

# Recalage 2d-3d à partir d'acquisitions bi-planaires basse dose pour l'analyse du mouvement du genou.

T. Jerbi<sup>1,3</sup>, V. Burdin<sup>1,3</sup>, W. Skalli<sup>2</sup>, E. Stindel<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup> Institut TELECOM; TELECOM Bretagne ;  
Unité INSERM U650 LaTIM ;  
Technopôle Brest-Iroise, CS 83818, 29285 Brest Cedex, France ;  
taha.jerbi@telecom-bretagne.eu

<sup>2</sup> École Nat. Sup. des Arts et Métiers ;  
UMR CNRS 8005 laboratoire de Biomécanique LBM ;  
151, Boulevard de l'hôpital, 75013 PARIS, France ;

<sup>3</sup> Unité INSERM U650 LaTIM, Brest F-29200 ;  
CHU Brest, Service d'orthopédie-Traumatologie, Brest F-29200 ;  
29609 Brest CEDEX – France;

<sup>4</sup> Université Européenne de Bretagne, Brest F-29200 ;

**Résumé :** Dans ce document, nous présentons une méthode de recalage 2d-3d pour déterminer le mouvement des structures osseuses à l'aide de deux acquisitions face et profil fournies par le système EOS. La méthode se base sur le théorème de la coupe centrale de Fourier.

**Mots clés :** recalage 2d-3d, acquisition EOS, domaine fréquentiel.

## Introduction

Dans cet article, nous présentons une méthode de recalage automatique qui se base sur la transformée de Fourier et qui est adaptée au système d'imagerie EOS. Cette modalité d'imagerie nous fournit deux acquisitions simultanées face et profil à faibles doses de radiations. Ces informations 3d nous sont nécessaires pour déterminer le mouvement des structures osseuses de l'articulation du genou, notre objectif étant d'étudier la laxité ligamentaire de l'articulation du genou.

Dans la suite de cet article, nous commençons par présenter un état de l'art des méthodes utilisées pour estimer les mouvements des structures osseuses à partir du mouvement de l'articulation. Nous présentons dans le paragraphe 2 la modalité des images dont nous disposons, et nous présentons dans le paragraphe 3 la méthode de recalage utilisée. Nous montrerons dans le paragraphe 4 quelques résultats qui valident notre approche sur des données de synthèse. Dans la conclusion, nous parlons des principaux axes du travail futur.

## 1. Méthodes d'estimation des mouvements des structures osseuses :

Afin d'améliorer les résultats des interventions chirurgicales en orthopédie, les cliniciens apprécient avoir des informations concernant à la fois le mouvement et la morphologie de l'articulation. Plusieurs voies répondant à cette problématique ont été explorées. Parmi ces travaux, Guillard propose dans [4] une analyse morpho-fonctionnelle des complexes articulaires. Dans [8], Lafortune utilise le déplacement de marqueurs métalliques placés sur les os de pièces anatomiques pour extraire des paramètres cinématiques. Cependant, une telle méthode invasive ne peut être utilisée sur patients ou personnes saines. En routine clinique, des marqueurs externes placés sur la peau sont utilisés par des systèmes d'analyse du mouvement. Ils permettent d'obtenir indirectement le mouvement des os. Cependant, ce mouvement est entaché d'artéfacts dus au glissement des tissus mous par rapport à l'os. Des méthodes ont été proposées pour limiter l'influence de ce bruit en proposant des nappes de marqueurs [13] et/ou en choisissant les sites de placement qui bougent le moins [1].

Pour analyser le mouvement du genou, d'autres approches ont utilisé des systèmes d'imagerie, par exemple la fluoroscopie [11]. Une autre méthode utilisant aussi la fluoroscopie se base sur le recalage pour déterminer les mouvements des os [14,15]. L'idée générale est de simuler des images 2d à partir des données 3d déjà acquises dans une position (généralement des données CT), et de comparer les simulations avec les données réelles. La position des données 3d est ensuite modifiée jusqu'à avoir des simulations qui correspondent aux données réelles. Le mouvement de l'os sera donc le mouvement que les données 3d ont effectué. Plusieurs techniques sont utilisées pour générer les simulations de radiographies. Les plus intuitives s'effectuent en simulant le passage du rayon X à travers les données 3d. Cette technique est assez lente, plusieurs améliorations sont proposées pour générer les simulations de radiographies plus rapidement en utilisant l'algorithmie [2] ou le hardware [7]. D'autres techniques se basent sur des transformées telles que la transformée de Fourier [10] ou la transformée en harmoniques cylindriques [12] pour faire la génération. Dans une seconde étape, il faut définir une métrique pour les comparer aux radiographies réelles, ainsi qu'une méthode d'optimisation de recherche de la meilleure position. Un schéma général de cette méthode est présenté dans la figure (1).

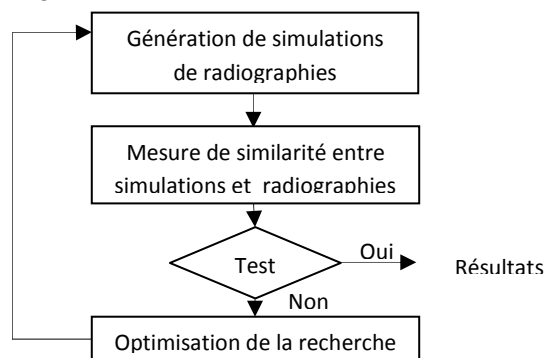


Figure 1 : Schéma général des algorithmes de recalage 2d-3d avec des simulations de radiographies.

## 2. Modalité :

Nous disposons de la modalité EOS qui nous permet d'avoir des acquisitions radiographiques simultanées face et profil du patient en charge de la tête au pied. Ceci donne un avantage par rapport aux travaux utilisant la fluoroscopie qui limite le champ d'acquisition. EOS nous permet aussi d'avoir les radiographies avec de faibles doses ce qui nous permet d'effectuer des acquisitions

de l'articulation en plusieurs positions sans que la dose d'irradiation ne soit inquiétante pour le patient [3]. La reconstruction de l'articulation à l'aide des deux vues face et profil et un modèle générique fait l'objet d'autres travaux. La reconstruction des os de l'articulation en une position et les radiographies en plusieurs positions nous permettent d'opter pour un recalage 2d-3d que nous voulons le plus automatique possible.

### 3. Recalage :

Nous nous sommes intéressés à la génération des simulations de radiographies à l'aide de la transformée de Fourier et nous avons remarqué que nous pouvons effectuer notre recherche directement dans le domaine fréquentiel sans repasser dans le domaine spatial et ceci grâce au théorème de la coupe centrale.

Notons  $f(x, y, z)$  la fonction qui définit le volume 3d que nous avons. La projection de  $f$  suivant un axe (choisissons l'axe des X sans perdre de généralité) est donc donnée par (1) et la transformée de Fourier de la projection est donnée par (2):

$$P_x(f)(y, z) = \int_x f(x, y, z) dx \quad (1)$$

$$F(P_x) = \int_z \int_y \left( \int_x f(x, y, z) dx \right) e^{-2\pi i(yv+zw)} dy dz \quad (2)$$

Cela correspond à la coupe de la transformée de Fourier de  $f$  pour  $u = 0$

$$\begin{aligned} F(f)(0, v, w) &= \int_z \int_y \int_x f(x, y, z) e^{-2\pi i(x*0+yv+zw)} dx dy dz \\ &= S(0, v, w) \end{aligned} \quad (3)$$

avec  $S$  la coupe du volume dans le domaine de Fourier. La transformée de Fourier d'une projection d'un volume 3d correspond donc à la coupe passant par le centre de la transformée de Fourier du volume perpendiculaire à la même direction. Le mouvement que nous recherchons est rigide. Nous commençons par la recherche des rotations avec cette méthode et nous donnons la preuve que la recherche des translations peut s'effectuer dans une deuxième phase. Supposons que nous disposons de deux fonctions  $f$  et  $g$  qui diffèrent par une rotation  $R$  et une translation  $T = (\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ .

$$g(x, y, z) = f(R(x, y, z) + T)$$

En passant à la transformée de Fourier, nous obtenons :

$$\begin{aligned} F(g)(u, v, w) &= \int_z \int_y \int_x f(R(x + \Delta x, y + \Delta y, z + \Delta z)) e^{-2\pi i(xu+yv+zw)} dx dy dz \\ &= e^{2\pi i(u\Delta x+v\Delta y+w\Delta z)} F(f(R(x, y, z))) (u, v, w) \end{aligned} \quad (4)$$

L'équation (4) nous permet de commencer par chercher la rotation qui existe entre le même os dans différentes positions. Pour cela, le module de la transformée nous suffit. Une fois la rotation déterminée, la phase nous donne la translation. En effet, la transformée de Fourier de la fonction  $\varphi$  (5) donne un Dirac au point  $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$  correspondant aux paramètres de la translation T.

$$\varphi(u, v, w) = e^{2\pi i(u\Delta x+v\Delta y+w\Delta z)} \quad (5)$$

Pour l'instant, nous commençons à déterminer uniquement la rotation qui existe entre la position initiale et la position finale. Le schéma de l'algorithme que nous adoptons est de passer le volume

de données dans le domaine de Fourier ainsi que les deux radiographies face et profil. Nous cherchons ensuite les deux coupes perpendiculaires du volume de Fourier qui passent par le centre et qui correspondent au mieux aux transformées des radiographies.

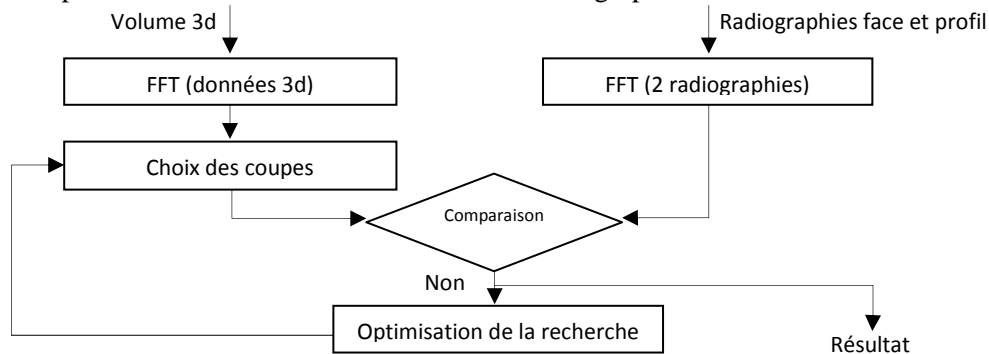


Figure 2 : Schéma de l'algorithme proposé

On peut donc non seulement éliminer la phase la plus coûteuse en temps de calcul (génération des simulations) mais aussi éliminer les erreurs dues à cette étape. A cette phase de génération de simulation, correspond une phase d'interpolation dans le volume de Fourier pour la construction des deux coupes recherchées. Pour cela, nous avons utilisé la méthode des B-spline. Ainsi, le problème que nous traitons peut être vu comme une recherche des deux projections qui correspondent aux radiographies dans un espace de recherche qui est limité à l'ensemble des projections possibles.

### 3.1. Distance:

Zosso utilise le même schéma pour la recherche de mouvements de rotation dans l'articulation du genou avec des images fluoroscopiques [15]. Pour comparer les transformées de Fourier des radiographies et les coupes sélectionnées dans la transformée du volume, il utilise la métrique de Mattes (6). Cette métrique est définie comme suit :

$$S(\mu) = \sum_{l \in L_T} \sum_{\kappa \in L_R} p(l, \kappa; \mu) \log \frac{p(l, \kappa; \mu)}{p_T(l; \mu) p_R(\kappa)} \quad (6)$$

Avec  $L_R$  les niveaux de gris de l'image de référence et  $L_T$  les niveaux de gris de l'image transformée (rotation);  $p$  est la probabilité conjointe et  $p_T$ ,  $p_R$  sont les probabilités marginales; enfin  $\mu$  est la transformation recherchée. D'autres travaux ont déjà fait référence à cette métrique comme entropie relative de Kullback–Leibler pour le calcul de l'information mutuelle. Elle peut être vue comme une mesure exprimant la dépendance des deux images, mais ces travaux sont surtout effectués sur des images à niveaux de gris [9]. Comme nous effectuons la comparaison dans le domaine de Fourier, nous avons utilisé une distance euclidienne qui nous paraît plus appropriée dans un tel espace. En effet, dans le domaine fréquentiel, il est plus intéressant de tenir compte de la position du pixel puisque chaque position peut nous indiquer des lignes et des contours dans le domaine spatial dans une direction ou dans une autre. Alors que l'utilisation de l'équation (6) nous paraît plus adaptée à la comparaison des images à niveaux de gris, le passage à des histogrammes dans le domaine de Fourier nous fait perdre beaucoup d'informations. Un tel passage est nécessaire dans le domaine spatial puisqu'une simple translation introduit une énorme erreur en utilisant la distance euclidienne, or dans le domaine de Fourier, le module est invariant par translation. De part le côté théorique, et sur un plan pratique, comme dans le domaine de Fourier l'information est

concentrée au centre de l'image, nous pouvons arrêter la comparaison à un certain nombre de coefficients, alors que la définition des pixels nécessaires à la définition de les densités de probabilité est difficile à régler.

### 3.2. Optimisation :

Les quaternions ont été définis par Hamilton comme une extension des nombres complexes [5] telle que chaque quaternion  $q$  peut s'écrire sous la forme (7):

$$q = a + bi + cj + dk \quad (7)$$

Avec :  $i^2 = j^2 = k^2 = -1$  et  $ij = k, jk = i, ki = j$ .

Les quaternions unitaires, en particulier, sont bien adaptés pour définir les rotations dans l'espace. Nous utilisons ce formalisme pour décrire les rotations et nous utilisons une modification de l'algorithme de descente de gradient pour faire l'optimisation de la recherche de la meilleure rotation. Cette modification permet d'assurer que le gradient reste un quaternion unitaire et permet donc de bien définir une rotation. Cette méthode d'optimisation a été implémentée dans *itk* [6].

## 4. Résultats:

Pour valider l'algorithme, nous avons commencé par travailler avec des données de synthèse 3d. Après avoir tourné le modèle d'un certain angle, on effectue deux projections face et profil. Ensuite, on essaie de retrouver la rotation effectuée grâce au modèle en position initiale et aux deux projections. Des tests ont été effectués en utilisant la métrique de Mattes et la distance euclidienne.

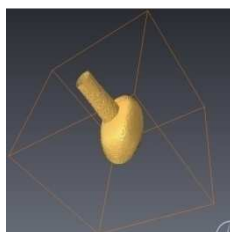


Figure 3 : Volume 3D des données de synthèse utilisées.

Rotation réelle (rad)	Rotation estimée (rad) (Mattes)	Rotation estimée (rad) (euclidienne)
0 0 0.01	0.003 0.004 0.01	$10^{-16}$ $10^{-16}$ 0.002
0 0 0.03	$-1.5 \cdot 10^{-6}$ $3 \cdot 10^{-7}$ 0.025	$10^{-14}$ $10^{-14}$ 0.03
0 0 0.04	0.009 0.02 0.049	$10^{-15}$ $10^{-15}$ 0.03
0 0 0.05	0.001 0.002 0.044	$10^{-15}$ $10^{-16}$ 0.06
0 0 0.08	-0.007 -0.012 0.060	$10^{-10}$ $10^{-18}$ 0.085

Tableau 1 : Les rotations estimées en utilisant la métrique de Mattes et la distance euclidienne.

Les résultats que nous avons obtenus (tableau 1) en utilisant la métrique de Mattes (colonne 2) et la distance euclidienne (colonne 3) sont proches des résultats recherchés. Ceux obtenus avec la distance euclidienne sont plus proches de la rotation effectivement réalisée lors de la projection sur cet exemple et ceux que nous avons traités jusqu'à maintenant.

## 5. Conclusion et perspectives

Dans cet article, nous avons présenté une méthode de recalage 2d-3d basée sur le théorème de la coupe centrale de la transformée de Fourier pour la recherche de mouvements rigides de structures osseuses. Nous avons utilisé la distance euclidienne pour comparer les transformées de radiographies et les coupes qui correspondent à des transformées de radiographies simulées. Nos résultats semblent meilleurs que ceux obtenus avec la métrique de Mattes. De plus, cette méthode présente les avantages de permettre un recalage 2d-3d automatique qui est indépendant de la forme et peut donc se généraliser pour plusieurs articulations. Dans des étapes futures, nous inclurons les translations dans le schéma de recherche du mouvement et nous ferons d'autres tests avec des données réelles du genou.

## 6. Remerciement :

Ce travail est réalisé dans le cadre d'une convention CIFRE avec la société Biospacemed Paris.

## 7. Références :

- [1] A. Cappozzo, A. Cappello, U. Della Croce, F. Pensalfini, "Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction", *IEEE Transactions on biomedical engineering*, v **44**, No12, Dec 1997.
- [2] E. Cosman Jr., "Rigid registration of MR and biplanar fluoroscopy", *Ms thesis*, MIT, 2000.
- [3] J. Dubousset, G. Charpak, I. Dorion, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, G. Kalifa, S. Ferey, "Une nouvelle imagerie ostéoarticulaire basse dose en position debout: le système EOS", *Radioprotection*, v **40**, 2005.
- [4] G. Guillard, C. Hamitouche, J. D. Gil Cano, C. Roux, E. Stindel : Analyse du lien forme-fonction du complexe ostéo-articulaire par identification axode-surface focale » *ITBM-RBM*, v **26**, 264-266, 2005.
- [5] W. R. Hamilton, "Lectures on quaternions", 1853.
- [6] [www.itk.org](http://www.itk.org).
- [7] K. Kim, S. Park, H. Hong, Y. G. Shin, "Fast 2D-3D registration using GPU-based preprocessing", *Enterprise networking and Computing in Healthcare Industry*, *IEEE*, 23-25 Juin 2005 , 2005.
- [8] M. A. Lafortune, "The use of intra-cortical pins to measure the motion of the knee joint during walking", *Ph.D thesis*, Pennsylvania State University, 1984.
- [9] F. Maes, A. Collignon, D. Vandermeulen, G. Marchal, and P. Seutens. "Multimodality image registration by maximization of mutual information". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v **16** (2):187-198, 1997.
- [10] E. Ntasis, W. Cai, G. Sakas, K. S. Nikita, "Real time digital reconstructed radiograph (DRR) rendering in frequency domain" *Proceedings of The First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology Oct 13.16, '99, Atlanta GA, USA, 1999.*
- [11] N. Perrin, E. Stindel, Ch. Roux "Bone Morphing Vs Freehand localisation of anatomical landmarks: Consequences on the reproducibility of implant positioning in total knee arthroplasty", *Comp. Aid. Surg.*, 10(5/6), pp. 301-309, sept./nov. 2005.
- [12] F. Wang, T. E. Davis, B. C. Vemuri, "Real Time DRR generation using cylindrical harmonics", *MICCAI 2002*, pp 671-678.
- [13] C. Schwartz, M. Lempreur, V. Burdin, J.J Jacq, O. Remy-Neris : "Méthode d'analyse du mouvement par utilisation de nappes de marqueurs", *TAIMA 07*, Hammamet, Tunisia, 2007.
- [14] L. Zollei, E. Grimson, A. Norbash, W. Wells, "2D-3D rigid registration of X ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators" *IEEE CVPR*, 2001.
- [15] D. Zosso, B. Le Callennec, M. Bach Cuadra, K. Aminian, B. M. Jolles, J. P. Thiran, "Bi-planar 2D-to-3D Registration in Fourier Domain for Stereoscopic X-Ray Motion Tracking", *SPIE Medical Imaging*, 2008.