

Recalage de Maillages pour le Placement de Repères Anatomiques en Orthopédie Via Internet

H. Jacinto¹, R.Kéchichian¹, R. Prost¹ et S. Valette¹

¹CREATIS : CNRS UMR5220 ; Inserm U630 ; INSA-Lyon ; Université de Lyon, France

{hector.jacinto, razmig.kechichian, remy.prost, sebastien.valette}@creatis.insa-lyon.fr

Résumé

Dans le cadre de l'orthopédie, nous proposons un système permettant de placer automatiquement des points de repère sur des structures anatomiques générées à partir d'acquisitions IRM. Notre environnement exploite les technologies pré-installées dans les navigateurs internet actuels afin d'afficher les objets 3D et d'effectuer des traitements. Nous utilisons l'algorithme Iterative Closest Point (ICP) pour la mise en correspondance des modèles. Nous améliorons les performances par l'introduction d'informations de courbure. Nous montrons l'efficacité de notre approche pour le placement de repères anatomiques sur des reconstructions 3D du genou.

Mots clefs

Orthopédie, arthroplastie, repères, recalage, courbure, segmentation, maillage, WebGL.

1 Problématique : orthopédie

Dernièrement la chirurgie orthopédique a vu naître des outils informatiques permettant de planifier le geste chirurgical. Ces outils de planification reposent sur des reconstructions 3D de structures anatomiques obtenues à partir d'images provenant de Scanner X ou d'IRM. Dans le cas de l'arthroplastie du genou, il faut considérer, en plus des structures osseuses, les structures cartilagineuses dont l'épaisseur peut être de seulement 3mm sur la partie distale du fémur. Il est donc nécessaire d'utiliser des images provenant d'IRM capables d'imager ces structures que la tomographie par rayons X ne permet pas de discerner. Les outils standard de segmentation automatisée n'étant pas efficaces dans ce cadre, il convient de concevoir de nouvelles méthodes de segmentation semi-automatiques avec une initialisation de retouches manuelles. A partir des images segmentées, un maillage adapté doit permettre d'obtenir des reconstructions 3D compatibles avec les outils de planification. Le modèle obtenu sera positionné et orienté dans l'outil de planification grâce à des repères anatomiques. L'objectif est de développer un système permettant le positionnement automatique de ces points de repère (Figure 1).

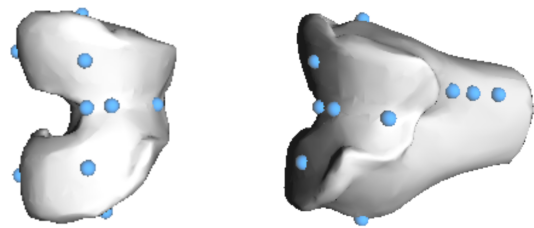


FIG. 1 – Repères anatomiques pour le fémur

2 Reconstruction de structures anatomiques à partir d'images médicales

Notre interface Web, dont la première version est détaillée dans [1], permet à l'utilisateur de parcourir et visualiser efficacement des images volumiques, d'appliquer des algorithmes de traitement d'images, de construire et de visualiser des modèles 3D des structures anatomiques. La Figure 2 illustre l'utilisation de notre interface.

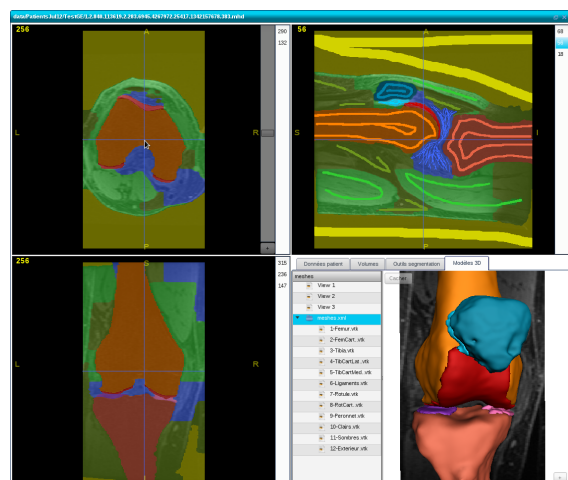


FIG. 2 – Traitement d'un volume IRM du genou à l'aide de l'interface Web

2.1 Environnement Web

La communication entre l'interface et le serveur est gérée par un serveur Web construit grâce à l'environnement Node.js [2]. L'implémentation du côté du serveur est pilotée par une méthode robuste et simple d'appel de procédure à distance (Remote Procedure Call, RPC) basée sur un système de fichiers. Les différents traitements d'images, compilés du côté du serveur, sont implémentés en C++ principalement à l'aide de la librairie VTK [3]. Le code JavaScript pour l'interface, les binaires compilés correspondant aux différents traitements possibles ainsi que les données traitées se trouvent au niveau du serveur. Du côté du client, nous exploitons les technologies HTML5 et WebGL afin d'implémenter les différents outils à la disposition de l'utilisateur. Nous utilisons notamment l'environnement Qooodoo [4] pour la construction de l'interface graphique ainsi que l'environnement three.js [5] pour le rendu d'objets 3D. L'architecture d'implémentation de notre interface est schématisée dans la Figure 3.

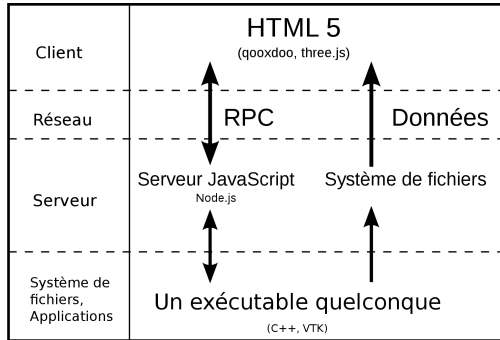


FIG. 3 – Architecture de notre environnement

2.2 Visualisation

La visualisation de volumes est réalisée par un affichage 2D de reconstruction multi-planaire (Multi-Planar Reconstruction, MPR). Cet outil est composé de 3 vues qui affichent des coupes du volume selon 3 plans orthogonaux : sagittal, coronal et axial, utilisées couramment dans le domaine de l'imagerie médicale. Ce module, interactif et configurable, intervient tout le long de la chaîne de traitement.

2.3 Segmentation

Nous utilisons un algorithme de segmentation multi-objet semi-automatique par Coupes de Graphe appliqué à une version partitionnée du volume d'entrée générée grâce à un Diagramme de Voronoï Centroïdal (DVC) [6]. L'initialisation de cette méthode nécessite que l'utilisateur attribue manuellement des étiquettes, "germes", à des régions appartenant aux structures anatomiques à identifier. La segmentation nécessite la minimisation d'une énergie

de la forme :

$$E_l = \lambda \sum_{C_i \in C(I)} D_i(l_i) + \sum_{\{C_i, C_j\} \in N} V_{i,j}(l_i, l_j) \quad (1)$$

Où λ désigne un paramètre de température, N le système de voisinage représentant l'adjacence des partitions C et l l'étiquette affectée à la partition. L'attache aux données $D_i(l_i)$ mesure le coût d'attribution de l'étiquette l à la variable i et sert à intégrer les contraintes introduites sur l'image au moyen des "germes". Le terme d'*a priori* $V_{i,j}(l_i, l_j)$, assure la cohérence spatiale de la configuration par rapport à un modèle de référence pondéré selon des informations d'*a priori* d'adjacence entre les structures à segmenter (voir Figure 4).

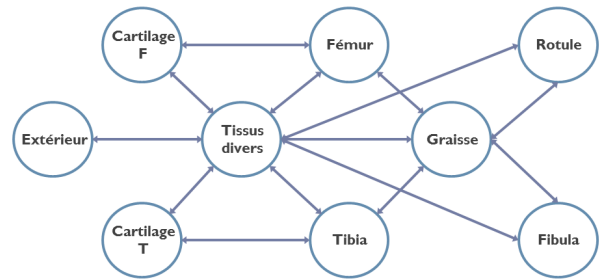


FIG. 4 – Graphe d'*a priori* d'adjacences utilisé pour segmenter un genou

2.4 Maillage

La segmentation du volume permet d'en extraire des iso-surfaces représentant les structures anatomiques identifiées. Dans un premier temps, les surfaces sont générées en utilisant l'algorithme des "Marching Cubes" [7]. Le maillage obtenu est ensuite simplifié et régularisé grâce à l'algorithme ACVD [8].

3 Mise en place des repères anatomiques

Afin d'obtenir les coordonnées des points de repère, nous utilisons une méthode simple de mise en correspondance de maillages. Le premier maillage "patient" est la structure anatomique à étudier tandis que le deuxième maillage correspond au modèle "expert" sur lequel les coordonnées des points de repères anatomiques sont placés à l'avance par un expert. Le maillage "expert" est recalé sur le maillage "patient". Une fois que la transformation géométrique entre les deux maillages est obtenue, les points de référence du maillage "expert" sont projetés sur le maillage "patient" permettant de trouver l'emplacement des repères anatomiques pour le patient.

3.1 Algorithme de recalage

Nous utilisons l'algorithme ICP (Iterative Closest Point) [9] car il permet de mettre en correspondance, de façon

simple et rapide, deux objets qui n'ont pas forcément le même nombre d'éléments constitutants (nombre de sommets, par exemple).

L'algorithme prend en entrée un ensemble de points à recaler P comportant N_P points $\{\vec{p}_i\}$ et une forme de référence X constituée de N_X éléments $\{\vec{x}_i\}$ (points, courbes, surfaces). La transformation rigide entre les deux ensembles est obtenue par la minimisation de la fonction objectif suivante :

$$f(\vec{q}) = \frac{1}{N_P} \sum_{i=1}^{N_P} \|\vec{x}_i - \mathbf{R}(\vec{q}_R)\vec{p}_i - \vec{q}_T\|^2 \quad (2)$$

La transformation est représentée par le vecteur d'état $\vec{q} = [\vec{q}_R | \vec{q}_T]^t$. Le vecteur $\vec{q}_R = [q_0 q_1 q_2 q_3]^t$ est tel que $q_0 \geq 0$ et $q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 = 1$. C'est un quaternion unitaire qui permet de générer la matrice de rotation 3×3 $\mathbf{R}$ de la façon suivante :

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1 q_2 - q_0 q_3) & 2(q_1 q_3 + q_0 q_2) \\ 2(q_2 q_1 + q_0 q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2 q_3 - q_0 q_1) \\ 2(q_3 q_1 - q_0 q_2) & 2(q_3 q_2 + q_0 q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Le vecteur $\vec{q}_T = [q_4 q_5 q_6]^t$ est un vecteur de translation. L'itération est initialisée avec $P_0 = P$ et $\vec{q}_0 = [1, 0, 0, 0 | 0, 0, 0]^t$.

Tant qu'il n'y a pas de convergence, l'algorithme suit les étapes suivantes :

- Récupérer l'ensemble des plus proches voisins : $Y_k = \mathcal{C}(P_k, X)$
- Calculer la transformation : $(\vec{q}_k, d_k) = \mathcal{Q}(P_0, Y_k)$
- Appliquer la transformation : $P_{k+1} = \vec{q}_k(P_0)$

La recherche des plus proches voisins est basée sur une mesure de la distance d_C entre un point $\vec{p} \in P_k$ et l'ensemble de référence X :

$$d_C(\vec{p}, X) = \min_{\vec{x} \in X} \|\vec{x} - \vec{p}\| \quad (4)$$

L'opérateur $\mathcal{C}$ donne l'ensemble des plus proches voisins (appartenant à X) obtenus pour chaque point de P_k .

Le recalage $\mathcal{Q}(P_0, X)$ est calculé avec la méthode de Horn [10] basée sur la matrice de covariance. Les vecteurs de transformation sont définis de telle façon que la transformation finale correspond à la transformation globale entre les deux ensembles.

La distance quadratique moyenne d_k entre l'ensemble modèle et l'ensemble recalé est donnée par :

$$d_k = \frac{1}{N_P} \sum_{i=1}^{N_P} \|\vec{y}_{ik} - \mathbf{R}(\vec{q}_k)\vec{p}_{i0} - \vec{q}_k\|^2 \quad (5)$$

Cette distance est par définition positive et décroissante à chaque itération [9]. L'algorithme s'arrête lorsque le changement d'erreur est inférieur à un seuil τ définissant la précision du recalage : $d_k - d_{k+1} < \tau$.

En pratique, nous utilisons l'algorithme pour recaler le maillage expert M_P sur le maillage patient M_X (Figure 5).

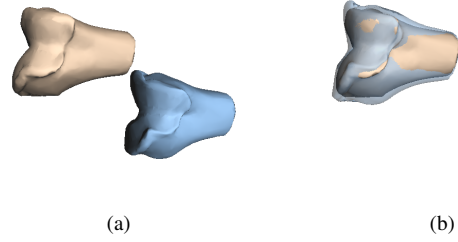


FIG. 5 – (a) En beige, le maillage "patient" à étudier ; en bleu, le maillage "expert" à recaler sur le maillage "patient" (b) Recalage des deux maillages avec l'algorithme ICP

3.2 Ajout des informations de courbure

L'algorithme ICP est assez robuste dans le sens où une convergence est toujours atteinte [9]. Cependant, dans certains cas, la transformation initiale entre les deux ensembles ou la présence de points aberrants sur les maillages peuvent induire un mauvais recalage. L'algorithme ICP converge alors vers un minimum local ou global qui n'est pas cohérent avec la géométrie des maillages (voir Figure 7).

Nous résolvons ces problèmes par l'introduction d'informations de courbure [11] dans la recherche des plus proches voisins.

Un indicateur de courbure c [12] est calculé pour chaque sommet des maillages triangulaires de la façon suivante :

$$c = |T| \left(\sqrt{k_1^2 + k_2^2} \right)^\gamma \quad (6)$$

Où k_1 et k_2 sont les courbures principales locales estimées pour le sommet, $|T|$ est le tiers de la somme des aires des triangles autour du sommet et γ est un paramètre permettant une adaptation vis-à-vis de la courbure.

L'indicateur de courbure est attribué en tant que dimension supplémentaire à chacun des sommets des maillages à recaler. La métrique (4) est redéfinie en pénalisant la différence de valeur de l'indicateur de courbure entre le point $\vec{p}(x', y', z', c') \in P_k$ et les éléments de l'ensemble de référence X :

$$d_C(\vec{p}, X) = \min_{\vec{x}(x, y, z, c) \in X} \|\vec{x} - \vec{p}\| \quad (7)$$

L'indicateur de courbure est une valeur positive qui en théorie peut être infinie. En pratique, nous redimensionnons les valeurs obtenues en les multipliant par un facteur proportionnel à la diagonale de la boîte englobante. De façon à privilégier la différenciation des régions à forte courbure par rapport aux régions plates des maillages, les indicateurs sont binarisés avec un seuil égal à la moyenne des valeurs obtenues (Figure 6).

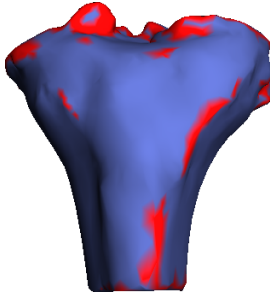


FIG. 6 – Représentation de l'indicateur de courbure. En bleu, les sommets pour lesquels l'indicateur a une valeur inférieure à la valeur moyenne. En rouge, les sommets pour lesquels l'indicateur traduit une forte courbure

La Figure 7 compare le recalage avec et sans ajout de l'indicateur de courbure. Nous constatons que la transformation obtenue avec l'algorithme ICP n'est pas correcte. Les axes mécaniques des deux os ne sont pas alignés même si le recalage est optimal par rapport à la racine carrée de la distance quadratique moyenne d_k (racine carrée de la distance quadratique moyenne : 2.5mm). L'ajout de l'indicateur de courbure dans la recherche des plus proches voisins contraint le recalage à mettre en correspondance les zones à forte courbure et la racine carrée de l'erreur quadratique moyenne est réduite (racine carrée de la distance quadratique moyenne : 1.8mm).

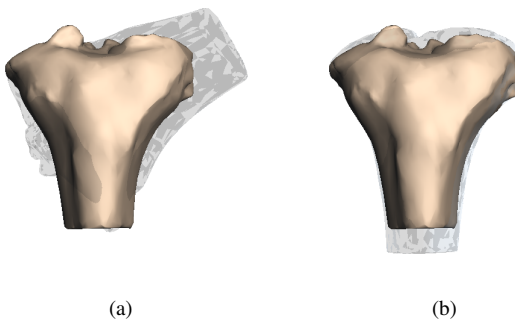


FIG. 7 – (a) Le maillage "expert" est mal recalé sur le maillage "patient", (b) Le recalage est corrigé grâce à l'utilisation de l'indicateur de courbure binarisé

3.3 Résultats

Le recalage du maillage "expert" sur le maillage "patient" permet de projeter les points de repère "expert" sur le maillage "patient" par la transformation rigide trouvée (Figure 8).

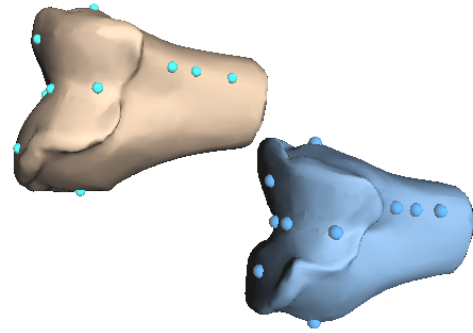


FIG. 8 – Mise en place des points de repère (bleu clair) sur le maillage "patient" (beige) à partir des points de repère (bleu foncé) du maillage "expert" (bleu)

La Figure 9 présente un exemple de comparaison entre le positionnement des points de repère par la méthode automatique et le positionnement fait par un expert.

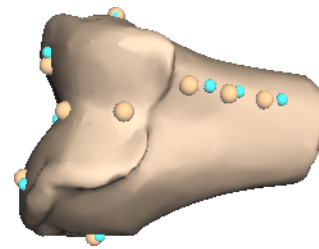


FIG. 9 – Comparaison entre les placements des repères anatomiques effectué par la méthode automatique (bleu clair) et par un expert (beige) sur le même maillage

Pour cet exemple, la racine carrée de la distance quadratique moyenne entre les positions des points de repère placés par la méthode automatique et ceux placés par un expert est de 3.4mm. Ceci confirme l'efficacité de notre solution.

Le recalage du fémur prend environ 15 secondes sur notre machine de test.

4 Discussion et perspectives

4.1 Répartition de la charge de calcul

En termes de puissance de traitement et de mémoire RAM, le serveur a été déchargé pour permettre un nombre considérable de connexions simultanées. Ceci a été appliqué du côté du serveur avec une implémentation des programmes et de la communication de données dans l'esprit d'un traitement en mémoire externe [13]. Du côté du client, nous avons exploité les performances des

explorateurs Web permettant la technologie HTML5 et WebGL afin d'alléger la charge de traitements du côté du serveur.

Les calculs liés à la méthode de recalage sont effectués du côté du client principalement car les maillages sont déjà chargés dans l'environnement WebGL de l'explorateur Web de l'utilisateur. Cependant, il faudrait tester les performances de vitesse de cette répartition pour voir s'il ne conviendrait pas de partager les calculs entre le serveur et le client, surtout si de nouveaux traitements sont ajoutés à la méthode de recalage.

4.2 Améliorations de la précision

Une piste pour l'amélioration du positionnement des points de repère serait d'ajouter des outils permettant de corriger l'emplacement des points obtenus automatiquement, les retouches manuelles d'un expert étant nécessaires. L'implantation d'un système permettant à l'utilisateur de définir l'orientation initiale de façon intuitive permettrait d'éviter aussi des problèmes d'initialisation rencontrés par l'algorithme de recalage. Le recalage pourrait également être amélioré en faisant intervenir un facteur d'échelle dans la transformation ou une déformation locale.

Remerciements

Ce travail est financé par OneFit Medical, SAS (Besançon, France)

Références

- [1] H. Jacinto, R. Kéchichian, S. Valette, et R. Prost. A Web Interface for 3D Visualization and Interactive Segmentation of Medical Images. Dans *Web3D'12*, pages 51–58, Los Angeles, CA, 2012.
- [2] R. Dahl, Inc Joyent, et Node contributors. Node.js. <http://nodejs.org/>, 2009.
- [3] W. Shroeder et al.. *The Visualization ToolKit (VTK)*, 3rd Edition. KitWare, Inc., 2003. <http://www.vtk.org>.
- [4] 1&1 Internet AG. Qooxdoo. <http://qooxdoo.org>, 2005.
- [5] R. Cabello. Three.js. <http://threejs.org/>, 2010.
- [6] R. Kéchichian, S. Valette, M. Desvignes, et R. Prost. Anatomical Constraints for 3D Multi-Organ Semi-Automatic Segmentation via Clustering and Graph Cut. *IEEE Transactions on Image Processing*, In process.
- [7] William E. Lorensen et Harvey E. Cline. Marching cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm. Dans *Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, SIGGRAPH '87, pages 163–169, New York, NY, USA, 1987. ACM.
- [8] S. Valette et J-M. Chassery. Approximated Centroidal Voronoi Diagrams for Uniform Polygonal Mesh Coarsening. *Computer Graphics Forum*, 23(3).
- [9] P. Besl et N. McKay. A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 14(2) :239–256, Février 1992.
- [10] B. Horn. Closed-form Solution of Absolute Orientation Using Unit Quaternions. *J. Opt. Soc. Am. A*, 4(4) :629–642, Avril 1987.
- [11] F. Cazals et M. Pouget. Estimating differential quantities using polynomial fitting of osculating jets. Dans *Proceedings of the 2003 Eurographics/ACM SIGGRAPH symposium on Geometry processing*, pages 177–187, Aachen, Germany, 2003.
- [12] S. Valette, J.M. Chassery, et R. Prost. Generic remeshing of 3D triangular meshes with metric-dependent discrete Voronoi Diagrams. *IEEE Trans Visu Comp Grap*, 14(2) :369–381, 2008.
- [13] C.T. Silva, Y.-J. Chiang, J. El-Sana, et P. Lindstrom. Out-Of-Core Algorithms for Scientific Visualization and Computer Graphics. *IEEE Visualization Conference*, 2002.