

Recalage et segmentation d'images scanographiques 3D : application à la représentation du haut appareil urinaire avant cœliochirurgie

E. Kerrien^a, J. Hubert^b, M-O. Berger^a, A. Blum^c

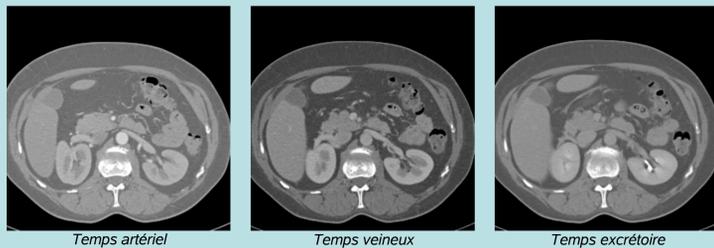
^a LORIA/INRIA Lorraine, Nancy, France
^b Dépt d'urologie, CHU Brabois, Nancy, France
^c Dépt de radiologie Guilloz, CHU Central, Nancy, France

{kerrien,berger}@loria.fr
j.hubert@chu-nancy.fr
a.blum@chu-nancy.fr

Problématique clinique

Lors de la planification, afin de mieux anticiper les étapes difficiles d'une intervention cœliochirurgicale sur le haut appareil urinaire, le chirurgien doit disposer d'images représentant le plus fidèlement possible l'anatomie de la zone chirurgicale, telle que celle-ci se dévoilera au chirurgien lors de l'opération, et notamment le rein, l'uretère, ainsi que les artères et veines croisant leur voisinage.

La vision tridimensionnelle (3D) est dès lors requise. Les scanners multibarrettes actuels génèrent des reconstructions 3D d'excellente qualité, permettant la visualisation de vaisseaux sanguins, même très fins. Cependant, il est important de pouvoir les distinguer (artères vs veines). Pour ce faire, ces structures peuvent être mises en surbrillance par le biais d'un produit de contraste iodé injecté par voie intra-veineuse. Trois acquisitions scanner successives permettent ensuite de capturer la progression de ce produit dans le corps du patient : artères, puis veines, puis uretère (voir ci-dessous).

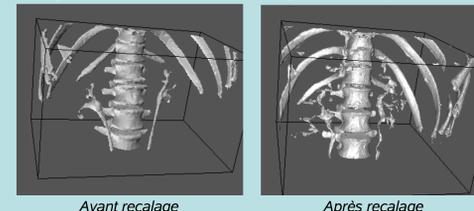


Problématique technique

Quelques manipulations préliminaires nous ont permis d'établir qu'un simple seuillage dans les images scanner permettait de segmenter les structures d'intérêt telles que les artères ou l'uretère (voir ci-dessous à gauche pour une segmentation de l'uretère par seuillage). Chaque structure peut ainsi être segmentée par des opérations basiques de traitement d'images, dans son volume de référence. Cependant, même en limitant le bouger volontaire du patient, les mouvements internes, et notamment celui du rein, ne permettent pas leur superposition, leur fusion, directe en 3D.

La technique naturelle consiste à recalcer, de manière non-rigide, chaque volume initial vers un volume de référence puis d'utiliser les volumes recalés comme base à la segmentation. Cependant, toute méthode de recalage non-rigide comporte un terme de régularisation spatiale qui a pour effet d'étendre le mouvement de grosses structures (organes) à leur environnement. Le résultat (voir figure ci-dessous) est que les structures à segmenter, étant très fines, sont fortement perturbées par le recalage. Cette manière de faire est donc inadaptée dans notre cas.

Segmentation des uretères par seuillage dans le temps excrétoire



Matériel : images

Pour chaque patient, trois volumes sont acquis sur un scanner volumique à 16 canaux de détection (Sensation 16, Siemens, Erlangen, Allemagne), après injection de PCI :

- un premier volume est acquis environ 20 secondes après l'injection (temps artériel)
- un deuxième volume est acquis 1 minute après (temps veineux)
- un dernier volume est acquis entre 5 à 10 minutes plus tard (temps excrétoire)

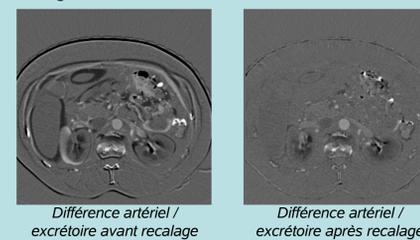
Le délai séparant chaque phase ne permet pas la totalité des acquisitions en une seule apnée. Malgré le respect d'un protocole minimisant le mouvement volontaire du patient (explications et demande préalable au patient de ne pas bouger, acquisition en apnée au même temps du cycle respiratoire), les mouvements à la fois externes et internes sont donc inévitables.

Chaque volume se présente sous la forme d'un tas d'environ 200 à 400 images (de manière à couvrir tout le rein), chacune exprimée sur une matrice 512x512. La résolution axiale est de 0.6 mm, la résolution longitudinale variant de 0.8 mm pour les acquisitions artérielles et veineuses à 1.8 mm pour les phases excrétoires.

Méthode, 1ère étape : recalage non-rigide en 3D

Chaque volume est dans un premier temps rééchantillonné de manière à rendre chaque voxel isotrope, de côté 1,2 mm (deux fois la résolution axiale). Les volumes sont ensuite recalés de manière non-rigide deux à deux. Chaque volume original est donc associé à deux volumes complémentaires recalés.

Pour ce faire, nous avons employé une méthode optimisant un score de corrélation local en 3D de manière hiérarchique. Le résultat est illustré ci-dessous sur un recalage entre les temps artériel et excrétoire : nous montrons la différence entre ces deux volumes avant (droite) et après (gauche) recalage. Hormis les mouvements intestinaux, seules les différences liées au produit de contraste sont préservées.



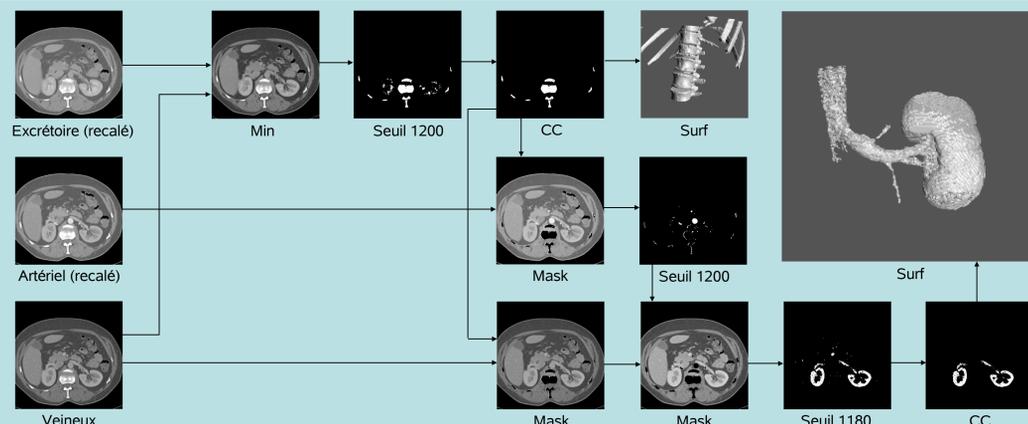
Méthode, 2ème étape : segmentation

Chaque volume est ensuite traité indépendamment par des opérations basiques de traitement d'images faisant appel aux connaissances des médecins à travers une interaction manuelle. Les opérations impliquées sont :

- **Min(A,B)** : minimum, voxel par voxel, entre les volumes A et B
- **Mask(A,M)** : masquage qui retire de A les voxels non nuls de M (volume binaire)
- **Seuil(A,s)** : seuillage qui met à 1 les voxels du volume A supérieur à la valeur s, et à 0 les autres. Le seuil est choisi manuellement mais varie peu (autour de 1200)
- **CC(M)** : opération manuelle qui consiste à sélectionner, dans un masque, les composantes connexes d'intérêt (moins de 10)
- **Surf(M)** : extraction de la surface (triangulée) des voxels d'un masque par un algorithme de *marching cube*.

En accord avec la progression du produit de contraste dans le corps du patient, chaque structure est extraite dans le volume qui lui correspond : les artères à partir du temps artériel, les veines et le cortex rénal (donc le rein) à partir du temps veineux, les uretères à partir du temps excrétoire. Comme montré ci-contre (ligne du haut), les os sont visibles dans chaque acquisition et leur extraction (masquage) est requise pour chaque segmentation. En pratique, nous utilisons pour la visualisation la surface des os extraite du volume qui servira de référence dans le recalage affine (voir Méthode, 3ème étape, ci-dessous).

Nous prenons ci-contre à titre d'exemple le cas des veines, qui englobe tous les autres. Sous chaque image, est indiquée l'opération qui a permis de la générer à partir des images indiquées par les flèches en entrée.



Méthode, 3ème étape : recalage affine local

Chaque structure d'intérêt est segmentée dans le volume qui lui correspond. Elles ne sont donc pas alignées géométriquement. Une dernière étape permet de les fusionner. Nous faisons l'hypothèse que c'est le mouvement du rein qui régit le mouvement de ces structures dans la zone d'intérêt. Le rein étant un organe qui se déforme peu mais bouge beaucoup, une transformation affine modélise bien son déplacement dans les images.

La procédure de recalage affine permettant d'estimer cette transformation est la suivante :

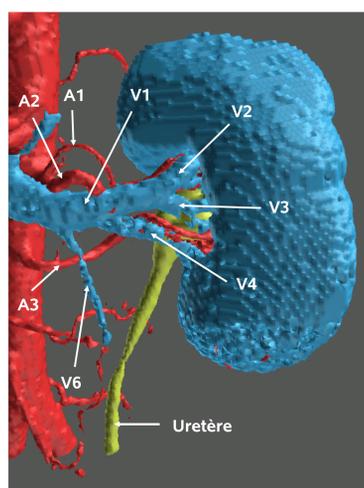
- dessin grossier, dans le temps veineux, d'un voisinage 3D autour du rein d'intérêt (voir figure ci-contre)
- optimisation au moyen de l'algorithme de Powell des paramètres de la transformation affine entre les temps artériel et veineux, puis excrétoire et veineux
- Les transformations affines ainsi trouvées sont ensuite respectivement appliquées aux artères et à l'uretère



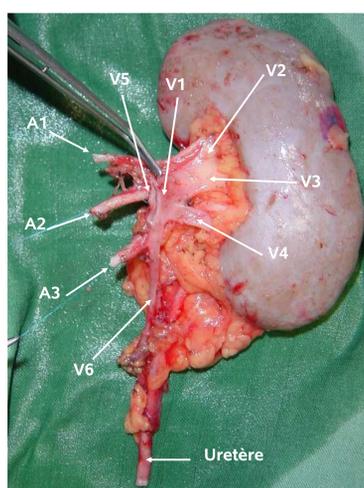
Résultats - Validation

A ce jour, 4 patients ont été analysés par cette procédure. Chaque structure segmentée est colorisée de manière indépendante et un volume fusionné est visualisé et manipulé en 3D au format VRML.

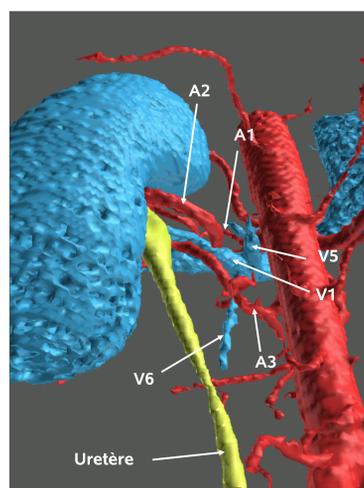
Ces vues 3D ont été comparées par des experts à des vues en rendu volumique (VR) ainsi que des coupes épaisses reformattées (MPVR) des volumes initiaux (artériel ou veineux ou excrétoire). Ces vues 3D issues de notre procédure ont également été mises en face d'images cœlioscopiques. Nous avons également, pour un cas de néphrectomie, pu valider notre segmentation en regard d'une photographie de la pièce extraite (voir ci-dessous pour des exemples de comparaison).



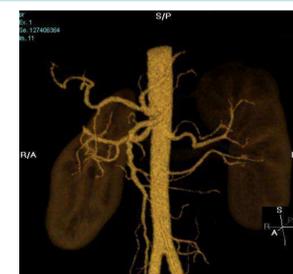
Résultat de la segmentation – vue antérieure



Photographie du greffon



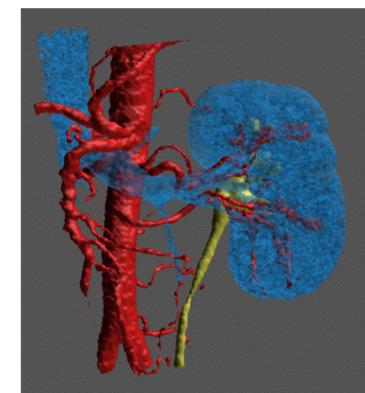
Résultat de la segmentation – vue postérieure



Vue en rendu volumique du temps artériel



Coupe épaisse du temps artériel



Résultat de la segmentation dans une orientation similaire

Conclusion

Nous avons mis au point une procédure de segmentation des artères, veines, reins, uretères et os à partir d'acquisitions contrastées de scanner volumique multi-barrettes. Cette procédure s'appuie sur des techniques de recalage non-rigides entièrement automatiques. Par ailleurs, elle tire profit de la connaissance médicale des chirurgiens et radiologues à travers une interaction manuelle modérée et des opérations de traitement d'images basiques. Une validation préliminaire montre la pertinence d'une telle approche car elle mène à une segmentation tout à fait satisfaisante pour la planification d'une intervention cœliochirurgicale sur le haut appareil urinaire.

Une critique générale a porté sur la perte de certains petits vaisseaux sanguins (1 à 2 mm de diamètre). Une évolution de ce travail visera à corriger ces légères erreurs. La procédure développée dans ce travail devra également être implantée dans une interface graphique.