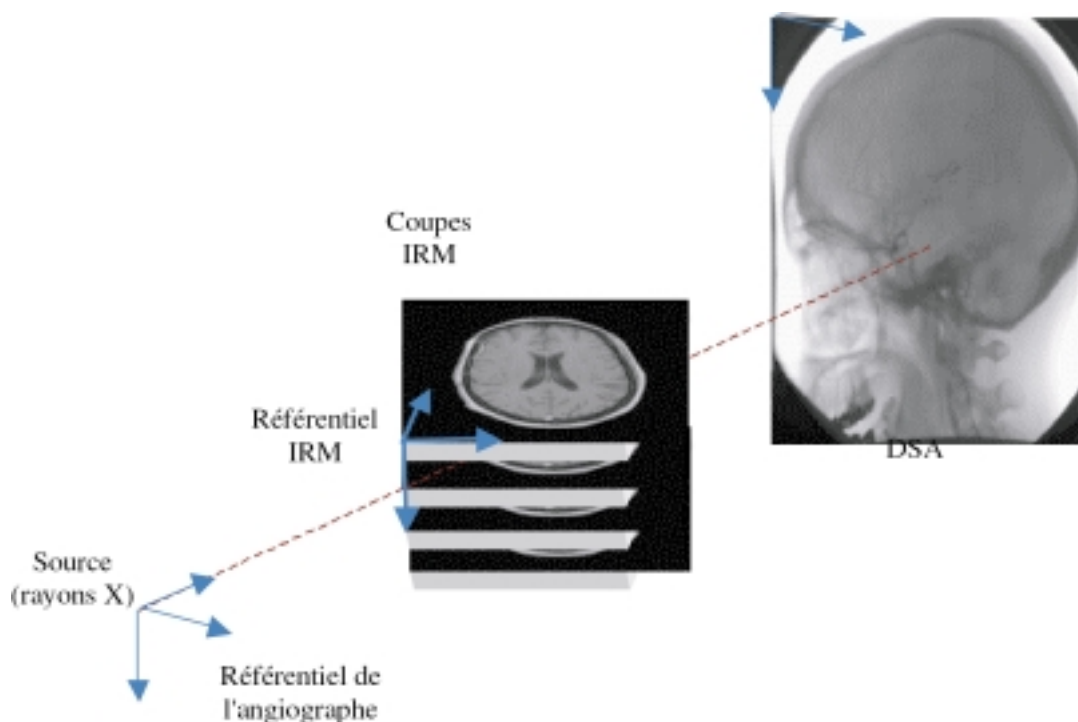


Figure 9. Illustration des approches iconiques, les coupes ARM ou scanner X sont projetées sur la vue DSA en utilisant l'algorithme DRR, la DRR obtenue est alors comparée à la projection native.

3.3.1 Approches iconiques

Les approches iconiques ou « *intensity based* » [Penney, Brown, Murphy] s'appuient sur la dépendance statistique entre les données issues de différentes modalités. Le principe est identique quel que soit l'environnement d'application. Le recalage s'établit de manière itérative en projetant le volume et en comparant le résultat à la projection native. Ici, la stratégie consiste en la création de radiographies digitales à partir des coupes tomographiques (Digitally Reconstructed Radiography, DRR). Les coupes sont initialement placées dans l'espace de projection. Une première DRR est générée. Cette DRR est alors comparée à l'image de projection native. Par une recherche itérative, l'ensemble de coupes tomographiques est recalé avec la projection

native. La génération des DRRs est réalisée par une projection adoptant un modèle sténopé, identique à la radiographie [Weese], pour que le résultat correspondant soit une image semblable à une radiographie par rayons X. Les conditions de projections sont détaillées figure 9. Le long de chaque rayon issu de la source virtuelle, un calcul est effectué de manière à projeter une information semblable à une radiographie classique. Traditionnellement, un point projeté résulte de l'intégration des valeurs rencontrées le long du rayon correspondant.

$$I_{out} = \int_{Source}^{Décteur} I(x,y,z) dx dy dz \quad (3)$$

où I_{out} désigne l'intensité après atténuation à la sortie du volume, $I(x,y,z)$ est l'intensité à la position (x,y,z) (niveau de gris).

Parfois un modèle plus proche de l'atténuation des photons dans la matière peut être utilisé comme le montre l'équation (4) où nous utilisons une décroissance exponentielle. Entrée et sortie du volume sont liées par l'intégrale des coefficients d'atténuation linéique des photons.

$$I_{out} = I_{in} \cdot e^{\left(-\int_{source}^{détecteur} \beta(x,y,z) dx dy dz\right)} \quad (4)$$

où I_{in} désigne l'intensité à l'entrée du volume, I_{out} l'intensité après atténuation à la sortie du volume, $\beta(x,y,z)$ le coefficient d'atténuation linéique à la position (x,y,z) dans le volume. Physiquement, $\beta(x,y,z)$ est différent pour chaque type de tissu traversé et est dépendant de l'énergie des photons, pour faciliter les calculs on préfère prendre le niveau de gris du voxel (x,y,z) multiplié par une constante.

La comparaison entre DRRs et radiographies originales fait appel à une mesure de similarité. Penney [Penney, MC Laughlin^a] propose une comparaison de plusieurs mesures de similarité appliquées au recalage 2D/3D dans sa forme iconique.

3.3.2 Les approches géométriques

Les approches géométriques ou « feature based » [Hamadeh, Feldmar] reposent sur le recalage 2D / 3D de primitives géométriques extraites des images comme l'illustre la figure 10. Le

critère généralement employé dans ces approches est l'écart quadratique.

3.3.3 L'approche Hybride

Le recalage hybride que nous avons développé [Vermandel^a, Vermandel^b, Vermandel^c] établit un compromis entre les deux techniques et s'applique à des projections non-appareillées. Une part de segmentation de l'approche géométrique est conservée pour l'ARM (figure 11), laquelle est soumise à un traitement semi-automatique pour extraire une partie de l'arborescence. La DSA n'est, quant à elle, soumise à aucun traitement, si ce n'est la soustraction utilisée en routine pour extraire la structure osseuse. Cette configuration est adaptée du recalage iconique. Le volume ARM reconstruit peut être placé dans l'espace DSA et soumis à une projection rayons X virtuelle. Pour la projection, une solution rapide observant un modèle d'atténuation des photons dans la matière a été mis en place. Ce dernier procédé permet, quelque soit la modalité tomographique, d'utiliser une dépendance statistique (figure 11).

Nous décrivons ici la méthodologie point par point :

- Segmentation du volume ARM

La première étape est la génération d'une image de projection du maximum d'intensité : MIP (Maximum of Intensity Projection) comme décrit par la figure 12. Une artère spécifique est ensuite sélectionnée sur le MIP en utilisant un algorithme de

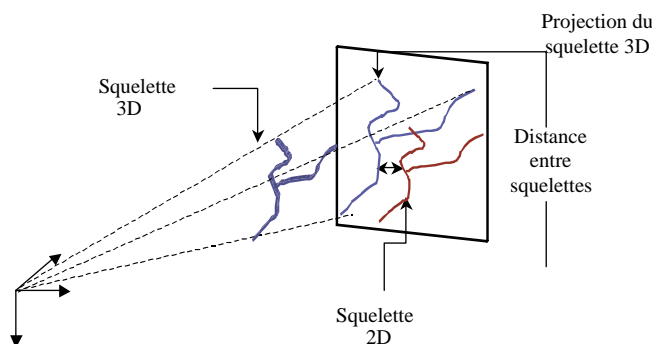


Figure 10. Approche géométrique basée sur les squelettes, les coupes ARM ou scanner X sont segmentées, le squelette 3D extrait du volume est projeté et le squelette 2D obtenu est comparé aux lignes centrales extraites de la vue DSA.

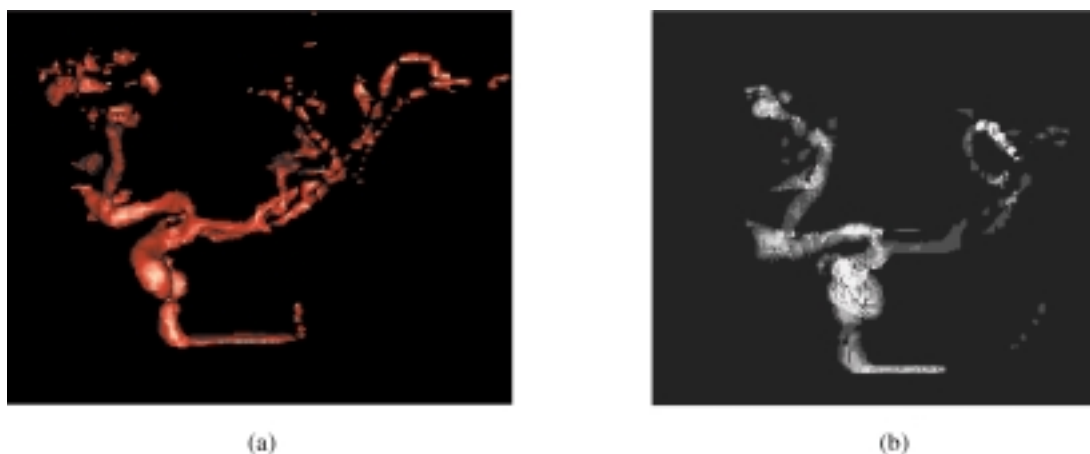


Figure 11. Recalage hybride, (a) volume reconstruit, (b) angiographie virtuelle utilisant l'algorithme de projection rapide.

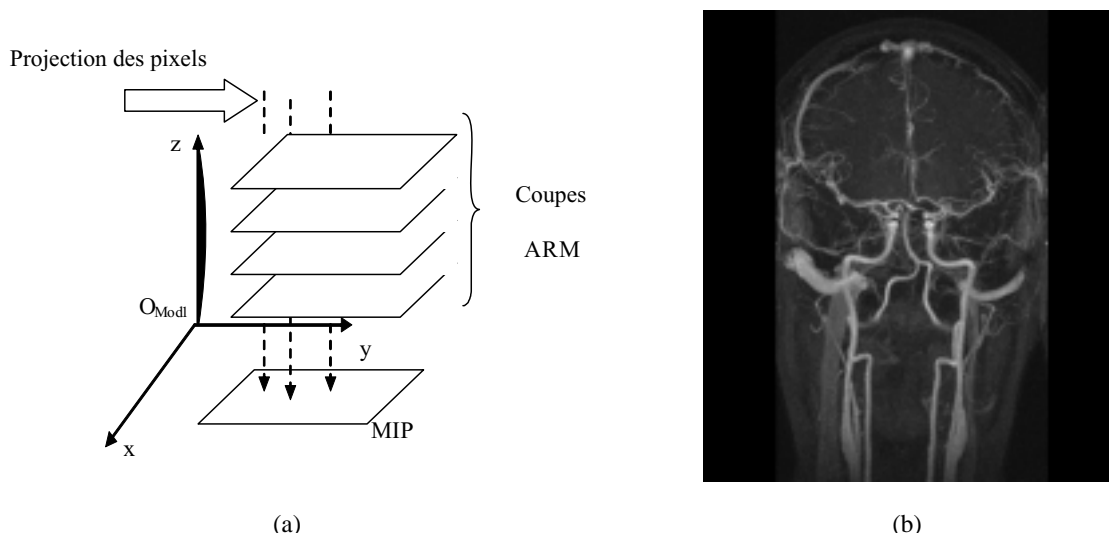


Figure 12. Projection du maximum d'intensité (MIP), (a) le niveau de gris maximum le long d'un rayon est projeté, ce qui nous donne une image telle qu'en (b) où toute la vascularisation est visible sur une seule image.

croissance de région contrôlée manuellement par le manipulateur. L'image MIP segmentée est alors utilisée pour détecter la structure vasculaire au travers de toutes les coupes de l'examen. Nous appliquons ici des outils issus de la théorie des ensembles flous et de la fusion de données. Ainsi, pour chaque voxel, un degré d'appartenance à l'artère est calculée, sa valeur est comprise entre 0 et 1, 1 étant le degré d'appartenance maximum à la structure. Ce degré d'appartenance intègre dans son calcul le rapport Contraste sur Bruit (CnR) de manière à accorder plus de confiance aux zones à CnR élevé. La figure 13 montre un exemple de la détection automatique effectuée par l'algorithme avec un taux d'appartenance de 0,5. Une fois les contours de l'artère détectés sur l'ensemble des coupes, nous utilisons la méthode de reconstruction 3D proposé par [Vial].

- Projection

Ce nouvel algorithme de projection virtuelle constitue une des évolutions apportées à la méthode que nous avons décrite précédemment.

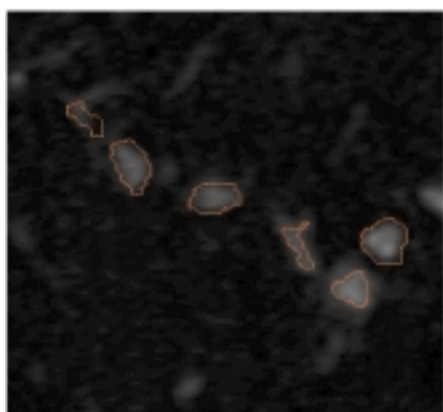


Figure 13. Exemple de contours avec un seuil d'appartenance de 0,5 appliqué sur les images ARM pendant la segmentation.

Bien que DRR et projection rayons X virtuelle apportent un résultat similaire, il doit être précisé que les DRR sont établis à partir de données « discrètes », telles que des voxels, alors que notre méthode de projection virtuelle utilise une surface continue. Cette surface est modélisée par une série de facettes dans l'espace réduisant le volume de données à projeter et permettant une projection plus rapide. Ainsi, l'algorithme se base sur une projection de facettes en utilisant le principe du Z-Buffer pour calculer une épaisseur de matière traversée par le faisceau virtuel de photons. L'épaisseur est stockée au fur et à mesure des itérations dans un « distance-buffer ». L'intensité du pixel sur l'image de la projection est ainsi déterminée par la relation (5). La figure 14 montre le principe de projection en 2D. A la fin du processus de remplissage du « distance-buffer », chaque pixel possède une épaisseur de tissus traversés, ainsi l'intensité d'un pixel est donnée par :

$$Intensité_{pixel} = NDG_{MAX} \cdot e^{(-\alpha \cdot dx_{tot})} \tag{5}$$

où NDG_{max} est l'intensité maximum des pixels de la vue DSA, $Intensité_{pixel}$ est l'intensité du pixel donné sur la projection virtuelle et dx_{tot} est l'épaisseur totale de tissus traversés pour un qu'un rayon arrive sur le pixel donné. α est le coefficient d'atténuation linéique des tissus traversés (choisi à 0,15).

Le temps de calcul relativement court pour cette projection nous permet de réaliser des recalages de l'ordre de 2 à 3 minutes sur un ordinateur PC standard (Pentium IV, 2 GhZ, 1 Go de RAM).

- Mesure de similarité :

La mesure de similarité utilisée ici pour comparer DSA et projection virtuelle du volume ARM reconstruit est l'écart quadratique :

$$Energie = \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J (P_{i,j} - P'_{i,j})^2 \tag{6}$$

où $P_{i,j}$ et $P'_{i,j}$ sont respectivement l'intensité des pixels aux positions (i,j) sur la vue DSA et sur la projection virtuelle.

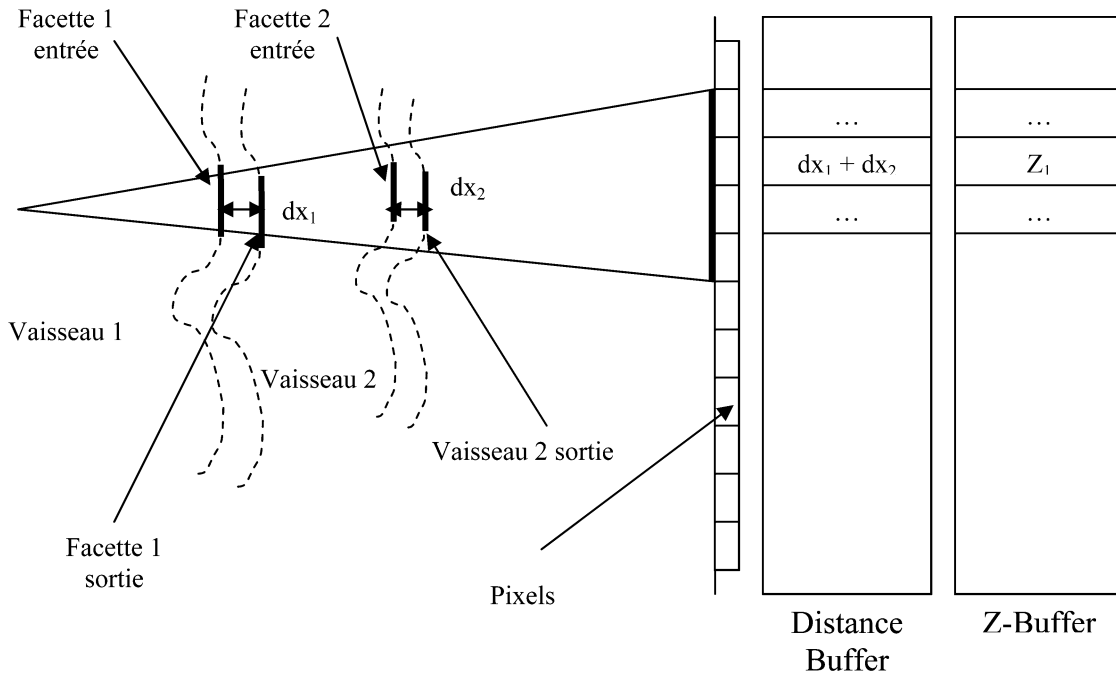


Figure 14. Algorithme de projection utilisant un faisceau de rayons-X virtuel, l'algorithme utilise un « buffer de distance » et un « Z-buffer » pour déterminer l'épaisseur de vaisseau traversé.

Cette mesure de similarité a été choisie car elle est rapide à calculer et est très sensible aux légères translations qui peuvent exister entre les images.

- Initialisation :

L'initialisation est réalisée par le manipulateur qui place approximativement le volume reconstruit dans l'espace DSA en initialisant les 6 degrés de liberté de manière interactive.

-Schéma d'optimisation :

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 (les six degrés de liberté) et $p = [p_1, p_2, \dots, p_N]^t$ est un vecteur à N composantes appelées moments. $H(x, p)$ est calculé par :

$$H(x, p) = E(x_1, x_2, \dots, x_N) + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N p_i^2 = E(x) + \frac{p^2}{2} \quad (7)$$

où $E(x)$ est la fonction à minimiser, dans notre cas l'écart quadratique. 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 :

$$\dot{x} = \frac{\partial H}{\partial p} = p \quad (8a)$$

$$\dot{p} = -\frac{\partial H}{\partial x} = -\frac{\partial E}{\partial x} \quad (8b)$$

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

$$x^+ = x + \delta t \cdot p + \frac{\delta t^2}{2} \cdot F(x) \quad (9a)$$

$$p^+ = p + \frac{\delta t}{2} \cdot [F(x) + F(x')] \quad (9b)$$

où $F(x) = -\delta E(x)/\delta(x)$ est la « force » agissant sur x , (t 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 :

$$\Delta H = H(x^+, p^+) - H(x, p) \quad (10)$$

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 :

$$P(\Delta H) = e^{\left(\frac{-\Delta H}{T}\right)} \quad (11)$$

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.

3.3.4 Des coordonnées 2D vers des coordonnées 3D

La détermination d'un référentiel commun entre deux vues DSA permet de déterminer un point dans l'espace à partir de ses

projections c'est-à-dire que deux ensembles de coordonnées 2D permettent d'obtenir un triplet de coordonnées 3D dans le référentiel commun. Cette méthode se base sur la géométrie épipolaire et est illustrée par la figure 15.

De cette manière il est possible de mettre ARM et projections DSA en correspondance si le référentiel commun est défini par le volume ARM (ou le cadre, en configuration Leksell).

4. Résultats

Nous présentons ici les résultats préliminaires de l'approche hybride dans un contexte radiochirurgical. La robustesse et l'erreur de reprojection [Mc Laughlin^a, Mc Laughlin^b] ont déjà été évaluées dans [Vermandel^a], les résultats obtenus alors permettent d'approfondir l'évaluation dans un contexte applicatif.

Le plan d'expériences préliminaires que nous proposons est le suivant :

- Quantification de la précision sur fantôme
- Quantification de la précision sur données cliniques
- Validation du recalage en utilisant le protocole d'imagerie de la planification en radiochirurgie.

Dans les deux premières expériences, la mesure de la précision s'effectue à partir des propriétés épipolaires de deux vues appa-

reillées. En effet, en condition diagnostique les projections DSA ne sont pas appareillées. La seule solution d'appariement stéréoscopique est alors de recalibrer chaque projection avec le même objet 3D. Ainsi la mesure de la précision d'appariement permet de quantifier l'erreur de recalage de chacune des vues avec le volume et de valider le recalage.

4.1 Quantification de la précision sur fantôme

Nous avons utilisé un fantôme vasculaire (figure 16) pendant cette expérience de mesures. Sa géométrie connue nous permet de vérifier la précision d'appariement stéréoscopique des vues DSA à l'aide du recalage hybride. La précision d'appariement est estimée ici en mesurant une série de distance 3D connues à partir des données de construction du fantôme. Dans le plan d'expérience, 4 vues DSA et une acquisition IRM, suivant les paramètres « ARM gadolinium » de la table 1, du fantôme sont disponibles.

Les mesures effectuées se basent sur la géométrie épipolaire en utilisant un outil interactif de navigation multimodalité (figure 17). Un point spécifique est choisi sur une des deux projections et le point homologue sur l'autre. La droite passant par un point d'une projection et par le foyer de projection définit une droite épipolaire. Ainsi, pour deux projections, l'intersection des deux

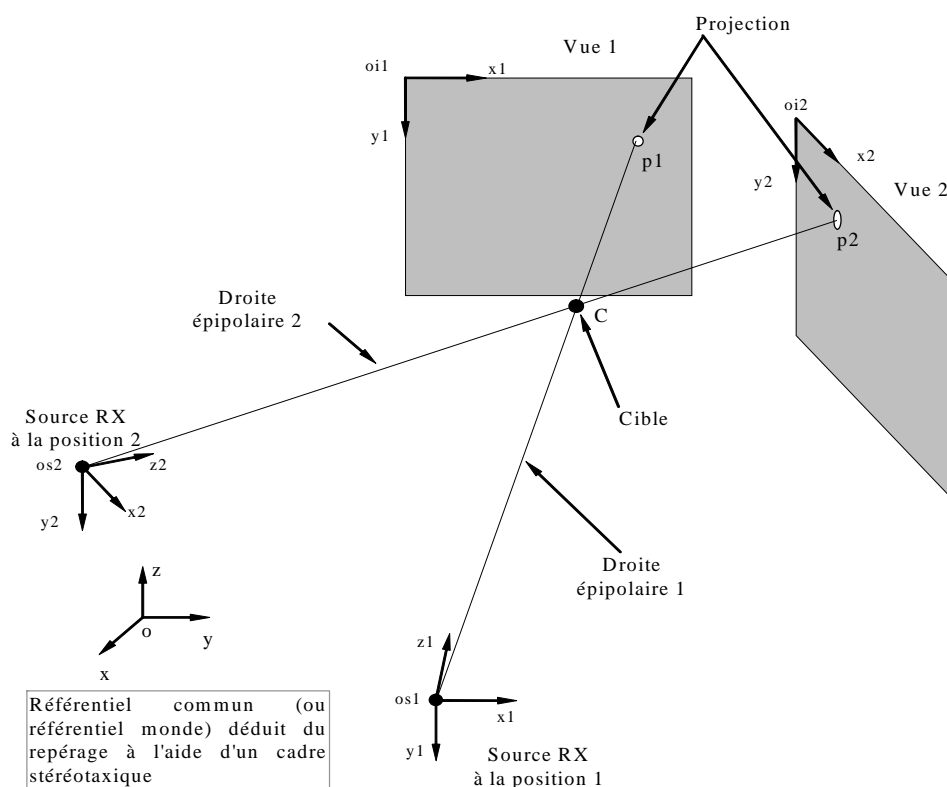


Figure 15. Rappel de la géométrie épipolaire, où l'intersection de deux droites épipolaires, définies à partir du foyer de projection et d'un point sur la projection, correspond à la cible dans l'espace.

droites épipolaires correspond à un point 3D dans l'espace DSA. La même opération est répétée pour chaque point (figure 16). Notons que sur les projections, les extrémités des segments appa-

raissent avec un contraste plus prononcé que les autres parties du fantôme ce qui nous permet d'obtenir une reproductibilité de mesure satisfaisante. Le résultat des mesures est présenté table 3.

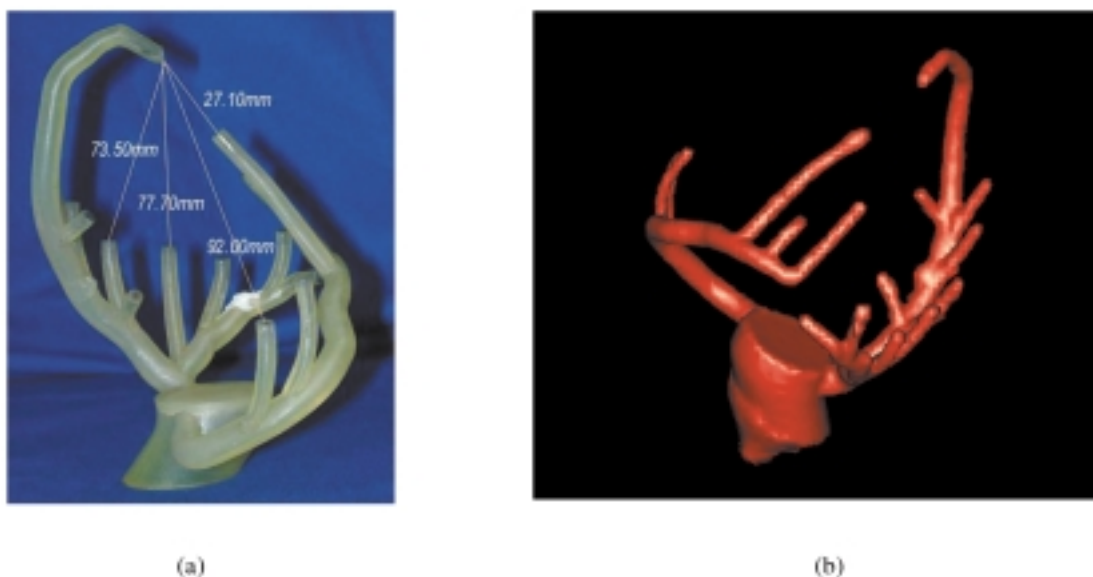


Figure 16. Fantôme vasculaire (a) utilisé pour évaluer la précision et sa reconstruction (b) à partir des images ARM, les distances connues entre les « branches » du fantôme (a) sont utilisées de vérifier la précision de recalage.

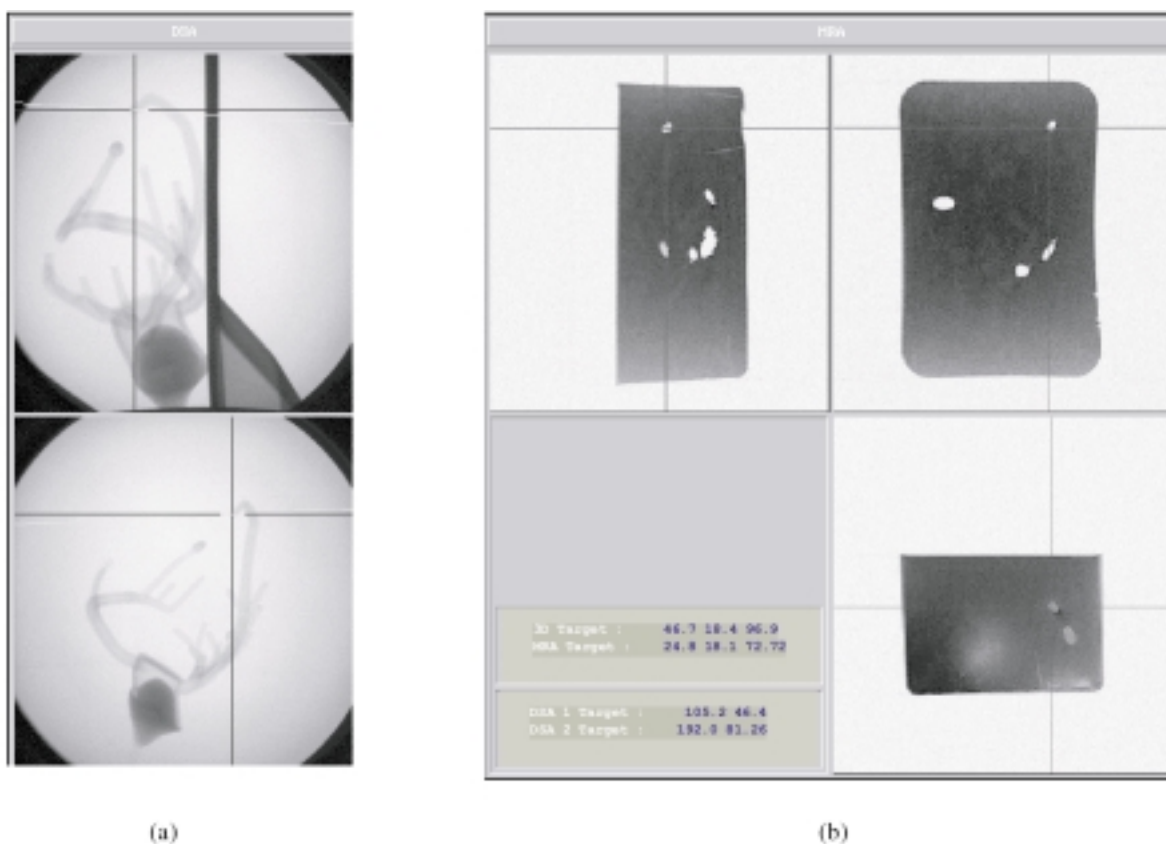


Figure 17. Mesure de la précision sur fantôme utilisant un outil interactif de navigation multimodalité. Le manipulateur peut sélectionner un point sur la vue DSA (a) latérale puis son homologue sur la vue frontale, l'algorithme calcule le point correspondant dans l'espace ARM (b).

Table 3. Résultats des mesures sur fantôme où les distances 3D sont mesurées à l'aide de l'outil de navigation présenté figure 17. L'erreur affichée dans ce tableau est basée sur la différence entre la distance physique sur fantôme et la distance mesurée.

Erreur RMS	0,7 mm
Écart-type de l'erreur	0,6 mm
Erreur Maximum	0,9 mm

4.2 Quantification de la précision sur données cliniques

Pour l'étude de la précision sur données cliniques, nous avons utilisé les images issues du protocole spécifique de suivi d'anévrismes embolisés. En effet, ce protocole inclus des images DSA (face et profil) et une acquisition ARM avec injection de gadolinium. Ce type de protocole est très adapté à l'évaluation du recalage 2D/3D puisque des examens sont réalisés plusieurs fois par semaine rendant l'accès aux images moins contraignant que le protocole de radiochirurgie. La précision est mesurée à partir de marqueurs cutanés adhésifs à usage unique. Ces marqueurs sont posés sur le crâne du patient lors de l'examen DSA. L'ARM n'étant pas acquise le même jour, aucun marqueur n'est posé lors de ce dernier examen car il nécessiterait un repositionnement par rapport aux images DSA et, dans cette configuration, mesurer l'erreur 3D sur les marqueurs entre DSA et ARM serait fortement biaisé. Nous avons donc choisi de mesurer l'erreur épipolaire qui est en fait l'écart entre deux droites épipolaires et qui permet d'estimer la précision d'appariement entre deux vues (DSA) et un volume (ARM).

Les images ont été acquises en suivant le protocole standard de suivi des anévrismes, aucune contrainte d'acquisition n'a été spécifiée. Nous avons pu évaluer notre méthode sur les images de 4 patients avec chacun 3 marqueurs posés lors de leur examen. Les résultats sont présentés table 4.

Table 4. Résultats des mesures obtenues sur des données cliniques, 3 marqueurs sont sélectionnés sur des vues DSA, l'erreur affichée est l'erreur épipolaire.

Erreur Maximum	0,8 mm
Ecart-type de l'erreur	0,3 mm

4.3 Validation en condition de planification

Pour valider la méthode nous nous sommes placés dans les conditions réelles du protocole d'imagerie pour la radiochirurgie. Trois patients traités par radiochirurgie ont bénéficié d'examen DSA et ARM de localisation. Ces examens ont été analysés d'une part en localisation standard, avec le référentiel de Leksell, et d'autre part à l'aide du recalage 2D/3D dans le but de valider le recalage grâce à une comparaison objective des deux techniques.

La validation est réalisée à partir de deux incidences DSA. Sur chacune des vues, un point, désignant dans chaque cas le même élément 3D, est sélectionné. En configuration de repérage avec le cadre stéréotaxique, les coordonnées 3D du point se déduisent directement dans l'espace de Leksell. Dans le second cas, avec recalage 2D-3D, les coordonnées 3D du point sont calculées dans le référentiel de l'IRM à partir du même ensemble de coordonnées DSA. Puis, pour comparer les mesures, les points obtenus dans l'espace de l'IRM sont convertis dans le référentiel Leksell grâce à la transformation IRM → Leksell. Cette démarche correspond aux équations 1 et 2. De cette manière nous obtenons pour une cible deux ensembles de coordonnées dans l'espace de Leksell déterminés à partir du cadre et du recalage. L'écart mesuré reflétera directement l'erreur entre les deux modes de repérage. Les résultats sont donnés par les tableaux 5 et 6. La table 7 indique l'erreur selon les axes Ox, Oy et Oz dans l'espace.

Table 5. Résultats obtenus pour les mesures effectuées avec et sans cadre Leksell.

Patient	Coordonnées dans l'espace de leksell à partir du cadre (mm)			Coordonnées dans l'espace de leksell à partir du recalage (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Lek1	68,13	82,31	115,36	69,4	82,8	114,7
	75,38	83,26	115,37	77	83,12	115,0
	63,54	98,88	123,77	64,5	98	12
	56,6	73,66	115,06	55,5	71,5	11
Lek2	131,1	106,3	69,3	130,14	107,62	70,7
	125,8	115,1	90,6	125,12	115,13	91,
	126	118,9	83,7	125	118,7	8
	120,5	110,9	85,5	119,7	111,3	86,
Lek3	130,1	91,1	95,1	129,99	93	95,0
	139,4	90,3	85,4	139,1	93	86,
	124,7	89,2	107,1	124,85	91,2	106,8

Tableau 6. Erreurs obtenues sur les mesures avec et sans cadre de Leksell, l'erreur affichée est la distance entre les coordonnées 3D d'un point déterminé à partir du repérage par le cadre de Leksell et des coordonnées 3D du même point déterminé à partir du recalage hybride.

Erreur moyenne (mm)	0,7 mm
Erreur maximum	0,6 mm
Ecart-type	0,9 mm

Tableau 7. Distance moyenne et écart type selon les différentes composantes des coordonnées des points. L'erreur calculée correspond à la valeur absolue de la différence entre la composante (en X par exemple) d'un point déterminé à partir du recalage par Leksell et cette même composante pour des coordonnées déterminées par recalage.

Erreur selon l'axe (mm) :	X	Y	Z
Moyenne	0,76	1,17	0,71
Ecart-type	0,48	0,93	0,41

5. Discussion

L'utilisation des méthodes traditionnelles en radiochirurgie est relativement limitée pour plusieurs raisons :

- le manque de précision des approches géométriques rend leur utilisation incompatible avec le traitement radiochirurgical,
- même si elles sont précises, les méthodes iconiques sont plus adaptées aux d'images issues du même phénomène physique (par exemple : les rayons X pour la tomodensitométrie et la DSA) du fait de la dépendance statistique
- le plus souvent, les deux approches ne s'appliquent qu'à des paires de projections appareillées ce qui n'est pas le cas des images DSA acquises lors du diagnostic.

L'évaluation de la précision sur fantôme donne de très bons résultats puisque l'erreur maximum entre distances réelles et distances mesurées reste inférieure au millimètre.

Pour les quatre patients qui ont bénéficié d'une ARM injectée, les mesures prouvent qu'après le recalage, les contraintes d'épipo-larité sont vérifiées puisque l'erreur est très faible. L'utilisation d'images ARM injectées permet au recalage d'assurer la précision requise.

Les mesures en conditions de planification montrent des erreurs compatibles avec l'application radiochirurgicale selon les axes X et Z. Cependant l'erreur est plus significative en Y (Table 7). Cette observation nous amène à reconsidérer l'utilisation d'images TOF pour le recalage. En effet, un tel phénomène n'apparaît pas lors du recalage à l'aide des images avec injection de gadolinium. La cause peut être l'acquisition des images TOF qui nécessite des séquences avec des gradients de codage spatial très élevés, et donc probablement non-linéaires, pouvant

être la source de distorsions importantes dans le plan XY (plan d'acquisition des images axiales).

Cette hypothèse se vérifie en effectuant des mesures sur le cadre de Leksell à partir d'images axiales acquises avec une séquence TOF (a) et avec une séquence classique (b) sollicitant beaucoup moins les gradients (figure 18). Les images TOF subissent effectivement une déformation dans l'axe Y. Les séquences ultra-rapides ne semblent donc pas adaptées au recalage 2D-3D, sauf si l'on met au point une méthode de correction des distorsions induites, ce qui n'est pas fait aujourd'hui.

6. Conclusion

Avec cette étude nous proposons une méthode de recalage d'images multi-modalité pour le traitement des Malformations Artério-Veineuses. Cette technique de recalage permettra, à terme, de substituer l'examen de localisation DSA par celui effectué lors de la phase diagnostique.

La validation terrain, confrontation avec les techniques de références actuelles, est strictement requise pour pouvoir envisager une exploitation dans la pratique courante.

La dernière partie de la section "résultats" laisse apparaître une imprécision incompatible avec le traitement en radiochirurgie. Toutefois, une étude approfondie des erreurs observées a permis de mettre en évidence les problèmes liés aux images TOF. En effet, leurs distorsions intrinsèques dans le plan XY (axial) rendent difficile, voire impossible, un recalage précis. Cependant, l'utilisation en routine du recalage IRM/DSA reste envisageable. L'ARM avec injection de produit de contraste semble

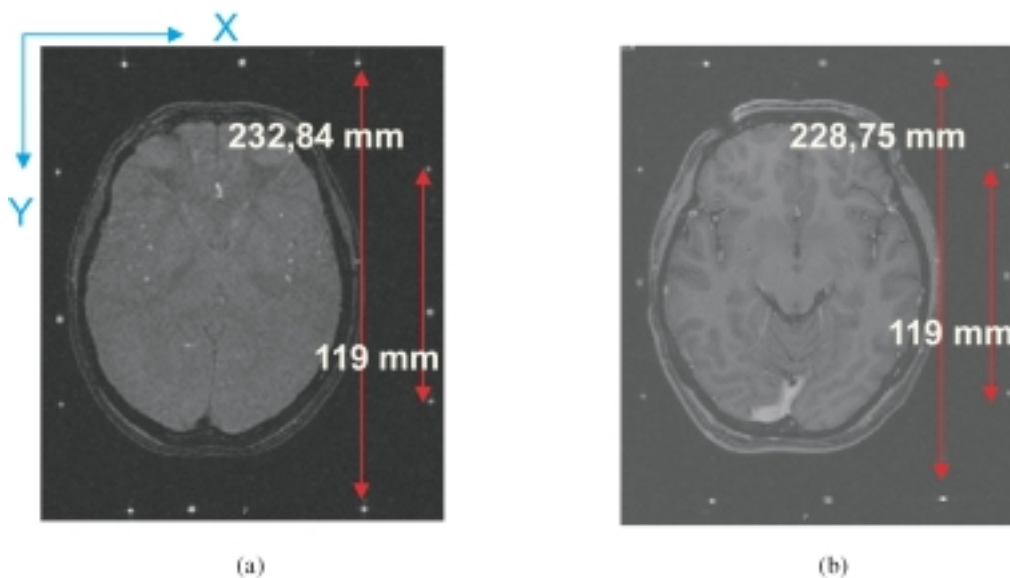


Figure 18. Illustration des distorsions observées en IRM TOF (a). Les distances présentées sont celles du cadre de Leksell vu sur les images. Les mesures sont effectuées à partir de la taille en millimètre des pixels pour les mêmes points choisis sur l'image (a) acquise avec une séquence TOF et l'image (b) du même patient acquise avec une séquence standard. On observe clairement que les distances ne sont pas conservées d'une séquence à l'autre.

plus adaptée à cette application, comme le montre l'étude sur fantôme et sur les données de suivi post-opératoire des anévrismes embolisés. Le niveau de précision obtenu est du même ordre de grandeur que celui attendu en utilisant des marqueurs externes ou cadre pour appareiller deux vues stéréoscopiques. Il apparaît donc possible de quantifier un volume angiomateux, par exemple, à partir de vues DSA sans cadre, sans marqueurs externes et sans contraintes d'acquisition grâce à l'acquisition de l'ARM devenue systématique. Ce résultat implique une adaptation du protocole d'imagerie en radiochirurgie où l'acquisition TOF devra être substituée par une acquisition avec injection de produit de contraste. La substitution de la DSA de localisation par l'examen diagnostique aurait une incidence forte sur l'amélioration de la planification du traitement. Pour passer en routine clinique, l'étude devra être complétée par l'établissement d'une cartographie 3D de l'erreur épipolaire qui constituera un modèle de l'erreur de recalage et qui permettra d'observer les limites de validité du recalage dans l'espace. Enfin, une étude clinique complète sera nécessaire. Le protocole de l'étude finale à mettre en place et déterminé avec les différents acteurs des traitements par Gamma Unit (Neurochirurgiens, Neuroradiologues, Radiothérapeutes) consiste en l'utilisation conjointe d'images de localisation et de diagnostique. Les images de localisation permettent de planifier l'intervention dans les conditions standard. Les images diagnostiques sont quant à elles utilisées pour une planification en parallèle. Ainsi, la dosimétrie effectuée pour chaque type d'images pourra être confrontée pour étudier l'interchangeabilité de la dosimétrie avec et sans image de localisation. Dans ces conditions, notre méthode pourra être appliquée en routine clinique pour simplifier la démarche de planification en assurant la précision exigée.

Références

- [Brown] BROWN L.M., BOULT T.E., «Registration of planar film radiographs with computed tomography», *MMBIA*, pp 42-51, 1996.
- [Constantinos] CONSTANTINOS S.P., PATTICHIS M.S., MICHELITZANAKOU E., «Medical imaging fusion applications: An overview», *Signals, Systems and Computers, Conference Record of the Thirty-Fifth Asilomar Conference on*, Vol. 2, pp. 1263-1267, 2001.
- [Feldmar] FELDMAR J., MALANDAIN G., AYACHE N., FERNÁNDEZ-VIDAL S., MAURINCOMME E., TROUSSET Y., «Matching 3D MR Angiography data and 2D X-Ray Angiograms», *CVRMed/MRCAS'97, LNCS*, Vol. 1205, 129-138, 1997.
- [Gibon^a] GIBON D., ROUSSEAU J., CASTELAIN B., VASSEUR C., MARCHANDISE X., «Treatment planning optimization by conjugate gradients and simulated annealing methods in stereotactic radio-surgery», *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 33, pp: 201-210, 1995.
- [Gibon^b] GIBON D., COSTE E., VIAL S., VASSEUR C., ROUSSEAU J., «Stereotactic localization in medical imaging. A technical and methodological review», *J. Rad. Surg.*, vol. 2, n° 3, pp 167-180, 1999.
- [Hamadeh] HAMADEH A., CINQUIN P., «Kinematic study of lumbar sine using functional radiographs and 3D/2D registration», *CVRMed/MRCAS'97, LNCS*, Vol. 1205, pp 109-118, 1997.
- [Kulik] KULIK C., CAUDRELIER J.M., VERMANDEL M., CASTELAIN B., MAOUCHE S., ROUSSEAU J., «Conformal radiotherapy optimization with micro-multileaf collimators, comparison with radiosurgery techniques», *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 53, n° 4, pp 1038-1050, 2002.
- [Leksell] LEKSELL L., «Cerebral Radiosurgery», *Acte. Chirurg. Scand.*, vol 134, pp 585-595, 1968.
- [Maintz] MAINTZ J.B.A., VIERGEVER M.A., «A survey of medical image registration: Medical Image Analysis», Vol. 2, n° 1, pp. 1-36, 1998.
- [Mc Laughlin^a] MC LAUGHLIN R.A., HIPWELL J., PENNEY G.P., RHODEK., CHUNG A., NOBLE J.A., HAWKES D.J., «Intensity-based registration versus feature-based registration for neurointerventions», *Lecture notes in Proceedings, Medical Image Understanding and Analysis*, 2001.
- [Mc Laughlin^b] MC LAUGHLIN R.A., HIPWELL J., NOBLE J.A., HAWKES D.J., BYRNE J.V., COX T.C., «A comparison of a similarity-based registration and a feature-based registration for neurointerventional use», *IEEE Trans. on Med. Imag.*, vol. 24, n° 8, pp 1058-1066, 2005.
- [Murphy] MURPHY M.J., «An automatic six-degree-of-freedom image registration algorithm for image-guided frameless stereotaxic radiosurgery», *Medical Physics*, Vol. 24, n° 6, pp 857-866, 1997.
- [Penney] PENNEY G.P., WEESE J., LITTLE J.A., DESMEDT P., HILL D.L., HAWKES D.J., «A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration», *IEEE TMI* Vol. 17, n° 4, pp 586-595, 1998.
- [Rui] RUI W., MINGLU LI, «An overview of medical image registration», *Fifth International Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications (ICCIMA'03)*, 2003.
- [Salazar] SALAZAR R., TORAL R., «Simulated Annealing using Hybrid Monte Carlo», *Journal of Statistical Physics*, vol. 89, 1997, p 1047.
- [Vermandel^a] VERMANDEL M., PALOS G., DEWALLE A.S., VASSEUR C., ROUSSEAU J., «Recalage et mise en correspondance d'images tomographiques et de projection. Cas de l'angiographie par Résonance Magnétique et de l'Angiographie par Rayons X», *Trait. Signal*, vol. 20, n°2, pp 165-181, 2003.
- [Vermandel^b] VERMANDEL M., BETROUNI N., PASQUIER D., GAUVRIT J.Y., VASSEUR C., ROUSSEAU J., «A 2D/3D matching based on a hybrid approach: improvement to the imaging flow for AVM radiosurgery», *27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp 2148-2150, 2005.
- [Vermandel^c] VERMANDEL M., BETROUNI N., PALOS G., GAUVRIT J.Y., VASSEUR C., ROUSSEAU J., «Registration, matching and data fusion in 2D/3D Medical Imaging: application to DSA and MRA», *MICCAI'03, LNCS*, Vol 2878, pp 778-785, 2003.
- [Vial] VIAL S., GIBON D., VASSEUR C., ROUSSEAU J., «Volume delineation by fusion of fuzzy set obtained from multiplanar tomographic images», *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 20, n° 12, 2001, pp 1362-1372.
- [Weese] WEESE J., BUZUG T.M., LORENZ C., FASSNACHT C., «An approach to 2D/3D registration of a vertebra in 2D X-Ray fluoroscopies with 3D CT images», *CVRMed/MRCAS'97, LNCS*, Vol. 1205, pp 119-128, 1997



Maximilien **Vermandel**

Né en 1976, Maximilien Vermandel est titulaire d'un DEA et d'un Doctorat de 3^{ème} cycle (2002) en Automatique et Informatique Industrielles de l'Université des Sciences et Technologies de Lille (USTL), d'un DEA en Physique Radiologique et Médicale de l'Université Paul Sabatier de Toulouse et du Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Médicale de l'Institut National des Sciences et Techniques du Nucléaire (Saclay). 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 cérébrales. Il est membre de l'unité Inserm U703 Thérapie Interventionnelle Assistée par l'Image et la Simulation.

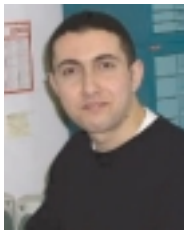


Christian **Vasseur**

Né à Cambrai en 1947, Christian Vasseur (École Centrale de Lille' 70, Docteur Ingénieur' 72, Docteur ès Sciences Physiques' 82) est professeur à l'Université des Sciences & Technologies de Lille (USTL).

Co-auteur de plus de 170 publications scientifiques, ses centres d'intérêt se situent dans le domaine de la classification automatique appliquée au traitement temps réel du signal et de l'image. Il s'est spécialisé dans l'imagerie médicale multimodalité (IRM, scanner, échographie, etc.) pour la préparation de protocoles opératoires, pour la modélisation des volumes tumoraux, pour l'optimisation des dosages en radiothérapie et plus généralement pour la Thérapie Assistée par l'Image (ThAI).

Pour plus de détails, voir : <http://www-lagis.univ-lille1.fr/vasseur/>



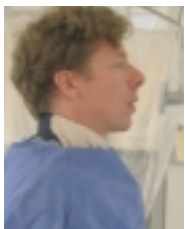
Nacim **Betrouni**

Né en 1976, Nacim Betrouni est Ingénieur en informatique et Docteur de 3^{ème} cycle en automatique et informatique industrielle de l'Université des Sciences et Technologies de Lille (USTL). Depuis novembre 2004, il est Assistant Hospitalier et Universitaire au Laboratoire de Biophysique (UPRES EA 1049) de la Faculté de Médecine de Lille. Il est membre de l'équipe Inserm U703 Thérapie Interventionnelle Assistée par l'Image et la Simulation. Ses thèmes de recherche concernent l'imagerie interventionnelle et la thérapie guidée par l'image.



Jean **Rousseau**

Jean Rousseau est Ingénieur ISEN (1972), Docteur de 3^{ème} cycle en Physique des Solides (1979), titulaire de l'HDR depuis 1989. Hospitalo-Universitaire en Biophysique et Médecine Nucléaire depuis 1979, 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 Directeur de l'Unité Inserm Thérapies Interventionnelles Assistées par l'Image et la Simulation (U703, ThIAIS), coordonnateur du GIS Thérapie Assistée par l'Image et de l'Équipe de Recherche Technologique Radiothérapie Conformationnelle et Imagerie Multimodalité (ERT 23, RCIM) 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 Société industrielle AQUILAB. Membre de nombreuses sociétés savantes françaises et internationales, il est auteur ou co-auteur de plus de 100 articles scientifiques. Jean Rousseau est également rédacteur en chef de la revue Innovation et Technologie en Biologie et en Médecine (ITBM) depuis 1996.



Christian **Taschner**

Né à Bruxelles en 1968. Études de médecine à Bruxelles, Londres et Berlin. DEA sur l'intégration de l'IRM fonctionnelle dans la neurochirurgie naviguée. Formation de radiologie diagnostique au CHU Charité, Berlin, Allemagne, et en neuro-radiologie diagnostique au CHU Bâle, Suisse. Bourse de la Fondation Nationale de recherche Suisse en Neuroradiologie Interventionnelle au CHRU Lille, France. Thèse de science sur l'intégration de l'ARM DSA dans la prise en charge des malformations artérioveineuses, traité par GammaKnife (Directeur de thèse : Pr. X. Leclerc, Lille, France)