

Utilisation d'un fantôme dans la segmentation d'images IRM de flux

Guillaume Trébuchet¹, Jean-Baptiste Fasquel¹, Christine Cavaro-Ménard¹, Serge Willoteaux²

¹LISA, Université d'Angers, 62 avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers - France

²Cardioprotection, Remodelage et Thrombose (CRT), UPRES EA 3860, Université d'Angers, UFR Sciences Médicales, Rue Haute de Reculée, 49045 ANGERS CEDEX 01

guillaume.trebuchet@etud.univ-angers.fr; Jean-Baptiste.Fasquel@univ-angers.fr; Christine.Menard@univ-angers.fr; SeWilloteaux@chu-angers.fr

Résumé

L'automatisation de l'analyse d'images médicales est un enjeu majeur pour le diagnostic assisté par ordinateur. Nous nous intéressons ici à la validation d'un algorithme de segmentation automatique d'images IRM en contraste de phase, dédiée à l'étude des flux dans les carotides. Nous présentons un mannequin ou fantôme dont l'objectif est de reproduire, de manière contrôlée, l'écoulement du sang dans les carotides. Nous montrons comment ce type de système peut s'avérer plus viable, pour évaluer un algorithme, qu'une référence basée sur une segmentation manuelle. L'algorithme utilisé pour ces expériences repose sur les contours actifs, dont les paramètres ont été optimisés par rapport aux caractéristiques connues du fantôme. On montre les résultats obtenus par segmentation automatique sont nettement plus conformes que ceux par segmentation manuelle, soulignant la variabilité de l'opérateur manuel même expert, sur une séquence d'images.

Mots-clés: fantôme, segmentation, IRM, vélocimétrie, contraste de phase

1 Le fantôme en IRM de flux

Quelque soit la modalité d'imagerie, des fantômes sont utilisés afin de calibrer les systèmes d'acquisition ou simuler des caractéristiques morphologiques ou physiologiques.

Comme le rapporte Jannin [1], trois principaux types d'ensembles de données de validation peuvent être distingués: les simulations numériques, les fantômes physiques et ensembles de données cliniques. En acquérant des images de fantômes physiques, on peut contrôler la géométrie de l'ensemble des données de validation et prendre en compte les conditions physiques de l'acquisition de l'image. Le fantôme a également l'avantage de permettre d'avoir une méthode d'acquisition reproductible et non invasive. Notre étude a conduit à se focaliser sur un fantôme spécifique correspondant à la géométrie et la physiologie de la carotide (figure 1). En IRM et plus particulièrement en imagerie de flux, peu de papiers décrivent des fantômes de flux. Frayne [2] et Spilt [3] utilisent un modèle de fantôme composé d'une pompe avec un piston permettant de simuler les flux pulsés.

Une des principales contraintes de la réalisation d'un fantôme dans un environnement tel qu'IRM est de le rendre totalement amagnétique ou de sortir à l'extérieur de la cage de Faraday les éléments magnétique (dans notre cas la pompe comme illustré dans la figure 2).

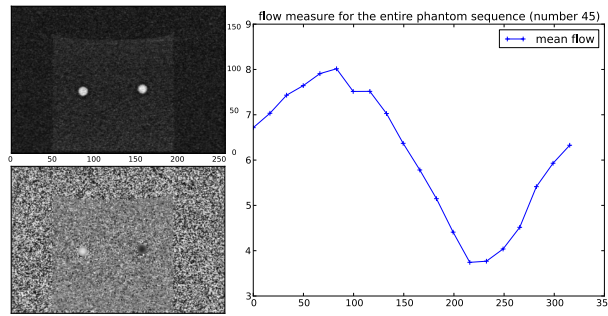


Figure 1: Profil de débits du fluide circulant dans une section du fantôme au cours du temps (ms).

2 fantôme réalisé

Notre fantôme (figure 3) se compose de trois éléments principaux : un système de pompage, de tuyaux et d'une boîte simulant une structure vasculaire.

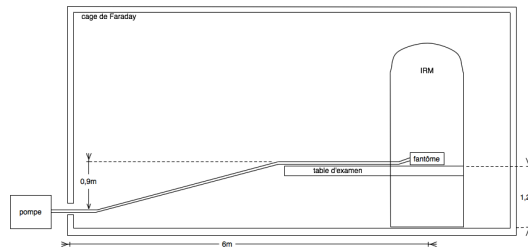


Figure 2: Schéma général de l'environnement de la salle d'IRM.

Le système de pompage est constitué d'une pompe de type péristaltique à galets (3 galets) permettant d'obtenir un fluide pulsé, commandé par un variateur électronique de vitesse.

La pompe utilisée est une pompe de la marque Boyser, le modèle est le DS-M.

Le moteur contrôlant la pompe est un moteur triphasé de 50 Hz de 0.18 kW à ventilation forcée. Il est complété par un module à galet permettant d'utiliser des tuyau de 3.2 à 8 mm en théorie, car notre tuyau de 11 mm de diamètre externe (et de 7 mm de diamètre interne) est compatible.

Les variateurs de vitesse électroniques sont omniprésents dans le monde industriel et tertiaire. Ils permettent de préserver la longévité et la qualité des machines et des équipements mais aussi d'optimiser les coûts d'exploitation, notamment en réduisant les consommations énergétiques. Ils permettent également de faire baisser le stress mécanique et contribuent ainsi à l'allongement de la durée de vie des équipements. Dans notre cas, le variateur a pour fonction la commande du moteur de notre pompe. Nous avons choisi un variateur de la marque Leroy Somer, le modèle est le Digidrive SK 1M, compatible avec le moteur de la pompe.

Afin de simuler les vaisseaux et leur paroi il faut utiliser un tuyau. Raymond et al [4] ont rapporté dans leur étude que les artères carotides communes avaient une taille de lumière¹ comprise entre 6 et 7 mm pour sa partie distale² et entre 12 et 13.5 mm pour sa partie proximale. Nous avons donc choisi un tuyau compris dans cette gamme de diamètres et compatible avec le

¹Lumière: l'intérieur d'un organe tubulaire en anatomie, ici, cela correspond au volume interne du vaisseau dans lequel circule le sang

²Distale: correspond à la partie la plus éloignée par rapport à un organe et s'oppose au terme proximal (plus près).

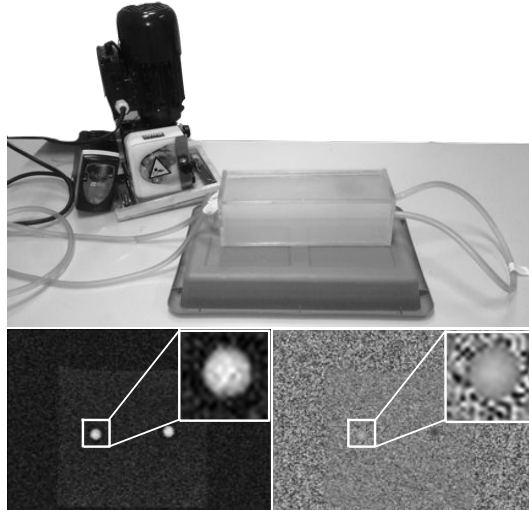


Figure 3: Fantôme de carotide avec un exemple d'images d'amplitude et de phase.

système de galets fixé sur la pompe. Notre choix c'est porté sur un tuyau utilisé en clinique qui est une tubulure médicale d'aspiration non stérile de diamètre interne de 7 *mm* et externe de 11 *mm* référencée par le code TA57 de la marque CAIR LGL.

De plus, afin d'obtenir un fluide ayant des caractéristiques rhéologiques proches de celles du sang, nous avons choisi de nous baser sur le "blood mimicking fluid" produit par Simutec. Il est composé d'eau (60%) et de glycerol (40%) afin de rapprocher de la viscosité du sang [5, 3, 6].

Le fantôme est composé d'une boîte traversée dans sa longueur par deux fois par un tuyau de diamètre identique simulant la paroi d'un vaisseau comme illustré dans la figure 4.

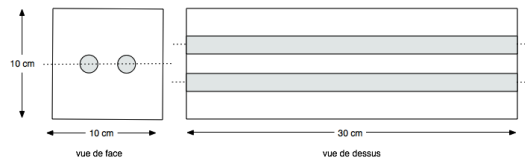


Figure 4: Schéma d'une vue de face et de dessus d'une boîte en verre synthétique composant le fantôme.

3 Mode opératoire et protocole d'acquisition

L'évaluation des segmentations est réalisée à partir de segmentations théoriques pour le fantôme ainsi que des segmentations semi-automatiques réalisées par contours actifs basés sur une approche région. Une illustration de segmentation manuelle réalisée à partir de notre application est présentée figure 5. Elle se compose d'un module de chargement (partie basse) des données sources (images d'amplitude et de phase) et du répertoire cible et d'un module de visualisation (partie haute) sur lequel des interactions avec le clavier et la souris sont possible afin de segmenter manuellement les vaisseaux.

Leur évaluation est réalisée de la manière suivante et ce, pour chaque image de la séquence: tout d'abord, un contour initial circulaire et interne à la lumière du vaisseau est déterminé automatiquement pour les images du fantôme.

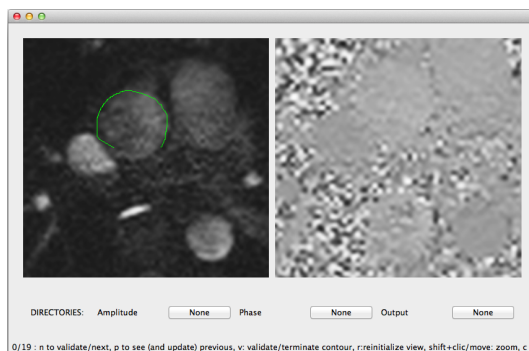


Figure 5: Application de construction de segmentations manuelles, l’image utilisée est une coupe axiale stricte de la crosse aortique et la segmentation est réalisée sur l’aorte ascendante.

Concernant l’initialisation du fantôme, le centre du contour initial est déterminé par ajustement, sur l’image d’amplitude, d’une gaussienne sur la lumière du vaisseau. Notons que ces images ont été acquises à partir du fantôme dont nous connaissons parfaitement la géométrie.

Les contours semi-automatiques sont réalisés sur la première image à partir de cette initialisation puis sur une séquence complète par répercution de chaque contour obtenu grâce à la coupe précédente et utilisé comme initialisation pour les contours segmentant l’image suivante.

Par la suite, les contours obtenus par les méthodes semi-automatiques sont comparés aux contours théoriques pour les images issues du fantôme grâce à des mesures ”images” telles que la sensibilité, la spécificité et la similarité[7].

Les acquisitions ont été réalisées à partir d’un IRM 1.5T de type Avanto (Siemens, Erlangen Allemagne). Lors de ces acquisitions, l’antenne corps (incluse dans la table d’examen sur laquelle s’allonge le patient) ainsi qu’une antenne thoracique ont été utilisées pour générer les images et ce, avec un temps d’écho (TE) de 4.08 ms, un temps de répétition (TR) de 69.25 ms, un angle de bascule de 30° et une épaisseur de coupe de 5.5 mm.

Sachant qu’en routine clinique, cette séquence en contraste de phase est synchronisée soit par l’ECG du patient, soit par son pouls, il a fallu également simuler un déclenchement des acquisitions dans le cas où celles-ci sont faites avec le fantôme. La console d’acquisition permet, en ”mode recherche”, de pouvoir simuler un tel signal. Afin d’être correctement synchronisé, il a fallu déterminer les bonnes fréquences de synchronisation, ceci a été possible grâce aux mesures préalables de fréquence de rotation du moteur réalisées sur le fantôme et présentées dans le tableau 1.

(Hz)	450	700	800	900	1000	1350
eau	93,35	∅	∅	182,85	∅	258,98
eau + glycerol	92,20	143,29	163,58	181,30	202,07	273,44

Table 1: Résultats des mesures de nombre de pulsations par minute pour différents fluides et différentes vitesses de rotation

4 Résultats

Dans cette section, nous étudierons qu’une seule séquence, l’objectif étant de comparer l’efficacité d’une segmentation en disposant de la connaissance de la géométrie du tube.

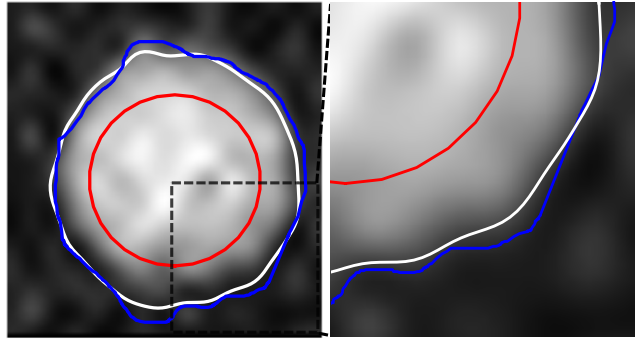


Figure 6: Exemple de résultat d'une segmentation obtenue sur une image du fantôme, utilisant les contours actifs (blanc) à partir d'un cercle initial (rouge), comparativement à une segmentation manuelle (bleue).

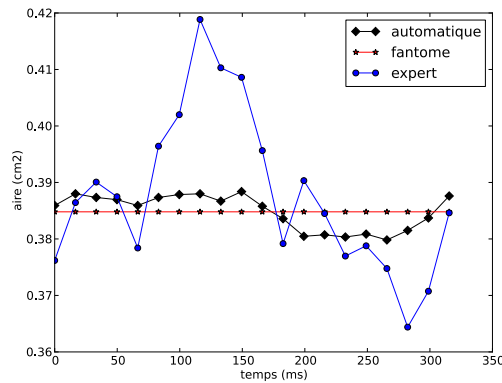


Figure 7: Évolution de l'aire segmentée au cours de d'une séquence acquise sur le fantôme. La ligne horizontale représente la valeur de l'aire de la section du tube a priori.

Les segmentations ont été initialisées en plaçant automatiquement un cercle dans la lumière de la carotide (illustré par le contour rouge de la figure 6). Ce cercle a été automatiquement déformé à chaque instant à partir des images d'amplitude afin de fournir une segmentation des images d'amplitude sur toute la séquence. Les contours résultats (illustré par le contour blanc de la figure 6) ont été finalement utilisés sur la séquence entière afin de délimiter la zone sur les images de phase dans laquelle les flux ont été estimés. A des fins de comparaison, la séquence a également été segmentée manuellement par un expert radiologue.

En raison de la rigidité du fantôme, nous supposons que le tube reste statique et n'est pas déformée par les variations de pression, conduisant donc à des cercles de surface constante et d'emplacement constant dans la séquence d'images.

À des fins d'évaluation, les paramètres de l'algorithme de segmentation ont été optimisés afin de minimiser la différence entre les aires des régions segmentées (en moyenne sur la totalité de la séquence) et l'aire a priori connue de la section de tube. L'optimisation des paramètres n'a pas été effectuée en maximisant la similarité entre les segmentations automatiques et un a priori sur la géométrie circulaire et rigidité du tube. Cela a été motivé par le fait (observé expérimentalement) que les cercles soient parfaitement réguliers comparés aux contours bruités: les forces internes étaient trop fortes, en empêchant que des forces extérieures aient tendance à attirer le contour vers les limites observées.

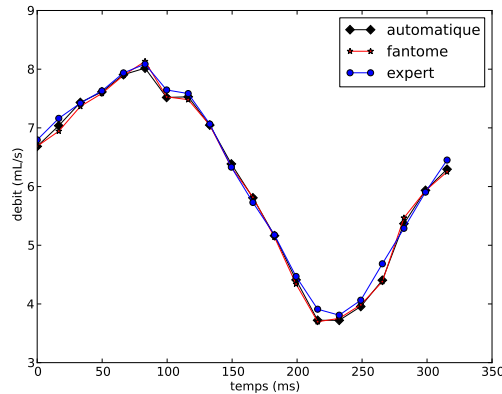


Figure 8: L'évolution des débits mesurés grâce aux segmentations théoriques (fantôme), manuelles (expert) et aux contours actifs (automatique) au cours d'une séquence du fantôme.

	Contours actifs	Expert	Fantôme
indice de similarité moyen	0.98	0.96	-
aire moyenne (cm^2)	0.385	0.388	0.385
erreur sur l'aire moyenne (cm^2)	0.009	0.013	-
erreur sur l'aire moyenne (%)	2.3	3.3	-
débit moyen (ml/s)	6.098	6.157	6.08
erreur sur le débit moyen (ml/s)	0.040	0.103	-
erreur sur le débit moyen (%)	0.7	1.7	-

Table 2: Tableau de statistiques sur une séquence du fantôme: valeurs moyennes et erreurs relatives à l'aire et aux débits mesurés (figures 7 et 8). Les erreurs moyennes sont obtenues par comparaisons avec les valeurs moyennes d'aire et de débits du fantôme.

La figure 6 fournit un exemple de résultat de la segmentation. Notons que la segmentation par contours actifs (contour blanc) apparaît encore meilleure que celle effectuée manuellement par l'expert (contour bleu), soulignant la difficulté de construire des segmentations manuelles appropriées requises à des fins d'évaluation [8]. Ceci justifie la pertinence de la mise en œuvre d'un fantôme de carotide.

La figure 7 rapporte l'évolution des aires mesurées au cours de la séquence du fantôme. On constate une forte variation au cours de la séquence de l'aire segmentée par l'expert (courbe bleue sur la figure 7) par rapport à l'aire théorique (courbe rouge sur la figure 7) alors que la segmentation réalisée par notre méthode semi-automatique est plus réaliste et donc plus fiable (comme illustré par la courbe noire sur la figure 7). En effet, l'aire mesurée oscille légèrement autour de la valeur moyenne de l'aire théorique, l'emploi des contours actifs basés région semble donc pertinent.

Les segmentations manuelles conduisent à une sous-estimation non négligeable de la surface et ceci se confirme par l'évolution des débits sanguins mentionnées dans la figure 8. En effet, les débits mesurés grâce aux segmentations de l'expert sont en moyenne légèrement supérieurs à ceux mesurés théoriquement grâce à notre méthode de segmentation semi-automatique. Le tableau 2 présente les statistiques liées aux mesures d'aires et de débits, et donne une mesure de la fiabilité de la segmentation manuelle par rapport à la segmentation semi-automatique par l'intermédiaire des mesures de moyennes et d'écart-type.

5 Conclusion

Ce travail montre que les contours actifs sont appropriés de part leur capacité à segmenter avec précision la lumière de la carotide. Les expériences montrent que cette sur-estimation de la segmentation manuelle a un impact sur les mesures de débit.

Les résultats expérimentaux présentés soulignent également l'importance bien connue de l'aide d'un fantôme à des fins d'évaluation, comparativement à des expériences faisant intervenir uniquement des segmentations manuelles réalisées par des experts radiologues, sans tenir compte des notions de variabilité intra et inter expert qui pourront être évaluées par la suite.

References

- [1] Pierre Jannin, Christophe Grova, and Jr. Maurer, CalvinR. Model for defining and reporting reference-based validation protocols in medical image processing. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1:63–73, 2006.
- [2] Richard Frayne, David W. Holdsworth, Linda M. Gowman, Daniel W. Rickey, Maria Drangova, Aaron Fenster, and Brian K. Rutt. Computer-controlled flow simulator for mr flow studies. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2(5):605–612, 1992.
- [3] Aart Spilt, Frieke M.A. Box, Rob J. van der Geest, Johan H.C. Reiber, Patrik Kunz, Adriaan M. Kamper, Gerard J. Blauw, and Mark A. van Buchem. Reproducibility of total cerebral blood flow measurements using phase contrast magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 16(1):1–5, 2002.
- [4] Philippe Reymond, Fabrice Merenda, Fabienne Perren, Daniel Rüfenacht, and Nikos Stergiopoulos. Validation of a one-dimensional model of the systemic arterial tree. *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology*, 297(1):H208–222, July 2009. PMID: 19429832.
- [5] D.W. Holdsworth, D.W. Rickey, M. Drangova, D.J.M. Miller, and A. Fenster. Computer-controlled positive displacement pump for physiological flow simulation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 29:565–570, 1991.
- [6] Sven Petersson. Simulation of phase contrast mri measurements from numerical flow data. Master's thesis, Linköpings universitet, September 2008.
- [7] A. Zijdenbos, B. Dawant, R. Margolin, and A. Palmer. Morphometric analysis of white matter lesions in MR images: method and validation. *IEEE transactions on medical imaging*, 13(4):716–724, 1994.
- [8] Pierre Jannin, Elizabeth Krupinski, and K. Warfield, Simon. Validation in medical image processing. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25(11):1405–9, November 2006.