

Fusion de données

Reconstruction 3D de vaisseaux sanguins par fusion de données à partir d'images angiographiques et échographiques

3D Reconstruction of Blood Vessels by Data Fusion from Angiographic and Echographic Images

par **F. SUREDA, I. BLOCH, C. PELLOTT*, A. HERMENT**

Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications, département Images, 46 rue Barrault, 75634 Paris Cedex 13.

Tél : 45 81 75 85, Fax : 45 81 37 94, E-mail : bloch@ima.enst.fr

** INSERM U66-U256, CHU Pitié, 91 bd de l'Hôpital, 75013 Paris*

Résumé

La reconstruction tridimensionnelle des lésions vasculaires présente un intérêt médical majeur pour le suivi diagnostique et pronostique de la maladie athéromateuse, ainsi que pour une meilleure compréhension des phénomènes de resténose associés aux techniques interventionnelles de revascularisation. Afin de fournir une meilleure description morphologique et quantitative des lésions athéromateuses complexes, nous proposons une approche originale de reconstruction 3D de la surface des vaisseaux, par la fusion de données issues d'angiographies numérisées et d'échographies endovasculaires. Cette méthode repose sur une première étape de modélisation géométrique des acquisitions et des données, qui débouche sur une première reconstruction par fusion géométrique des paramètres extraits des deux modalités et interpolation des contours échographiques. L'étape suivante consiste à prendre en compte l'imprécision sur les paramètres estimés lors de la première étape. Pour cela, nous proposons une méthode originale reposant sur la modélisation des paramètres sous forme de nombres flous et sur la morphologie mathématique floue, fournissant une reconstruction 3D prenant en compte toutes les données du problème. Les premiers résultats obtenus démontrent clairement la faisabilité de la méthode et l'intérêt d'exploiter les informations issues de différentes modalités pour améliorer la reconstruction 3D des vaisseaux sanguins, sans modèle mathématique a priori de la forme des vaisseaux. L'introduction explicite des imprécisions dans le processus de fusion permet d'éliminer les ambiguïtés et les contradictions qu'on aurait dans une reconstruction simple à partir d'une seule modalité et conduit à une décision sur la morphologie réelle des vaisseaux.

Mots clés : Fusion de données, reconstruction 3D, imagerie médicale, nombres flous, morphologie mathématique floue, angiographie, échographie endovasculaire.

Abstract

Three-dimensional reconstruction of vascular lesions is of great medical interest for diagnosis and prognosis of the atheromatous disease, as well as for a better understanding of restenosis phenomena related to the revascularisation techniques. In order to provide a quantitative description of the geometry of complex atheromatous lesions, we propose an original approach for 3D vessel surface reconstruction, which relies on fusion of data obtained with both digital angiography and intravascular echography. This method is based on a first step consisting of a geometrical modelization of acquisitions and data, which yields a first rough reconstruction by geometrical fusion of the parameters extracted from the vessel contours obtained from both modalities which provides, by interpolation of echographic contours, the 3D surface of the vessel lumen. The next step consists in taking into account the imprecision on the parameters estimated during the first step. For this task, we propose an original method based on a modelization of parameters as fuzzy numbers which allows to introduce, through fuzzy mathematical morphology, the imprecision on the acquisitions and on the 3D data. This provides a 3D reconstruction which takes into account all data about the problem. The first results prove clearly the feasibility of the method and the interest of using information issued from different modalities for improving the 3D reconstruction of blood vessels, without any a priori mathematical model of vessel morphology. The explicit introduction of imprecisions in the fusion process allows to eliminate ambiguities and contradictions we would obtain in a simple reconstruction from only one modality, and leads to a decision about the true morphology of vessels.

Key words : Data fusion, 3D reconstruction, medical imaging, fuzzy numbers, fuzzy mathematical morphology, angiography, intravascular echography.

1. Introduction

La reconstruction tridimensionnelle des lésions vasculaires présente un intérêt médical majeur pour le suivi diagnostique et pronostique de la maladie athéromateuse, ainsi que pour une meilleure compréhension des phénomènes de resténose associés aux techniques interventionnelles de revascularisation [BEAT-90].

Afin de fournir une meilleure description morphologique et quantitative des lésions athéromateuses complexes (irrégulières, excentriques ou localisées à la bifurcation), nous proposons une approche originale de reconstruction 3D des vaisseaux qui repose sur la fusion de données issues d'angiographies numérisées (AN) et d'échographies endovasculaires (EE). Cette approche permet de pallier les limites des méthodes n'utilisant qu'une des deux modalités. L'AN, actuellement la technique d'imagerie de référence pour le diagnostic des lésions vasculaires, permet d'isoler l'arbre vasculaire et de donner une information sur l'épaisseur des vaisseaux, en éliminant l'information structurelle indésirable (os, tissus mous, etc.) superposée aux structures d'intérêt de l'image. L'EE, développée récemment grâce à la miniaturisation des sondes échographiques et à l'amélioration des cathéters angioplastiques, est une technique d'imagerie haute résolution en temps réel des parois vasculaires [ROEL-89]. Tandis que l'AN fournit une projection longitudinale des vaisseaux, l'EE donne des images de l'intérieur des vaisseaux, sous forme de coupes transversales.

De nombreuses méthodes de reconstruction 3D des vaisseaux à partir d'un couple d'angiographies numérisées ont déjà été développées [TRAN-92], [KENE-89], [GARR-91], dans lesquelles le caractère mal posé du problème de reconstruction à partir d'un nombre limité de projections est résolu par l'introduction d'hypothèses géométriques fortes et de connaissances anatomiques a priori sur les structures vasculaires. Cependant, les données fournies par la technique angiographique étant dégradées par divers facteurs physiques (distorsions géométriques et densitométriques liées au système d'acquisition, bruits aléatoire et structurel, opacification non homogène du segment vasculaire, etc.), les résultats obtenus à partir de cette modalité sont généralement imprécis, et sont notamment sur-régularisés.

Depuis l'avènement de l'EE, des méthodes de reconstruction 3D à partir d'images tomographiques d'échographie intra-vasculaire sont apparues. Cependant, dans ce cas également, la reconstruction est limitée par les facteurs physiques d'acquisition de l'image ultrasonore artérielle (en particulier les incertitudes sur l'orientation du cathéter, la non perpendicularité du rayonnement ultrasonore par rapport aux structures de la paroi et le positionnement excentrique du cathéter [MAUR-92], [HOFF-89], [FINE-93]). Les méthodes de reconstruction 3D des images échographiques mises au point jusqu'à présent consistent pour la plupart à empiler les coupes d'EE [KITN-89], [ROSE-91] en supposant une progression régulière et rectiligne du capteur échographique à l'intérieur du vaisseau. Les représentations 3D du vaisseau ainsi

obtenues sont subjectives, puisqu'elles ne tiennent pas compte de la translation et de la rotation du capteur intravasculaire. Plus récemment, une technique de reconstruction 3D des images échographiques a été développée, dans laquelle le retrait du cathéter est contrôlé par un ensemble motorisé et la courbure du vaisseau, évaluée sur une paire d'angiogrammes acquis simultanément à l'aide d'un système biplan, est prise en compte pour positionner les coupes d'EE en fonction de la forme du vaisseau [KLEI-92]. Cette méthode, bien que moins restrictive que les précédentes, suppose que le cathéter suive parfaitement la courbure du vaisseau, ce qui n'est que rarement vérifié.

Le but de la méthode de reconstruction par fusion que nous proposons est d'une part d'augmenter la connaissance de la géométrie 3D du vaisseau et de lever les ambiguïtés inévitables dans les méthodes de reconstruction à partir d'une seule modalité en exploitant la complémentarité des deux techniques d'imagerie, et d'autre part de diminuer l'imprécision et l'incertitude de la reconstruction en exploitant la redondance des informations.

La méthode que nous proposons repose sur une première étape de modélisation géométrique des acquisitions et des données (partie 2), qui débouche sur une première reconstruction par fusion géométrique des paramètres extraits des deux modalités et interpolation des contours échographiques (partie 3). L'étape suivante consiste à prendre en compte l'imprécision sur les paramètres estimés lors de la première étape. Pour cela, nous proposons une méthode originale reposant sur la modélisation des paramètres sous forme de nombres flous (partie 4) et sur la morphologie mathématique floue, fournissant une reconstruction 3D floue prenant en compte toutes les données du problème (partie 5). La validation des résultats est effectuée sur des projections des différentes reconstructions.

2. Modélisation géométrique des acquisitions et des données

2.1. PROTOCOLE D'ACQUISITION

L'obtention des données selon les deux modes d'acquisition comprend les étapes suivantes :

1. acquisition de 2 projections angiographiques orthogonales et d'une vue de contrôle sous une incidence différente,
2. introduction dans le vaisseau du cathéter à l'extrémité duquel est fixée la sonde échographique,
3. retrait manuel progressif du cathéter (qui n'assure donc pas un échantillonnage à pas constant); pour chaque position de la sonde, acquisition d'une radiographie de contrôle (sous incidence de la première angiographie) et d'une coupe d'échographie endovasculaire (figure 1).

Les images d'AN sont acquises sur un appareil Polytron (Siemens) avec un pixel de taille 0,166 mm (champ d'observation

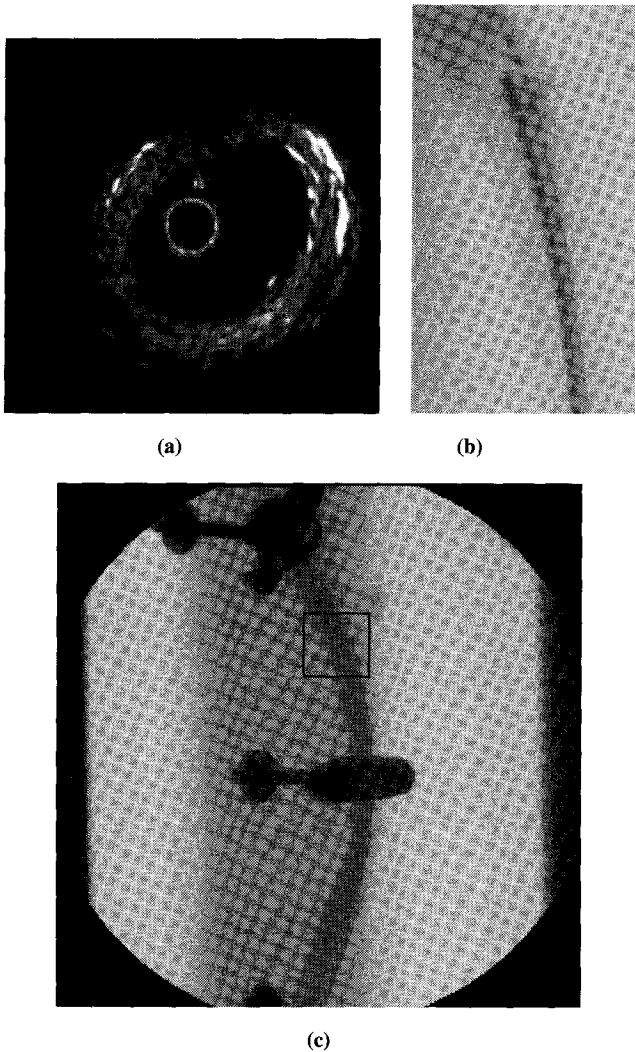


Figure 1. – Images ultrasonore et radiographiques utilisées pour la reconstruction. (a) : Image échographique. (b) : Radiographie de contrôle. (c) : Angiographie numérisée.

de 170 mm, matrice 1024x1024) et celles d'EE par un système Hewlett-Packard avec un pixel de 0,056 mm (champ de 25 mm, matrice 446x446).

Pour cette étude, les images ont été acquises sur une aorte de chien excisée, fixée par 3 colliers sur un support en Plexiglas. Les expérimentations réalisées sur ce montage ont permis d'acquérir l'ensemble des données nécessaires à la reconstruction (2 angiographies, 40 coupes EE et 40 radiographies de contrôle), dans des conditions très proches de celles d'un examen normal, puisque le déplacement du guide à l'intérieur de l'artère est effectué manuellement.

2.2. REPRÉSENTATION GÉOMÉTRIQUE

Dans cette partie, nous relierons les coordonnées des différentes images à un unique repère de référence (o,x,y,z) qui est celui du

vaisseau à reconstruire. Il est choisi de telle sorte que les deux angiographies correspondent à la projection du vaisseau sur les plans (xoy) et (xoz) respectivement, et aient ainsi des expressions très simples (figure 2).

Les échographies, images 2D définies par des coordonnées (i,j) (figure 2), sont reliées au repère de référence par l'intermédiaire du repère de la sonde, noté (O,X,Y,Z) , dont l'origine est l'extrémité de la sonde et l'axe Z correspond à son axe longitudinal. Ce repère s'obtient à partir du repère de référence pour chaque position du cathéter (figure 3) :

- par une translation de vecteur (x_t, y_t, z_t) permettant de passer au repère (O'', X'', Y'', Z'') ,
- par trois rotations d'angles φ, θ et ω : φ mesure la déviation de la sonde par rapport à l'axe Z'' , θ est l'angle entre la projection de la sonde sur le plan $(X''O''Y'')$ et l'axe X'' (ces deux angles définissent un repère (O', X', Y', Z')), ω est l'angle de rotation de la sonde sur elle-même.

Pour trouver la relation entre le repère de la sonde (X,Y,Z) et les coordonnées (i,j) de l'image échographique, il faut prendre en compte l'angle de rayonnement acoustique ξ (figure 4). Nous avons opté pour une représentation des points des échographies en coordonnées polaires (r, α) (figure 4).

Les équations permettant de passer d'un point (r, α) d'une échographie à ses coordonnées (x,y,z) dans le repère de référence sont alors :

$$x = x_t + r \cdot \left[(\cos^2\theta \cos\varphi + \sin^2\theta) \cdot (\cos\xi \cos(\omega + \alpha)) + (\cos\theta \cos\varphi \sin\theta - \sin\theta \cos\theta) \cdot (\cos\xi \sin(\omega + \alpha)) + \sin\varphi \cos\theta \sin\xi \right], \quad (1)$$

$$y = y_t + r \cdot \left[(\cos\theta \cos\varphi \sin\theta - \sin\theta \cos\theta) \cdot (\cos\xi \cos(\omega + \alpha)) + (\cos\varphi \sin^2\theta + \cos^2\theta) \cdot (\cos\xi \sin(\omega + \alpha)) + \sin\varphi \sin\theta \sin\xi \right], \quad (2)$$

$$z = z_t + r \cdot \left[-\cos\theta \sin\varphi \cos\xi \cos(\omega + \alpha) - \sin\theta \sin\varphi \cos\xi \sin(\omega + \alpha) + \cos\varphi \sin\xi \right]. \quad (3)$$

3. Reconstruction du vaisseau par fusion géométrique et interpolation des contours échographiques

Dans cette partie, nous proposons une première reconstruction 3D du vaisseau. Elle repose d'une part sur une fusion géométrique qui consiste à exploiter les différentes images disponibles pour estimer les valeurs des paramètres nécessaires pour calculer les coordonnées 3D des contours échographiques dans le repère de

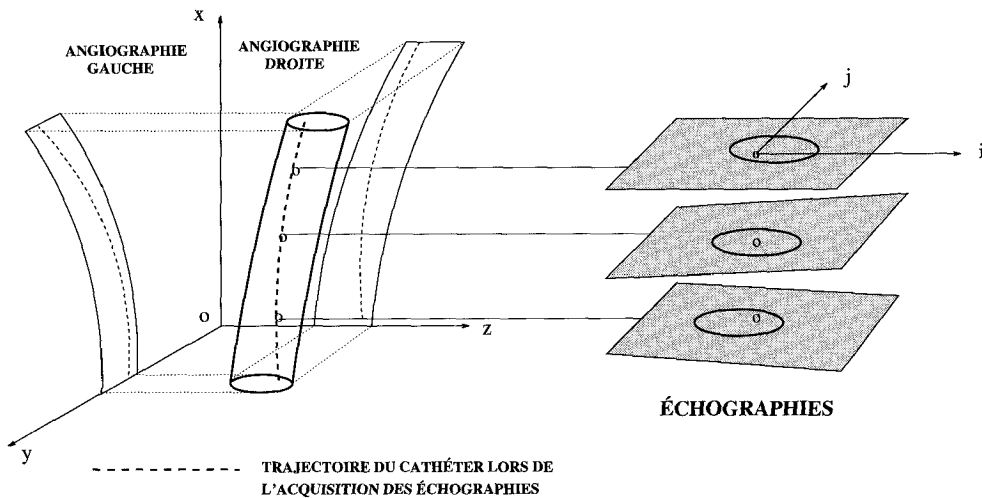


Figure 2. – Acquisitions et repère de référence.

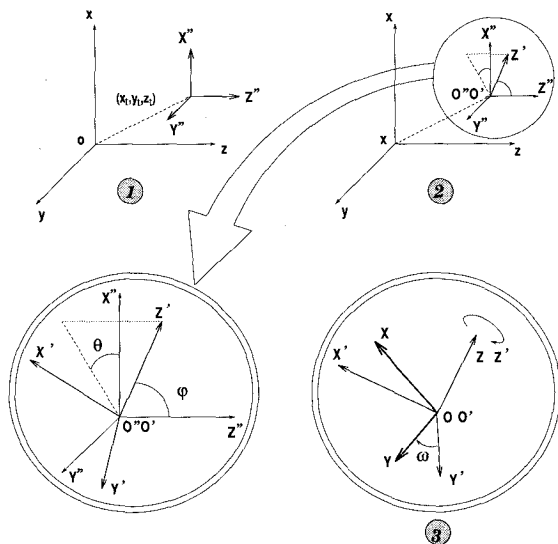


Figure 3. – Relation entre le repère de référence et le repère de la sonde. L'axe Z correspond à l'axe longitudinal de la sonde.

référence. Elle est fondée d'autre part sur l'interpolation des contours dans ce repère pour former une surface régulièrement échantillonnée. La reconstruction a été effectuée ici sur une portion du vaisseau d'environ 2 cm, recouvrant 7 coupes d'EE successives mais irrégulièrement espacées.

3.1. EXTRACTION DES CONTOURS DES ANGIOGRAPHIES ET DES ÉCHOGRAPHIES

Les contours des angiographies sont extraits sur les images de soustraction logarithmique par une méthode de classification utilisant les seuls niveaux de gris comme caractéristiques (figure

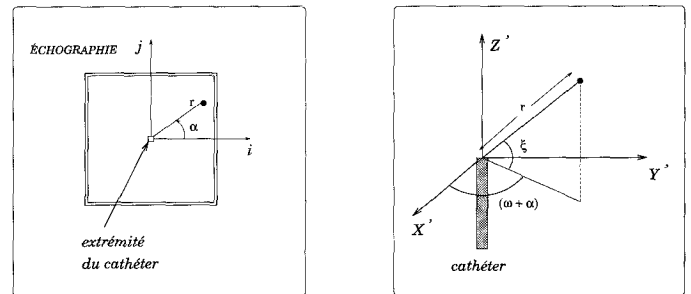
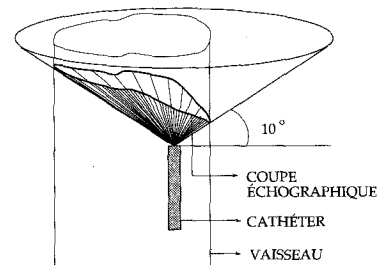


Figure 4. – Acquisition EE (avec un rayonnement acoustique $\xi = 10$ degrés) et coordonnées d'un point des échographies.

5). Des méthodes plus sophistiquées ont été proposées dans [PELL-92] : la ligne centrale du vaisseau est déterminée d'après les niveaux de gris maximaux par recherche dans un graphe, puis les contours sont déterminés à partir du gradient de l'image, en imposant des contraintes de parallélisme avec la ligne centrale (cela permet de s'affranchir des vaisseaux colatéraux). Ces méthodes n'ont pas été jugées nécessaires dans cette étude sur une artère excisée.

Les contours des échographies sont détectés à partir d'une méthode de classification floue robuste au bruit ([BEZD-81], [SURE-93]) suivie d'opérations de morphologie mathématique (figure 6) permettant de sélectionner l'intérieur du vaisseau et de fermer les contours.

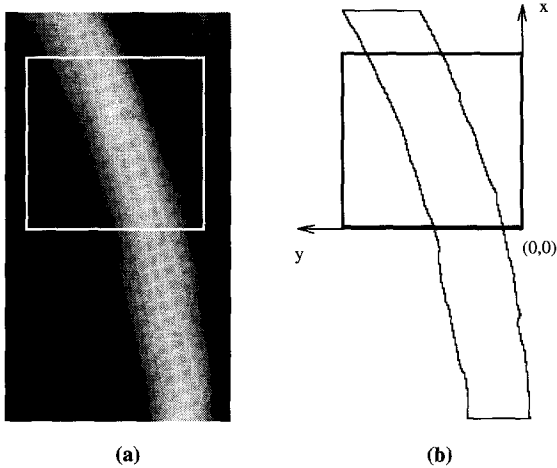


Figure 5. – (a) : Angiographie gauche du segment supérieur de l'image 1 (c) obtenue par soustraction logarithmique entre l'image opacifiée et l'image de masque, et zone à reconstruire. (b) : Contour détecté et repère de référence.

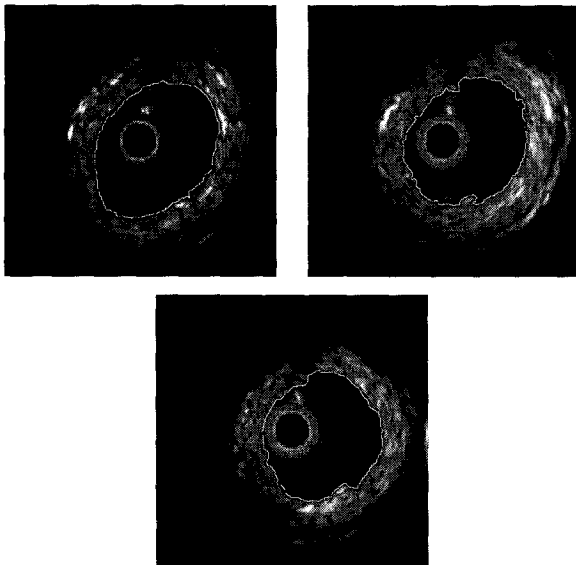


Figure 6. – Trois échographies dans la zone à reconstruire, et résultats de la segmentation (en blanc).

3.2. FUSION GÉOMÉTRIQUE

Une première étape de recalage entre les angiographies et les radiographies de contrôle est souvent nécessaire pour corriger d'éventuels déplacements du vaisseau lors des acquisitions. Ce recalage global a été effectué à l'aide de points de repère radio-opaques placés autour du vaisseau (les colliers de fixation dans notre expérience). Dans les cas réels, il existe des amers naturels, tels que les structures osseuses, utilisables pour le recalage des radiographies de contrôle, et les bifurcations, pour le recalage des angiographies contrastées.

L'étape suivante consiste à déterminer les différents paramètres géométriques intervenant dans les formules de changement de

repère (équations 1, 2, 3). L'angle θ (voir partie 2.2) est déterminé sur les radiographies de contrôle : celles-ci correspondent à la projection gauche du vaisseau (dans le plan (xoy)) et donc l'angle θ entre la projection de la sonde dans le plan $(X''O''Y'')$ (parallèle à (xoy)) et l'axe $X''y$ est directement mesurable (figure 7). L'angle φ est fonction de la longueur apparente de la sonde sur la radiographie de contrôle et peut donc être calculé à partir de cette image grâce à la relation :

$$\varphi = \arcsin\left(\frac{\rho}{L_{\text{sonde}}}\right), \quad (4)$$

où L_{sonde} est la longueur réelle de la sonde, et ρ sa longueur apparente (figure 7).

Deux des paramètres de translation x_t et y_t sont déterminés également sur les radiographies de contrôle, d'après les coordonnées de l'extrémité de la sonde (figure 7).

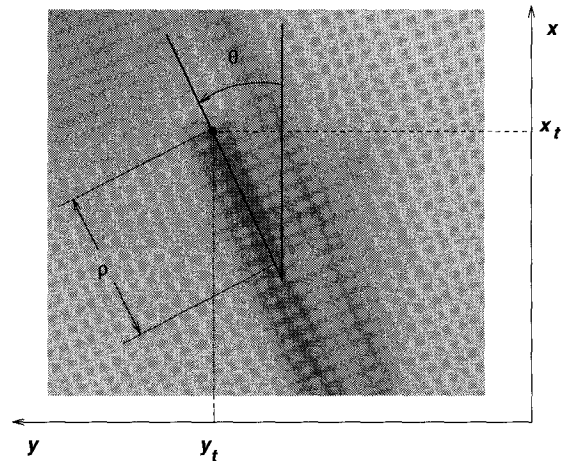


Figure 7. – Calcul de ρ (donc φ), θ , x_t et y_t sur la radiographie de contrôle.

La rotation de la sonde sur elle-même, d'angle ω , ne peut pas être estimée directement. Compte tenu de la faible longueur du segment à reconstruire et de la continuité du vaisseau et du trajet du cathéter, on peut supposer que ω est constant sur toute la longueur à reconstruire (au plus 2 cm). Cet angle est estimé en minimisant de manière itérative et avec un pas décroissant la distance entre les points extraits de l'EE et le contour extrait de l'AN. De même, la valeur du dernier paramètre de translation z_t ne peut pas être obtenue directement. Elle est calculée en minimisant la distance entre la projection des contours échographiques sur l'angiographie droite et les contours détectés sur cette angiographie. Cette valeur pourrait être obtenue plus simplement si l'on disposait d'une deuxième radiographie de contrôle, selon le plan de l'angiographie droite, mais il n'existe que très peu de systèmes biplans, qui le permettraient (de plus, ces systèmes imposent de doubler la dose infligée au patient).

Pour les 7 échographies correspondant au segment à reconstruire de la figure 5, les valeurs calculées sont présentées dans la table 1. La méthode simple employée pour déterminer ces paramètres

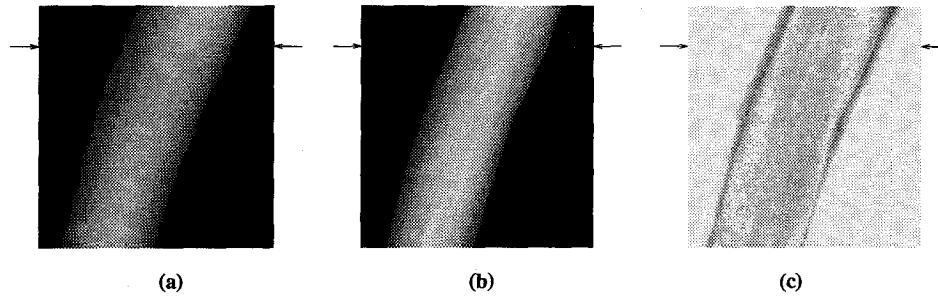


Figure 8. – (a) : Angiographie droite originale. (b) : Projection droite de la reconstruction. (c) : Valeur absolue de la différence entre les niveaux de gris des images précécentes (blanc = 0, noir = 255).

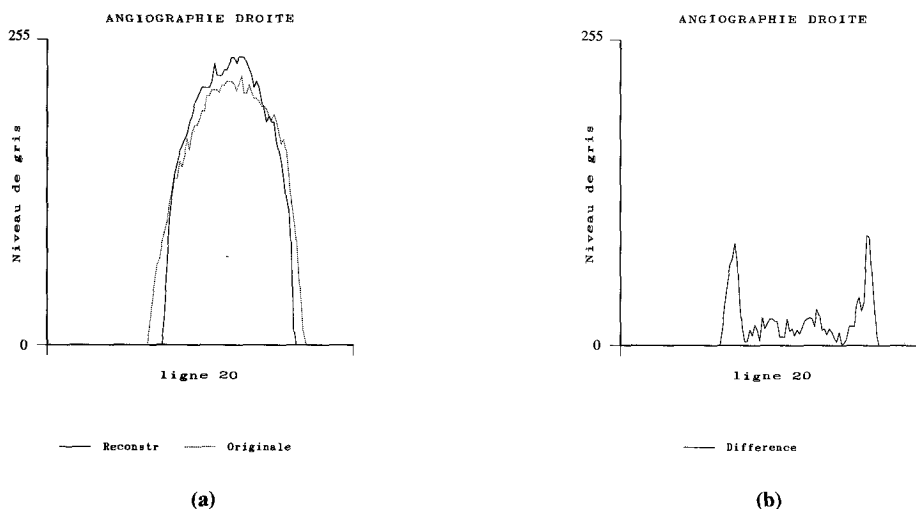


Figure 9. – Ligne 20 de l'angiographie droite (indiquée plus haut par la flèche). (a) : Niveaux de gris de la ligne dans les images originale et reconstruite. (b) : Valeur absolue de la différence.

(liée à la faible qualité des radiographies de contrôle) rend les estimations imprécises. Ces imprécisions seront introduites dans la suite afin de rendre le processus de reconstruction plus robuste.

Tableau 1. – Valeurs calculées de θ , ρ , φ , x_t , y_t et z_t pour les 7 coupes échographiques.

	θ (degrés)	ρ (mm)	φ (degrés)	x_t (mm)	y_t (mm)	z_t (mm)
1	17,9	6,46	67,3	21,58	13,78	13,28
2	18,4	6,30	64,1	20,92	13,28	12,95
3	17,9	6,46	67,3	17,26	11,79	11,12
4	15,1	6,36	65,4	12,95	10,29	8,96
5	15,1	6,36	65,4	11,62	9,63	8,30
6	11,9	6,45	67,1	5,64	7,30	5,64
7	10,2	6,58	69,9	-1,50	4,81	3,65

3.3. RECONSTRUCTION PAR INTERPOLATION

À partir des contours échographiques replacés dans le repère de référence grâce à l'étape de fusion géométrique précédente,

une interpolation linéaire permet de reconstruire une surface 3D régulièrement échantillonnée (avec la même résolution que celle des angiographies). Des interpolations d'ordre supérieur n'apportent ici pas d'amélioration, compte tenu des imprécisions sur les paramètres estimés. Nous avons donc préféré des pré-traitements simples, les imprécisions étant introduites par la suite sous forme de nombres flous.

Le calcul de plusieurs projections de cette reconstruction selon les incidences des angiographies a été réalisé afin de comparer les résultats avec les données originales. Dans ces projections, le niveau de gris est proportionnel à l'épaisseur du vaisseau reconstruit selon la direction de projection. La comparaison avec les angiographies originales gauche et droite (voir la figure 8 pour la comparaison avec l'AN droite) donne de très bons résultats, qui étaient attendus puisque la reconstruction s'appuie sur ces informations. Les quelques différences qui apparaissent sont situées sur les bords du vaisseau (figure 9) et sont dues à la technique d'AN, où les bords sont flous et où l'image du vaisseau est toujours plus large que le vaisseau lui-même [PELL-92].

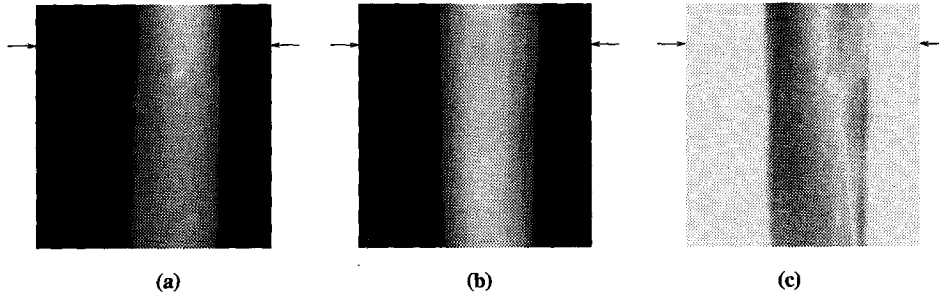


Figure 10. – (a) : Angiographie de face originale. (b) : Projection de face de la reconstruction. (c) : Valeur absolue de la différence entre les niveaux de gris des images précédentes (blanc = 0, noir = 255).

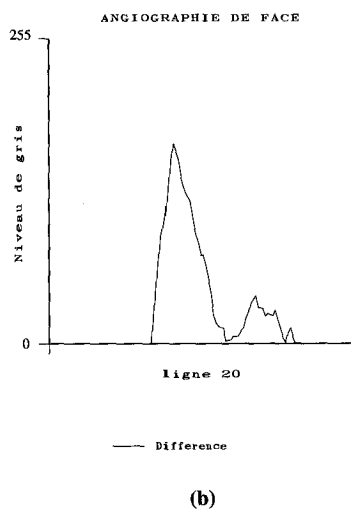
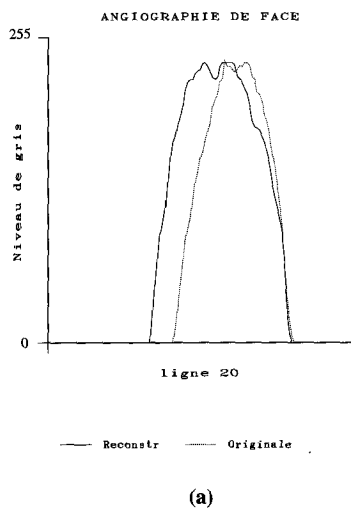


Figure 11. – Ligne 20 de l'angiographie de face (indiquée plus haut par la flèche). (a) : Niveaux de gris de la ligne dans les images originale et reconstruite. (b) : Valeur absolue de la différence.

Une projection de face (plan perpendiculaire à (yoz) et à 45 degrés du plan (xoy)) a été calculée et comparée avec l'angiographie originale de face (figure 10). Cette fois, les résultats sont donc

comparés à des données qui n'ont pas été utilisées pour la reconstruction. Dans ce cas on remarque une différence plus importante, surtout dans la zone supérieure du vaisseau (sur la figure 11, la ligne présentée est celle où les résultats sont les plus mauvais).

Cette première reconstruction constitue néanmoins déjà une amélioration notable par rapport aux techniques d'empilement de coupes EE [ROSE-91], où le vaisseau reconstruit est rectiligne quelle que soit sa courbure réelle, ou celles proposées dans [KLEI-92], où θ , ρ et φ ne sont pas pris en compte.

4. Modélisation floue des variables et mesures

Les résultats binaires obtenus jusqu'à présent ne tiennent pas compte de l'imprécision dont sont entachées les acquisitions, la segmentation et les mesures des paramètres géométriques. Dans cette partie et la suivante, nous nous attacherons à résoudre ce problème.

Les imprécisions sur les paramètres géométriques sont dues non seulement à l'inexactitude de la segmentation réalisée et à l'aspect flou des données mais aussi à l'impossibilité de préciser exactement la marge de variation des paramètres. Il est donc nécessaire de contrôler la répercussion des imprécisions attachées aux mesures sur le résultat global de la reconstruction. En particulier, pour un point donné d'un contour échographique, les imprécisions sur les variables qui interviennent dans le changement de repère se traduisent par une imprécision sur la position du point par rapport à sa position originale dans le repère de référence. Le point considéré peut donc prendre plusieurs positions, avec différents degrés de possibilités. L'ensemble de ces positions avec les degrés associés sera représenté par un ensemble géométrique imprécis, appelé élément structurant (ES), qui sera exploité dans la partie 5 dans un contexte de morphologie mathématique floue.

Pour manipuler l'information incomplète et imprécise, sa modélisation sous forme de variables floues est bien adaptée au problème. Ainsi, le résultat des opérations qui font intervenir ces variables

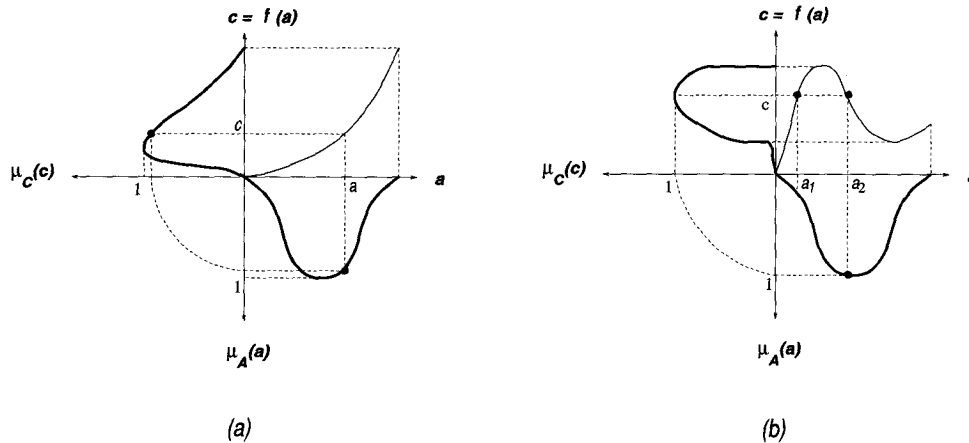


Figure 13. – Transformation d'une variable floue induite par une fonction d'une variable réelle injective (a) ou non injective (b).

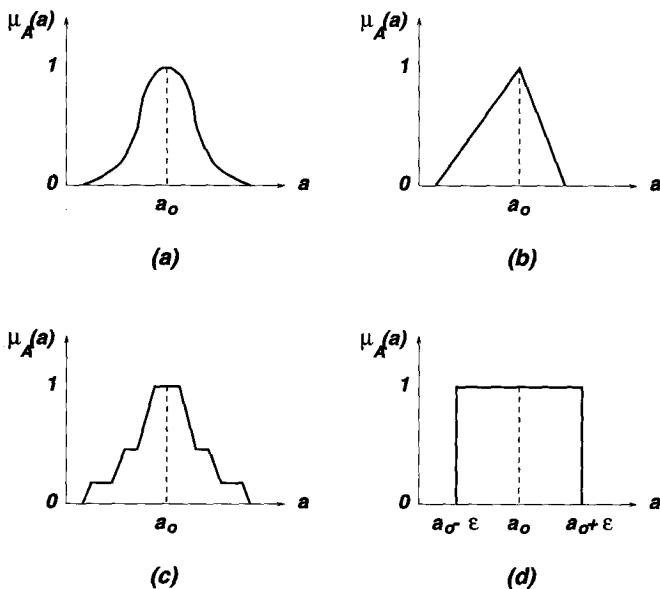


Figure 12. – Ensembles flous représentant une variable imprécise.

et les éléments structurants représentant l'ensemble des positions possibles seront également flous. L'approche que nous adoptons pour cette modélisation a été définie et utilisée dans la théorie des ensembles flous et dans la théorie des possibilités [ZADE-65], [ZADE-78], [DUBO-88] et permet d'exprimer mathématiquement des propositions telles que « la valeur de θ est approximativement égale à la mesure θ_0 obtenue sur une radiographie de contrôle ».

4.1. LE CALCUL DES NOMBRES FLOUS

4.1.1. Définitions

Soit une variable A représentant un phénomène mesurable physiquement. A est définie par une distribution de possibilité μ_A de \mathbf{R} dans $[0,1]$, ou fonction d'appartenance à un ensemble

flou. Les valeurs réelles dont le degré de possibilité est proche de 1 sont les valeurs les plus « possibles » de A . Ici nous considérons des distributions de possibilité normalisées en imposant que le degré de possibilité de la valeur mesurée a_0 soit égal à 1, et telles que $\mu_A(x)$ décroisse strictement lorsqu'on s'éloigne de a_0 . Cette définition de variable floue correspond à un cas particulier des quantités floues et des intervalles flous ([ZADE-65], [DUBO-88]), appelé nombre flou.

L'allure de la courbe représentant un tel ensemble flou est déterminée en fonction de la quantité d'imprécision attachée à la variable qu'il représente, et peut être différente pour chaque variable mesurée. Des exemples de courbes sont présentés sur la figure 12 (a) et (b). La figure 12 (c) présente un exemple où on n'impose pas de décroissance stricte lorsqu'on s'éloigne de a_0 . Lorsque les seuls degrés permis sont 0 et 1, on retrouve le cas binaire (correspondant au calcul d'erreurs classique) (figure 12 (d)) et où toute l'information sur le flou des données est perdue.

4.1.2. Opérateurs

La généralisation d'une opération réelle injective f aux nombres flous s'effectue en exprimant le nombre flou $C = \Phi(A)$, où Φ est induite par f , sous la forme :

$$\forall c \in \mathbf{R}, \quad \mu_C(c) = \mu_{\Phi(A)}(c) = \mu_A(a) \mid a = f^{-1}(c). \quad (5)$$

La figure 13(a) montre un exemple de l'application de cette définition. Dans le cas où f n'est pas injective (figure 13(b)) la distribution de possibilité de μ_C est définie par l'expression suivante :

$$\forall c \in \mathbf{R}, \quad \mu_C(c) = \begin{cases} \sup\{\mu_A(a) \mid a \in f^{-1}(c)\}, \\ 0 \text{ si } f^{-1}(c) = \emptyset. \end{cases} \quad (6)$$

La formule 6 exprime le fait que c a le degré de possibilité de celui des $f^{-1}(c)$ qui est le plus possible.

Considérons maintenant deux variables réelles A_1 et A_2 , représentées par deux nombres flous μ_{A_1} et μ_{A_2} respectivement, et une fonction réelle injective f définie sur \mathbf{R}^2 . Le nombre flou représentant la variable $C = \Phi(A_1, A_2)$, où Φ est induite par f , est défini par l'expression :

$$\forall c \in \mathbf{R}, \quad \mu_C(c) = \begin{aligned} &\mu_{\Phi(A_1, A_2)}(c) \\ &= TN[\mu_{A_1}(a_1), \mu_{A_2}(a_2)] \\ &\text{où } (a_1, a_2) = f^{-1}(c), \end{aligned} \quad (7)$$

où TN est une opération d'intersection entre deux nombres flous (norme triangulaire ou T-norme) [DUBO-85], [DUBO-88], [YAGE-91]. Selon cette expression, c a au plus le degré de possibilité de l'argument le moins possible de f^{-1} . Les T-normes les plus utilisées sont $\min(x, y)$, xy , $\max(0, x + y - 1)$. L'extension de la formule 7 pour une fonction f quelconque non injective s'écrit sous la forme :

$$\forall c \in \mathbf{R}, \quad \mu_C(c) = \begin{cases} \sup\{TN[\mu_{A_1}(a_1), \mu_{A_2}(a_2)] \mid (a_1, a_2) \in f^{-1}(c)\}, \\ 0 \text{ si } f^{-1}(c) = \emptyset. \end{cases} \quad (8)$$

Il existe des formules explicites de calcul pour des opérations simples, déduites de l'équation 8 [DUBO-88]. Par exemple, pour l'addition ($f(A_1, A_2) = A_1 \oplus A_2$), et le produit ($f(A_1, A_2) = A_1 \odot A_2$), on obtient :

$$\begin{aligned} \mu_{A_1 \oplus A_2}(c) &= \sup\{TN[\mu_{A_1}(a), \mu_{A_2}(c-a)] \mid a \in \mathbf{R}\}, \\ \mu_{A_1 \odot A_2}(c) &= \begin{cases} \sup\{TN[\mu_{A_1}(a), \mu_{A_2}(c/a)] \mid a \in \mathbf{R} - \{0\}\} \\ \text{si } c \neq 0, \\ \max[\mu_{A_1}(0), \mu_{A_2}(0)] \text{ si } c = 0. \end{cases} \end{aligned} \quad (9)$$

$$(10)$$

4.2. NOMBRES FLOUS REPRÉSENTANT LES PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES

Nous avons choisi pour définir un nombre flou la forme générale suivante :

$$\mu_A(a) = \frac{1 + \exp(-b)}{1 + \exp[b \cdot (\frac{|a-a_0|}{S} - 1)]}. \quad (11)$$

Cette expression, plus souple que les trapèzes ou les triangles classiquement utilisés, présente l'avantage de permettre un contrôle de la forme et de l'extension du nombre flou grâce aux deux paramètres S et b . S contrôle la largeur de la courbe, b contrôle la forme de la courbe (aplatissement, pente) (figure 14). La valeur $|a - a_0|$ correspond à la distance entre a et la valeur mesurée a_0 .

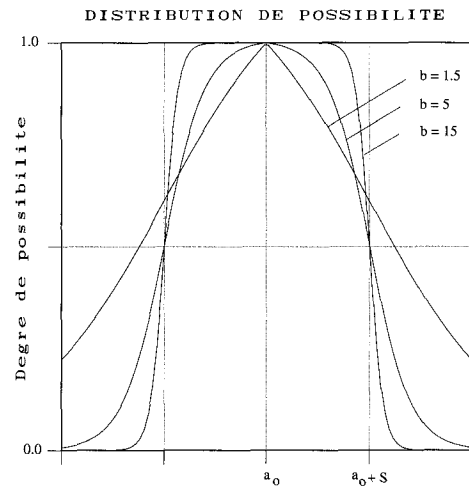


Figure 14. - Distributions de possibilité pour différentes valeurs de b .

Les paramètres b et S sont estimés en fonction de l'imprécision sur les paramètres mesurés.

Pour notre application nous fixons à $1/256$ le degré de possibilité pour une distance égale à $2 \cdot S$, d'où $b = 5,54$ (dans la suite, cette valeur est constante pour tous les paramètres). Puis nous estimons pour chaque paramètre la valeur a qui a le degré de possibilité $0,5$, ce qui détermine le seuil S (pour la valeur de b choisie, $|a - a_0| \approx S$ pour cette valeur de a).

Les pixels déterminés à l'extrémité de la sonde pour la mesure de θ le sont avec la précision de la résolution de l'image. Les valeurs correspondantes de θ ont alors toutes la même possibilité. De plus, l'imprécision attachée à θ est liée à l'imprécision attachée aux deux points extrêmes, et donc une erreur d'un pixel doit être prise en compte. Nous considérons donc que la valeur de θ ayant un degré de possibilité de $0,5$ correspond à une erreur d'un pixel à chaque extrémité de la projection de la sonde. Pour l'expérience considérée, cette erreur correspond à un écart de $\varepsilon_\theta = 3$ degrés par rapport à θ_0 . La distribution de possibilité correspondante est illustrée sur la figure 15 (a).

Si pour le cas d'un angle la mesure est assez précise, pour le cas d'une longueur le problème devient un peu plus difficile à cause de l'absence de netteté des contours sur les images, et parce qu'on ne connaît pas exactement le niveau de gris qui correspond aux bords (qui dépend du réglage de l'appareil et du volume partiel). Pour le calcul de ρ , nous avons affecté un degré de possibilité de $0,5$ aux points s'écartant de $\varepsilon_\rho = 3$ pixels de la valeur mesurée, ce qui fait, pour une résolution de $0,166$ mm par pixel, $\varepsilon_\rho \approx 0,5$ mm (figure 15 (b)). L'angle φ est directement relié à ρ par l'équation 4. L'imprécision attachée à ω est fortement liée aux conditions d'acquisition et est très difficile à estimer. Nous avons donné une valeur représentative de $\varepsilon_\omega = 5$ degrés pour la variation correspondant à un degré de possibilité $0,5$ (figure 15 (c)).

La variation des coordonnées de translation ($\varepsilon_{x_i}, \varepsilon_{y_i}$) correspondant à un degré de possibilité $0,5$ a été estimée à deux pixels de

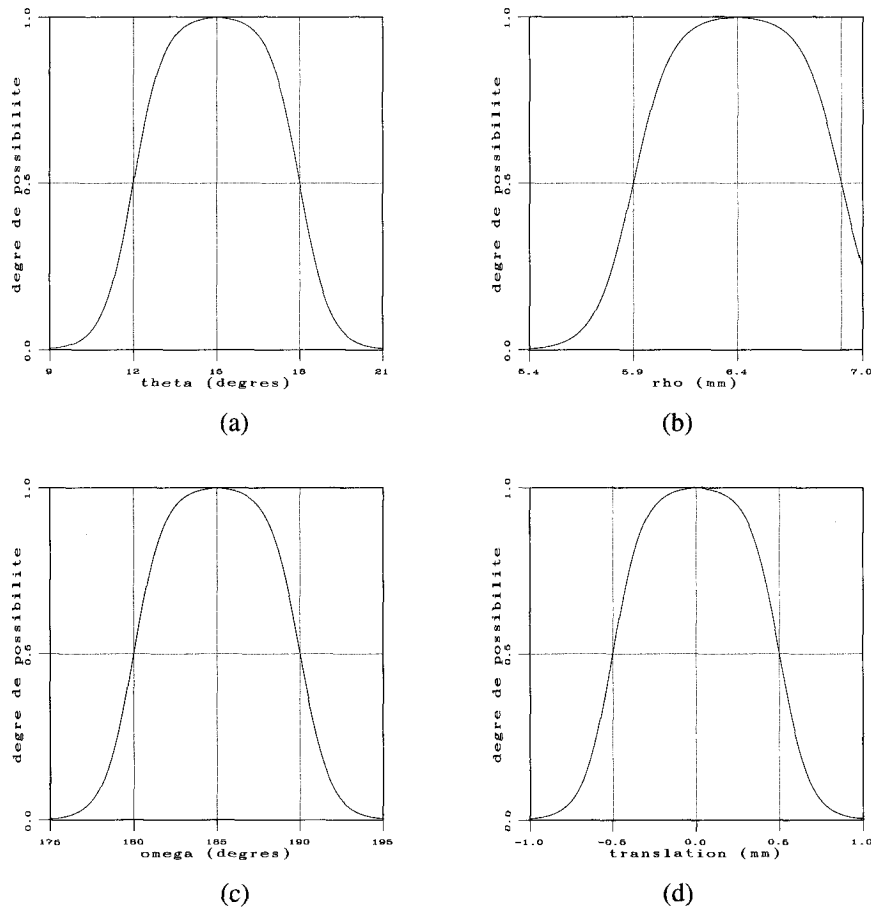


Figure 15. – Distributions de possibilité de θ (a), ρ (b), ω (c), x_t , y_t et z_t (d).

chaque côté dans la localisation de l'extrémité de la sonde plus un pixel provenant de l'imprécision estimée sur le recalage des images. Avec une résolution de 0,166 mm par pixel, on obtient approximativement 0,5 mm (figure 15 (d)).

Bien que la translation selon l'axe z ait été mesurée différemment, l'imprécision sur la variable z_t peut être prise égale à celle sur x_t et sur y_t , soit $\varepsilon_{z_t} = 0,5$ mm pour un degré de possibilité 0,5.

Notons que les imprécisions sur les paramètres sont surestimées pour l'expérience considérée, mais les choix effectués sont raisonnables par rapport à des acquisitions in vivo réelles où d'autres sources d'imprécision sont en jeu.

5. Morphologie mathématique floue et reconstruction 3D

Le problème se pose maintenant dans les termes suivants : comment prendre en compte les imprécisions modélisées dans le chapitre précédent? La morphologie mathématique floue (ΦMM) apparaît comme un outil bien adapté puisqu'elle permet de

propager une imprécision spatiale autour de chaque point servant à la reconstruction, et cela de manière contrôlée, par l'intermédiaire de l'élément structurant [BLOC-94].

5.1. MORPHOLOGIE MATHÉMATIQUE FLOUE

Plusieurs principes de construction de ΦMM ont été proposés dans la littérature [SINH-92], [BLOC-93a] (voir [BLOC-94] pour une revue comparative). Le principe de construction le plus général repose sur la traduction des équations ensemblistes définissant les transformations morphologiques sur des ensembles binaires par leurs équivalents fonctionnels (flous), assurant ainsi que les définitions se réduisent au cas classique dans les cas particuliers où l'élément structurant est binaire ([BLOC-93a], [BLOC-94]). L'intersection est ainsi remplacée par une T-norme TN et la réunion par une T-conorme TCN , ce qui conduit aux définitions suivantes pour la dilatation $D_\nu(\mu)$ et l'érosion $E_\nu(\mu)$ d'un ensemble flou μ par un élément structurant flou ν de \mathbb{R}^3 (TCN est la T-conorme associée à TN par rapport à la

complémentation c :

$$\forall x \in \mathbf{R}^3, D_\nu(\mu)(x) = \sup\{TN[\mu(y), \nu(y-x)] \mid y \in \mathbf{R}^3\}, \quad (12)$$

$$\forall x \in \mathbf{R}^3, E_\nu(\mu)(x) = \inf\{TCN[\mu(y), c(\nu(y-x))] \mid y \in \mathbf{R}^3\}. \quad (13)$$

Ces définitions des opérateurs de base ont d'excellentes propriétés par rapport à la morphologie mathématique et par rapport aux ensembles flous [BLOC-93b]. Tout d'abord, ces opérations sont internes dans l'ensemble des ensembles flous (contrairement à ce qu'on obtiendrait en appliquant directement les définitions de la dilatation et de l'érosion sur des fonctions). Ensuite, toutes les propriétés de la morphologie mathématique (analytiques et algébriques) sont satisfaites (pour ces opérations et pour celles qui en sont dérivées par combinaison telles que l'ouverture et la fermeture), au moins pour certaines T-normes et T-conormes, la plupart étant satisfaites quel que soit le choix de TN et TCN . Enfin, ces définitions héritent des propriétés des T-normes et des T-conormes en termes de fusion de données, de raisonnement sur des données imprécises, et de décision [BLOC-94].

Remplacer un point, éventuellement flou, par un ensemble flou ν représentant les différentes positions possibles de ce point revient à dilater ce point par l'élément structurant flou défini par ν . La dilatation floue est donc exactement l'outil dont nous avons besoin pour introduire les imprécisions spatiales dans les contours détectés. De plus, la propriété de compatibilité de la dilatation floue avec la réunion des ensembles flous (exprimée ici par un "max" des degrés d'appartenance), qui s'écrit :

$$D_\nu[\max(\mu, \mu')] = \max[D_\nu(\mu), D_\nu(\mu')], \quad (14)$$

permet de calculer directement la dilatation d'un ensemble de points par le même élément structurant. Enfin, la propriété d'itération de la dilatation floue, qui s'exprime par :

$$D_{\nu'}[D_\nu(\mu)] = D_{D_{\nu'}(\nu)}(\mu), \quad (15)$$

permet de dilater un ensemble flou successivement par deux éléments structurants ou de manière équivalente par leur dilatation. Ces deux propriétés seront utilisées pour la reconstruction floue (partie 5.3).

5.2. CONSTRUCTION DES ÉLÉMENTS STRUCTURANTS FLOUS

5.2.1. Méthodes envisagées

Pour réaliser la reconstruction floue du vaisseau, la première étape consiste à calculer l'élément structurant flou 3D (ES) de tout point appartenant aux contours échographiques. D'après les équations de changement de repère (1, 2, 3), le calcul des coordonnées (x, y, z) dans le repère de référence d'un point échographique (r, α)

dépend des six variables $\theta, \varphi, \omega, x_t, y_t, z_t$, et de r et α . Pour (r, α) fixé, on pose $(x, y, z) = g(\theta, \varphi, \omega, x_t, y_t, z_t)$.

Ces six variables sont représentées, par des nombres flous $\mu_\theta, \mu_\varphi, \mu_\omega, \mu_{x_t}, \mu_{y_t}, \mu_{z_t}$. L'ES flou 3D associé au point (r, α) est donc représenté par un nombre flou ν défini par $\nu = \Gamma(\theta, \varphi, \omega, x_t, y_t, z_t)$, où Γ est induit par g . Toutes les positions (x, y, z) ayant un degré de possibilité non nul vont constituer le support de l'élément structurant flou 3D associé à ce point échographique. L'expression donnant la distribution de possibilité de ν est déduite directement de l'expression 8 :

$$\forall p \in \mathbf{R}^3, \nu(p) = \begin{cases} \sup\{TN[\mu_\theta(\theta), \mu_\varphi(\varphi), \mu_\omega(\omega), \mu_{x_t}(x_t), \\ \mu_{y_t}(y_t), \mu_{z_t}(z_t)] \\ \mid (\theta, \varphi, \omega, x_t, y_t, z_t) \in g^{-1}(p)\}, \\ 0 \text{ si } g^{-1}(p) = \emptyset. \end{cases} \quad (16)$$

Le calcul de cet élément structurant peut être envisagé selon deux méthodes :

1. calculer, pour tout point $p = (x, y, z) \in \mathbf{R}^3$, la possibilité pour que le point échographique (r, α) occupe cette position;
2. calculer, dans l'espace de définition des variables $\theta, \varphi, \omega, x_t, y_t$ et z_t , les valeurs qui fournissent toutes les positions possibles du point échographique (r, α) dans le repère de référence, avec la possibilité associée; cela n'est possible qu'en prenant des valeurs discrètes dans l'espace de définition des variables, donnant comme résultat aussi des valeurs discrètes dans le repère de référence.

La première démarche fournit une expression formelle pour la distribution de possibilité de ν , qui est obtenue en considérant Γ comme la composition d'opérations élémentaires, telles que celles qui sont données par les équations 9, 10. Cependant, l'extension des opérations arithmétiques n'est pas applicable dans le cas où la représentation de f fait apparaître plus d'une fois le même argument. Prenons par exemple comme fonction f la fonction carré. L'expression de μ_B lorsque $B = A^2$ n'est pas calculable d'après l'expression du produit d'une variable par elle-même ($\mu_{A^2} \neq \mu_{A \odot A}$) mais doit se faire d'après l'expression 5. Or dans les équations de changement de repère (1, 2 et 3), les variables interviennent plusieurs fois, et donc il n'existe pas d'expression formelle pour la distribution de possibilité de ν . Le calcul de la possibilité pour un point $p = (x, y, z) \in \mathbf{R}^3$ pourrait être fait aussi d'après l'expression 16. Cependant, pour appliquer cette expression, il faudrait connaître tous les éléments $e \in \mathbf{R}^6$ tels que $g(e) = p$, et ils forment en général un ensemble infini de valeurs, impossible à calculer.

La deuxième démarche nous semble donc la plus appropriée. Elle consiste à échantillonner le domaine de \mathbf{R}^6 où les variables $\theta, \varphi, \omega, x_t, y_t$ et z_t sont définies, en calculant pour chaque échantillon, d'après l'expression 16, la possibilité associée au point $p = g(\theta, \varphi, \omega, x_t, y_t, z_t) \in \mathbf{R}^3$. On obtient ainsi un ES échantillonné dans \mathbf{R}^3 . Si l'échantillonnage dans l'espace \mathbf{R}^6 est effectué en accord avec celui de l'espace \mathbf{R}^3 , nous obtiendrons un

ES flou 3D discret connexe. L'échantillonnage des variables floues doit donc être assez fin pour que la variation d'un échantillon dans la valeur d'une variable ne provoque pas un déplacement de p de plus d'un échantillon dans l'espace \mathbf{R}^3 .

5.2.2. Échantillonnage des variables floues

Soit R_{ref} la résolution de l'espace 3D qui contient le vaisseau, et Δ_{ref} le pas d'échantillonnage associé. Le calcul du pas maximal d'échantillonnage d'un angle (Δ_{angle}) est effectué selon l'expression suivante :

$$\Delta_{angle} = 2 \cdot \arcsin\left(\frac{\Delta_{ref}}{2 \cdot r_{max}}\right) \quad (17)$$

où le rayon maximal (r_{max}) correspond à la distance maximale entre un point dans un contour échographique et la sonde. Dans l'expérience considérée, $\Delta_{ref} = 0,166$ mm et $r_{max} = 8,0$ mm, donc le pas d'échantillonnage pour θ et ω est de 1,2 degrés. D'après l'expression mathématique choisie pour caractériser les nombres flous, leur support a une largeur égale à 4 fois le seuil, donc pour θ ($S = 3$ degrés) le nombre d'échantillons est de 10 et pour ω ($S = 5$ degrés) il est de 16.

Le pas maximal d'échantillonnage $\Delta\rho$ de ρ correspond au cas où ρ est la longueur réelle de la sonde (L_{sonde}) car en ce point la pente de la courbe $\varphi(\rho)$ prend sa valeur maximale. L'expression de $\Delta\rho$ est la suivante :

$$\Delta\rho = L_{sonde} \cdot [1 - \sin(\arccos(\frac{\Delta_{ref}}{r_{max}}))]. \quad (18)$$

Pour $L_{sonde} = 7,0$ mm, on obtient $\Delta\rho = 1,5 \cdot 10^{-3}$ mm. Comme le seuil de la fonction de possibilité est de 0,5 mm, cela fait 1327 échantillons. Néanmoins, le calcul de l'ES ne prend pas en compte les valeurs pour lesquelles $\rho > L_{sonde}$ (voir figure 15 (b)) et pour une valeur mesurée de ρ proche de L_{sonde} on peut réduire de moitié le nombre d'échantillons utiles.

Le déplacement d'un point dans l'espace 3D à cause de la variation de la valeur de la translation selon un axe est parallèle à cet axe, donc le pas d'échantillonnage des variables x_t, y_t et z_t ($\Delta x_t, \Delta y_t$ et Δz_t respectivement) correspond au pas d'échantillonnage de l'espace 3D, soit $\Delta_{ref} = 0,166$ mm.

5.2.3. Calcul des éléments structurants

Soit une échographie pour laquelle on mesure les paramètres $\theta_0, \rho_0, \omega_0, x_{t_0}, y_{t_0}$ et z_{t_0} , et soit un point du contour de coordonnées (r, α) . Les coordonnées de ce point dans le repère de référence $p = (x, y, z)$ sont obtenues par une fonction de changement de repère f donnée par les équations 1, 2 et 3 :

$$p = f(r, \alpha, \theta_0, \rho_0, \omega_0, x_{t_0}, y_{t_0}, z_{t_0}) = (x_{t_0}, y_{t_0}, z_{t_0}) + r \cdot f'(\alpha, \theta_0, \rho_0, \omega_0). \quad (19)$$

Pour des variations $\Delta\theta, \Delta\rho, \Delta\omega, \Delta x_t, \Delta y_t, \Delta z_t$, le changement de position du point p dans le repère de référence est défini par le vecteur $\Delta p \in \mathbf{R}^3$:

$$\begin{aligned} \Delta p = & (\Delta x_t, \Delta y_t, \Delta z_t) \\ & + r \cdot [f'(\alpha, \theta_0 + \Delta\theta, \rho_0 + \Delta\rho, \omega_0 + \Delta\omega) \\ & - f'(\alpha, \theta_0, \rho_0, \omega_0)]. \end{aligned} \quad (20)$$

Étant donné que les valeurs de θ_0, ρ_0 et ω_0 mesurées ici (voir table 1) varient dans des intervalles réduits (par exemple dans un intervalle de 8 degrés pour θ) pour les coupes traitées, la variation de la position Δp dépend essentiellement des variations des paramètres plus que de la valeur mesurée. Δp s'exprime donc pour toutes les coupes sous la forme :

$$\Delta p = (\Delta x_t, \Delta y_t, \Delta z_t) + r \cdot f_{\Delta}(\alpha, \Delta\theta, \Delta\rho, \Delta\omega). \quad (21)$$

L'ES associé au point (r, α) est donc construit en calculant Δp pour tous les $\Delta\theta, \Delta\rho, \Delta\omega, \Delta x_t, \Delta y_t$ et Δz_t dans le domaine d'existence des variables et avec leur degré de possibilité. Ce processus comporte 4 étapes :

1. obtention d'un premier ES, ν'_1 , avec $f_{\Delta}(\alpha, \Delta\theta, \Delta\rho, \Delta\omega)$,
2. changement d'échelle de ν'_1 d'un facteur r , pour obtenir ν_1 ,
3. obtention d'un ES ν_2 prenant en compte Δp_t ,
4. dilatation floue de ν_1 par ν_2 .

Dans la pratique, la première étape a été réalisée en calculant ν'_1 pour un rayon $r = r_{max}$. Ensuite, dans la deuxième étape la normalisation a été faite par un facteur r/r_{max} afin de ne pas perdre d'information dans ν'_1 à cause de la discrétisation de l'espace 3D.

Dans des conditions d'expérience fixées (mêmes appareils, mêmes réglages, mêmes imprécisions sur les paramètres), la plupart des calculs peuvent être faits une fois pour toutes. C'est essentiellement la deuxième étape (passage de ν'_1 à ν_1) qui dépend du segment vasculaire à reconstruire.

5.3. RECONSTRUCTION FLOUE

La Φ MM nous permet maintenant de proposer une méthode originale de reconstruction 3D, intégrant la fusion géométrique précédente ainsi que les imprécisions sur tous les paramètres modélisés par des ES flous.

Dans une première étape, les imprécisions sur θ, φ (ou de manière équivalente ρ) et ω sont prises en compte pour chaque point $x = (r, \alpha)$ de la surface interpolée V_{bin} sous la forme d'un ES ν_1^x . Puis le degré de possibilité (ou degré d'appartenance au vaisseau reconstruit) attaché à chaque point de l'espace 3D est obtenu comme le maximum des degrés de possibilité en ce point provenant des différents ν_1^x . En réalité, les ν_1 pour des α identiques ne diffèrent que par le changement d'échelle fonction de r et les ν_1 pour des α proches ne diffèrent que très peu. Ces considérations permettent de réduire notablement les temps de calcul en ne calculant qu'un nombre réduit de ν_1 (nous en avons

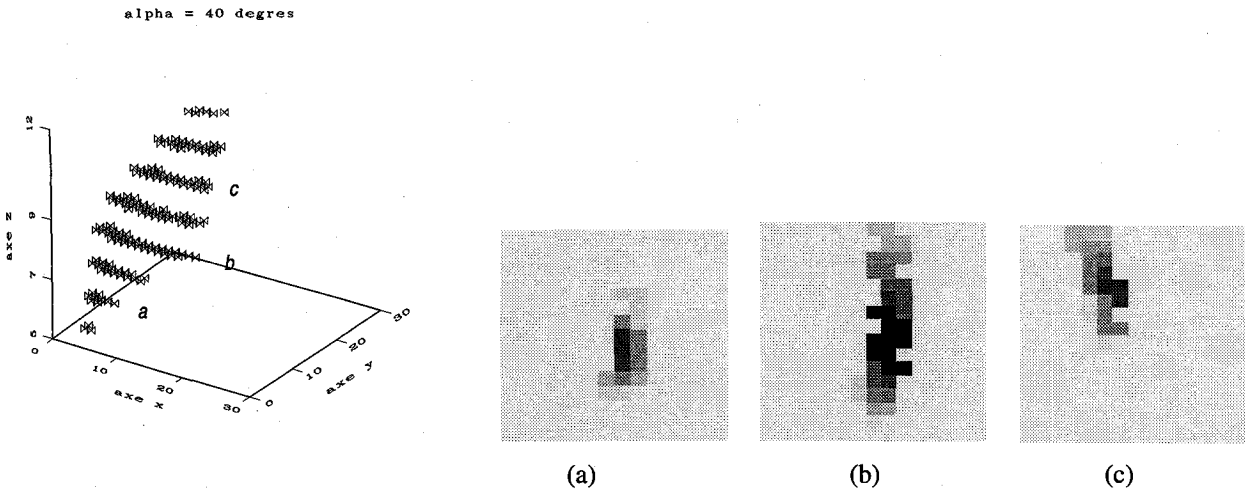


Figure 16. – Support 3D et trois coupes de ν_1 (noir=1, blanc=0 pour les degrés d'appartenance) pour $\alpha = 40$ degrés.

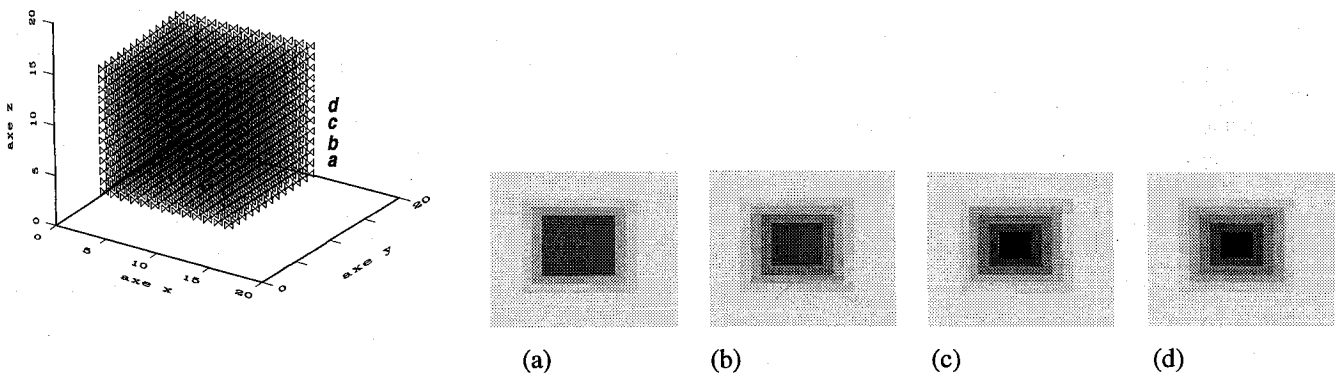


Figure 17. – Support 3D de ν_2 et quatre coupes.

calculé 36, tous les 10 degrés) puis en effectuant les changements d'échelle correspondant à r . Un premier volume flou V_f' est ainsi obtenu :

$$V_f' = \bigcup \{D_{\nu_1^x}(\{x\}) \mid x \in V_{bin}\} \quad (22)$$

dont la fonction d'appartenance vaut :

$$\forall x \in \mathbf{R}^3, \mu_{V_f'}(x) = \sup\{\nu_1^y(x) \mid y \in V_{bin}\}. \quad (23)$$

Dans la deuxième étape, la reconstruction floue finale est obtenue par une dilatation floue par l'ES ν_2 , prenant en compte les imprécisions sur les paramètres de translation x_t, y_t et z_t . Comme ν_2 est constant sur tout le volume, les propriétés 14 et 15 évitent de dilater chaque ν_1^x par ν_2 et permettent d'effectuer une seule dilatation floue, directement sur le volume flou V_f' :

$$\begin{aligned} V_f &= \bigcup \{D_{D_{\nu_2}(\nu_1^x)}(\{x\}) \mid x \in V_{bin}\} \\ &= \bigcup \{D_{\nu_2}[D_{\nu_1^x}(\{x\})] \mid x \in V_{bin}\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &= D_{\nu_2} \left[\bigcup \{D_{\nu_1^x}(\{x\}) \mid x \in V_{bin}\} \right] \\ &= D_{\nu_2}(V_f'). \end{aligned} \quad (24)$$

La figure 16 représente le support 3D de ν_1 et trois coupes de ce support orthogonales à l'axe z où le niveau de gris est proportionnel au degré de possibilité, pour $\alpha = 40$ degrés. De la même manière, la figure 17 représente le support 3D de ν_2 et quatre coupes orthogonales à l'axe z .

La figure 18 présente une coupe transversale du vaisseau reconstruit, aux différentes étapes du processus : reconstruction binaire par simple fusion géométrique (a), première reconstruction floue tenant compte des imprécisions sur les trois angles θ, ϕ (ou ρ de manière équivalente) et ω (b), et reconstruction finale après la dilatation floue prenant de plus en compte les imprécisions sur les variables de translation x_t, y_t et z_t (c). La figure 19 présente l'angiographie droite originale et les surfaces intérieures et extérieures du vaisseau reconstruit, projetées selon la même incidence que l'angiographie, où les valeurs d'appartenance au vais-

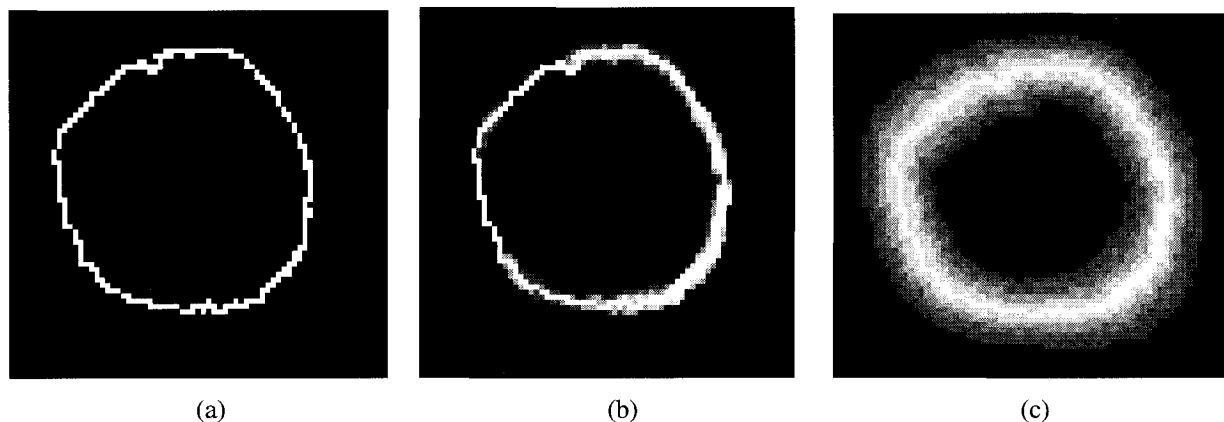


Figure 18. – Coupe parallèle au plan (yoz) de la reconstruction à différentes étapes. (a) : Reconstruction binaire. (b) : Reconstruction floue avec les imprécisions sur θ , ρ et ω . (c) Reconstruction finale après la dilatation floue (avec toutes les imprécisions).

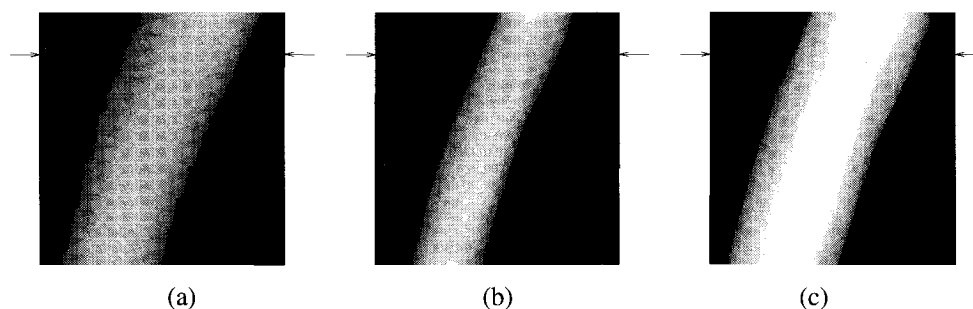


Figure 19. – (a) : Angiographie de face originale. (b) : Projection de face de la surface interne du vaisseau reconstruit (seuil à 0,5). (c) : Projection de face de la surface externe du vaisseau reconstruit (seuil à 0,5).

seau ont été seuillées à 0,5. Les profils densitométriques (pour une ligne) illustrés sur la figure 20 montrent que celui de l'angiographie originale est toujours compris entre les deux profils intérieurs et extérieurs de la reconstruction. Le même type de résultat est obtenu pour les projections de face (figures 21 et 22). Le seuil de décision à 0,5 conserve beaucoup d'imprécision dans le résultat mais élimine toutes les contradictions qu'on avait avec la reconstruction binaire (voir figures 9 et 11). La reconstruction floue permet donc de prendre une meilleure décision, puisqu'elle intègre toutes les données du problème sur les imprécisions.

6. Conclusion

Nous avons proposé dans cet article une approche entièrement originale pour la reconstruction de segments vasculaires par fusion de données AN et EE. Les principaux atouts de la méthode sont les suivants :

- la modélisation complète des deux modes d'acquisitions et des données qui en sont obtenues a permis d'obtenir une première reconstruction binaire du vaisseau à partir des contours extraits des coupes échographiques et d'une méthode de fusion

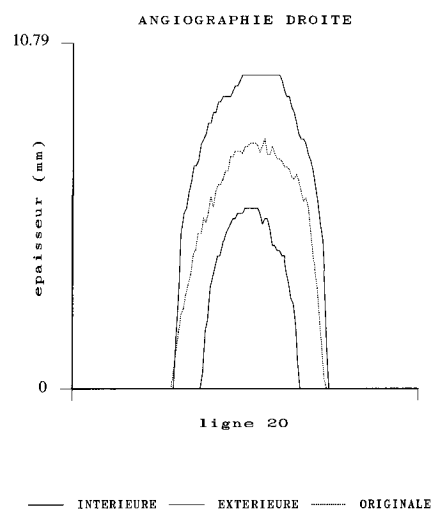


Figure 20. – Ligne 20 de l'angiographie droite (indiquée plus haut par la flèche).

géométrique permettant de déterminer tous les paramètres à partir des différentes images disponibles; cette première étape constitue déjà une nette amélioration par rapport aux méthodes

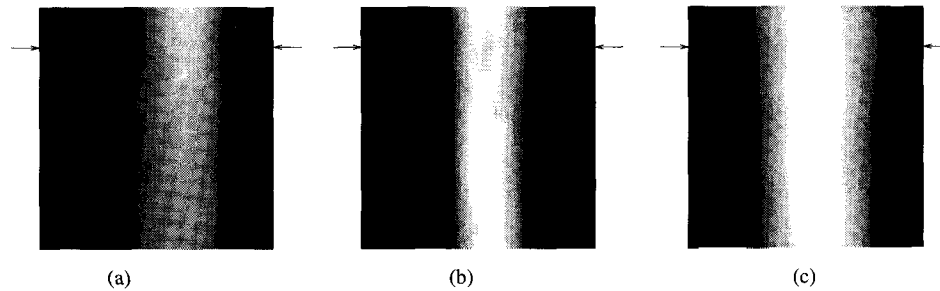


Figure 21. – (a) : Angiographie de face originale. (b) : Projection de face de la surface interne du vaisseau reconstruit (seuil à 0,5). (c) : Projection de face de la surface externe du vaisseau reconstruit (seuil à 0,5).

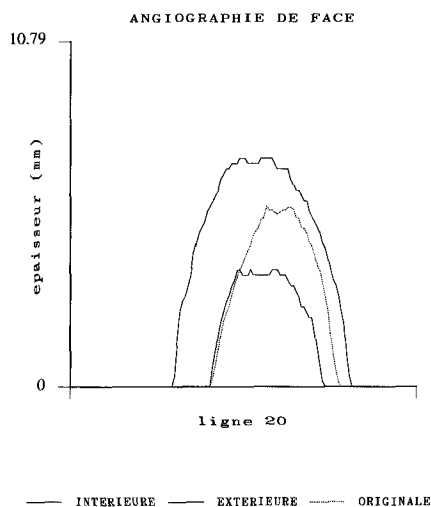


Figure 22. – Ligne 20 de l'angiographie de face (indiquée plus haut par la flèche).

de reconstruction à partir d'EE ou d'AN seulement présentées dans la littérature;

- la modélisation floue des paramètres géométriques a permis de prendre en compte l'imprécision dont ils sont entachés dans un processus de reconstruction du vaisseau sous forme de volume flou;
- la morphologie mathématique floue est un outil puissant pour effectuer cette reconstruction floue : l'imprécision sur la position du contour du vaisseau est propagée dans un voisinage de la surface obtenue par la reconstruction binaire, de manière contrôlée par des éléments structurants flous représentant les imprécisions sur tous les paramètres géométriques;
- la méthode proposée ouvre la voie vers une dernière étape de fusion, prenant en compte l'information sur l'épaisseur des vaisseaux fournie par l'AN : le volume flou obtenu peut être combiné avec un deuxième volume flou issu d'une reconstruction à partir des seules angiographies [PELL-93], [PELL-94] auquel on ajoute les imprécisions dues à la détection des contours sur

l'AN et sur l'estimation de l'épaisseur du vaisseau; des méthodes non probabilistes sont bien adaptées à la fusion de ces deux volumes imprécis (ensembles flous [ZADE-65] ou théorie des croyances [SHAF-76]).

Il s'agit donc d'une méthodologie complète, allant de l'acquisition des données à la reconstruction finale prenant en compte toutes les informations des différentes modalités ainsi que les imprécisions qui y sont attachées. Cependant, certaines étapes du processus pourraient être améliorées : détermination automatique et robuste des paramètres (en particulier de l'angle ω de rotation de la sonde sur elle-même), et estimation de l'imprécision à prendre en compte dans les distributions de possibilité. Cela nécessiterait un jeu plus important de vaisseaux à reconstruire, dans des conditions d'expérience proches des situations réelles. Ces tests plus complets permettront également de valider cette étude préliminaire.

Néanmoins, les premiers résultats obtenus démontrent clairement la faisabilité de la méthode et l'intérêt d'exploiter les informations issues de différentes modalités pour améliorer la reconstruction 3D des vaisseaux sanguins, sans modèle mathématique a priori de la forme des vaisseaux. L'introduction explicite des imprécisions dans le processus permet d'éliminer les ambiguïtés et les contradictions qu'on aurait dans une reconstruction simple à partir d'une seule modalité et conduit à une décision sur la morphologie réelle des vaisseaux par fusion de ces données imprécises.

BIBLIOGRAPHIE

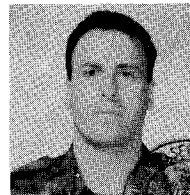
- [BEAT-90] K. J. Beatt, P. W. Serruys, *Restenosis Following Coronary Angioplasty*, Int. Journal of Cardiac Imaging, vol. 5, No-2-3, 155-162, 1990.
- [BEZD-81] J. C. Bezdek, *Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms*, Plenum, New-York, 1981.
- [BLOC-93a] I. Bloch, *Normes et conormes triangulaires : un outil général pour la construction de morphologies mathématiques floues*, Rapport de recherche Télécom Paris 93D001, janvier 1993.
- [BLOC-93b] I. Bloch, *About Properties of Fuzzy Mathematical Morphologies : Proofs of Main Results*, Rapport de recherche Télécom Paris 93D023, décembre 1993.
- [BLOC-94] I. Bloch, H. Maître, *Fuzzy Mathematical Morphologies : A Comparative Study*, Rapport de recherche Télécom Paris 94D001, 1994, To appear in Pattern Recognition.
- [DUBO-85] D. Dubois, H. Prade, *A Review of Fuzzy Set Aggregation Connectives*, Information Sciences 36, 85-121, 1985.

- [DUBO-88] D. Dubois, H. Prade, *Théorie des possibilités, applications à la représentation des connaissances en informatique*, Masson, Paris, 1988.
- [FINE-93] G. Finet, E. Maurincomme, A. Tabib, R. J. Crowley, I. Magnin, R. Roriz, J. Beaune, M. Amiel, *Artifacts in Intravascular Ultrasound Imaging : Analyses and Implications*, Ultrasound in Medicine & Biology, 1993.
- [GARR-91] M. Garreau, J. L. Coatrieux, R. Collorec, C. Chardenon, *A Knowledge Based Approach for 3D Reconstruction and Labeling of Vascular Networks from Biplane Angiographic Projections*, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 10, No-2, 122-131, 1991.
- [HOFF-89] H. Hoff, A. Korbijn, T. H. Smit, J. F. F. Kinkhamer, N. Bom, *Imaging Artifacts in Mechanically Driven Ultrasound Catheters*, Int. Journal of Cardiac Imaging, Vol. 4, No.2-4, 195-199, 1989.
- [KENE-89] TR. O. Kenet, E. M. Herrold, G. J. Jearney, K. K. Wong, J. P. Hill, J. S. Borer, *3D Quantitative Assessment of Coronary Luminal Morphology using Biplane Digital Angiography*, Proc. IEEE Comput. Cardiology, Jerusalem, 13-17, 1989.
- [KITN-89] R. I. Kitney, L. Moura, K. Straughan, *3D Visualization of Arterial Structures using Ultrasound and voxel Modelling*, Int. Journal of Cardiac Imaging, Vol. 4, No.2-4, 135-143, 1989.
- [KLEI-92] H. M. Klein, R. W. Gunther, M. Verlande, W. Schneider et al., *3D-Surface Reconstruction of Intravascular Ultrasound Images using Personal Computer Hardware and a Motorized Catheter Control*, Cardiovascular Interventional Radiology, vol. 15, 97-101, 1992.
- [MAUR-92] E. Maurincomme, I. Magnin, G. Finet, R. Goutte, *Methodology for Three-Dimensional Reconstruction of Intravascular Ultrasound Images*, SPIE Medical Imaging IV : Image Capture, Formatting and Display, vol. 1653, 26-34, 1992.
- [PELL-92] C. Pellot, A. Herment, M. Sigelle, P. Horain, P. Peronneau, *Segmentation, Modelisation and Reconstruction of Arterial Bifurcations in Digital Angiography*, Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 30, 576-783, 1992.
- [PELL-93] C. Pellot, A. Herment, M. Sigelle, I. Bloch, *Markovian Approach for 3D Reconstruction of Vessels from Two Views*, SPIE Mathematical Methods in Medical Imaging II, Vol. 2035, 242-254, 1993.
- [PELL-94] C. Pellot, A. Herment, M. Sigelle, P. Horain, H. Maître, P. Peronneau, *A 3D Reconstruction of Vascular Structures from Two X-Ray Angiograms Using an Adapted Simulated Annealing Algorithm*, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 13, No-1, 48-60, March 1994.
- [ROEL-89] J. Roelandt, P. W. Serruys, *Intraluminal Real-Time Ultrasonic Imaging : Clinical Perspectives*, Int. Journal of Cardiac Imaging, Vol. 4, No.2-4, 89-95, 1989.
- [ROSE-91] K. Rosenfield, D. W. Losordo, K. Ramaswamy, J. O. Pastore, R. E. Langevin, S. Razvi, B. D. Kosowsky, J. M. Isner, *Three-Dimensional Reconstruction of Human Coronary and Peripheral Arteries from Images Recorded During Two-Dimensional Intravascular Ultrasound Examination*, Circulation, Vol. 84, 1938-1956, 1991.
- [SHAF-76] G. Shafer, *A Mathematical Theory of Evidence*, Princeton University Press, 1976.
- [SINH-92] D. Sinha, E. R. Dougherty, *Fuzzy Mathematical Morphology*, Journal of Visual Communication and Image Representation, Vol. 3, No-3, 282-302, 1992.
- [SURE-93] F. Sureda, *Fusion de données par ensembles flous et théorie de Dempster-Shafer en imagerie IRM du cerveau*, Rapport de Mastère Image et Systèmes de Télévision, Télécom Paris, 1993.
- [TRAN-92] L. van Tran, R. C. Bahn, P. W. Serruys, *Reconstructing the Cross Sections of Coronary Arteries from Biplane Angiograms*, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 11, 517-529, 1992.
- [YAGE-91] R. R. Yager, *Connectives and Quantifiers in Fuzzy Sets*, Fuzzy Sets and Systems 40, 39-75, 1991.
- [ZADE-65] L. A. Zadeh, *Fuzzy Sets*, Information and Control 8, 338-353, 1965.
- [ZADE-78] L. A. Zadeh, *Fuzzy Sets as a Basis for a Theory of Possibility*, Fuzzy Sets and Systems 1, 3-28, 1978.

Manuscrit reçu le 19 mai 1994.

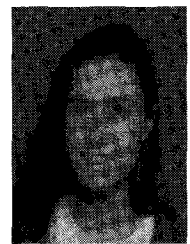
LES AUTEURS

F. SUREDA



Francisco SUREDA est né en 1968. Il est titulaire d'un diplôme d'ingénieur de l'ETSE Télécom de Barcelone en 1992 et d'un mastère de Télécom Paris en 1993. Son principal centre d'intérêt est le traitement d'images médicales 2D et 3D, en particulier pour la classification et la reconstruction 3D.

I. BLOCH



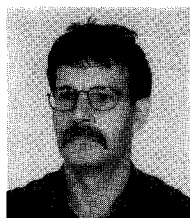
Isabelle BLOCH est née en 1964. Ingénieur Civil des Mines de Paris en 1986, elle soutient sa thèse de doctorat en 1990 à Télécom Paris. Elle est maîtresse de conférences à Télécom Paris. Son activité de recherche est consacrée au traitement d'images et d'objets 3D, aux ensembles flous, à la morphologie mathématique 3D et floue, à la fusion de données en traitement d'images, à la théorie de la décision, à l'imagerie médicale et satellitaire, à la géométrie discrète et algorithmique 3D.

C. PELLOT



Claire PELLOT est née en 1965. Titulaire du DEA d'Imagerie Médicale de Paris XI en 1988, elle soutient sa thèse de doctorat en 1991. Chargée de recherches à l'INSERM depuis 1993, elle consacre son activité à la reconstruction tridimensionnelle des structures cardiovasculaires à partir de données incomplètes. Son principal centre d'intérêt consiste dans la reconstruction des lésions vasculaires à partir des données d'angiographie et d'échographie.

A. HERMENT



Alain HERMENT est né en 1948. Titulaire du DEA d'Electronique de Paris VII en 1976, Il soutient une thèse de docteur ingénieur en 1981 et un doctorat en sciences physiques en 1984. Il travaille à l'INSERM depuis 1977. Son activité s'est d'abord développée dans le traitement des signaux d'échographie et de vélocimétrie ultrasonores. Depuis 1989, il consacre son activité à l'extraction de données morphologiques et fonctionnelles cardiovasculaires par traitement des images radiologiques et ultrasonores.