

# Modélisation Forme-Fonction du Système Ostéo-Articulaire de l'Avant-Bras en Imagerie Médicale

S. ALLAIRE<sup>1,2</sup>, V. BURDIN<sup>1,2</sup>, J.-J. JACQ<sup>1,2</sup>, Ch. LEFÈVRE<sup>1,3</sup>, Ch. ROUX<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>LaTIM, INSERM, ERM 0102, CHU, I3S, 5 avenue Foch, 29609 Brest

<sup>2</sup>dépt. ITI, ENST Bretagne, technopôle Brest Iroise, CS 83818, 29238 Brest Cedex

<sup>3</sup>Service d'Orthopédie Traumatologie, CHU La Cavale Blanche, rue Tanguy Prigent, 29200 Brest

[stephane.allaire@enst-bretagne.fr](mailto:stephane.allaire@enst-bretagne.fr)

**Résumé** – Nous proposons ici une première approche quantitative d'analyse de couplage de formes 3D, dans le but de mieux appréhender l'incidence d'un tel couple sur une fonctionnalité de mouvement. Concernant la morphométrie des os longs, nous étudions l'influence de la forme 3D des structures osseuses de l'avant-bras sur les limitations de l'angle de rotation pendant le mouvement de pronosupination. Sur la base d'une modélisation à plusieurs stades –forme, déformation puis mouvement–, des simulations confortent la conjecture de l'optimalité naturelle des paramètres de forme pour un avant-bras non pathologique isolé. S'il est enfin ici légitimé de se focaliser sur les régions diaphysaires dans ce sous-système ostéo-articulaire particulier, il est de plus avisé de dépasser la restriction purement osseuse pour intégrer le ligament interosseux à un ordre supérieur de modélisation.

**Abstract** – We here present a preliminary quantitative approach to analysing how 3D shapes match in order to better evaluate how such a coupling impacts on a functional motion. Addressing long bone morphometry, we study the influence of the 3D shape of forearm bone structures on the limitation of rotational range during pronation-supination motion. On the basis of modelling at successive stages –shape, deformation, then motion–, simulation here confirms the assumption that shape parameters are naturally optimal within a given non-pathological forearm. While the need to focus on shaft regions is supported as regards this particular bone-joint subsystem, it is finally advised that the restriction to only bones should give way to including the interosseous ligament into a higher order of modelling.

## 1. Introduction

Dans le cadre général de l'analyse forme-fonction de structures internes, nous nous intéressons ici aux os longs dans le système ostéoarticulaire humain. L'articulation radio-ulnaire est un exemple remarquable où les deux os –le radius et l'ulna– interagissent pleinement, précisément en tant qu'os longs. De plus, la pratique médicale et la recherche clinique montrent que des réductions parfois importantes de l'angle de rotation maximale dans le mouvement de pronosupination sont constatées lorsqu'une fracture consolide dans une position pathologique [1]. D'où l'importance d'étudier dans quelle mesure la forme 3D des structures osseuses de l'avant-bras peut influencer cet angle [2]. Ce document apporte une réponse préliminaire dans l'étude du couplage de formes basée sur une représentation tubulaire des os longs.

La pronosupination est le mouvement de rotation de l'avant-bras autour de son axe longitudinal, entraînant un mouvement de la main qui permet notamment de tourner une clef dans une serrure. C'est ainsi un mouvement courant et répétitif, reposant sur l'enroulement de l'os du radius sur l'ulna (ou cubitus), illustré en Fig. 1. Nous ne considérons ici dans un premier temps que les structures osseuses (Fig. 2). Le sous-système ostéo-articulaire de l'avant-bras ainsi restreint présente pourtant déjà une dualité notable, identifiée par I. A. Kapandji [3]. Du point de vue anatomique d'une part, la pronosupination est rendue possible par les courbures respectives des deux os. En particulier la courbure pronatrice du radius dans le plan sagittal lui permet d'enjamber l'ulna. Du point de vue de la fonctionnalité d'autre part, les articulations radio-ulnaires supérieure et inférieure sont

toutes deux des trochoïdes (surfaces cylindriques à un seul degré de liberté conférant la fonction pivot). Elles autorisent ainsi la rotation autour de leur axe commun. Dans ce cadre, l'imagerie médicale et la modélisation numérique constituent une indication dans l'observation fonctionnelle de ce sous-système particulier de l'appareil locomoteur humain.

Cet article s'articule selon trois sections. Après une brève description des traitements post-acquisition des volumes 3D initiaux, nous proposons en §2. une démarche méthodologique pour l'étude forme-fonction des os longs. En §3. sont présentés les résultats préliminaires de simulations. Nous discutons dès lors en §4. des apports et limitations de cette modélisation puis entrevoyons des perspectives pour l'affiner.

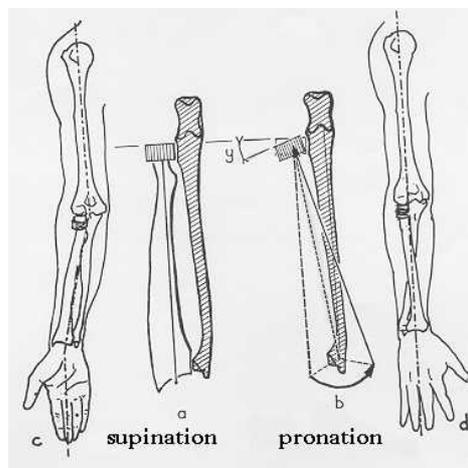


FIG. 1 : Cône schématique du radius autour de l'ulna (bras droit) pendant la pronosupination, in Kapandji [3].

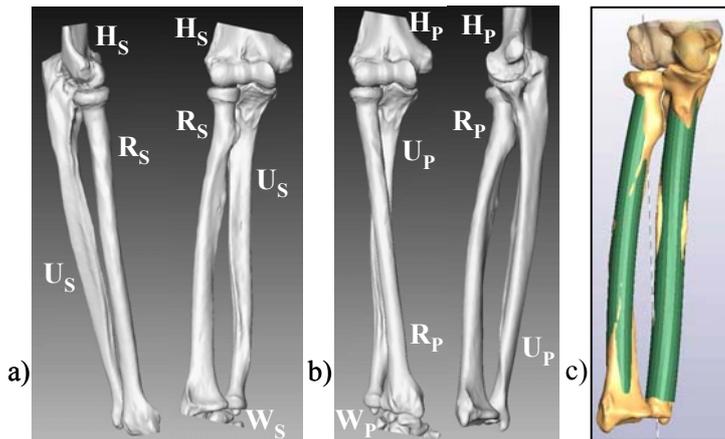


FIG. 2 : Os segmentés d'un avant-bras droit au scanner : radius  $R$ , ulna  $U$ , humérus  $H$ , poignet  $W$ , en a) supination active  $S$  (vues externe et frontale), b) pronation active  $P$  (vues frontale et interne). c) Modèles tubulaires superposés aux os.

## 2. Méthodologie

### 2.1 Traitements d'image post-acquisition

Parmi les systèmes d'acquisition d'images, bien qu'irradiant (rayons X), le scanner CT (Computed Tomography scanning) est avantageux dans la délimitation des tissus osseux. Afin d'améliorer le rapport signal à bruit tout en préservant les structures principales, nous appliquons en premier lieu un filtrage anisotrope sur les volumes imageant l'avant-bras (Fig. 3). Toutefois, après segmentation par seuillage, une retouche interactive demeure nécessaire pour isoler précisément les structures osseuses, tout particulièrement aux interfaces où l'os trabéculaire est hétérogène. A l'aide de la plateforme Amira (TGS), nous opérons ensuite successivement :

- une extraction des surfaces 3D par Marching Cubes généralisés, outil de classification non binaire [4],
- un ré-échantillonnage et lissage 3D du maillage polygonal,
- un recalage 3D par amers spécifiques, interactivement placés sur la palette humérale ( $H_S$  et  $H_P$ , sur la Fig. 2).

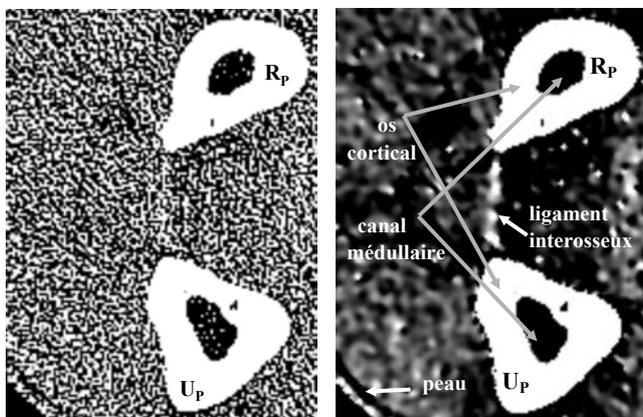


FIG. 3. Section transversale médiadiaphysaire d'un avant-bras droit en pronation, avant et après filtrage anisotrope (densitométrie scanner X : de 70 à 130 unités Hounsfield).

### 2.2 Modélisation géométrique et cinématique

Afin d'étudier le couplage forme-fonction des os de l'avant-bras, nous nous focalisons sur la forme de leur canal médullaire, information primordiale pour un traitement chirurgical de fractures par enclouage intramédullaire [5]. Ce canal existe le long de la portion diaphysaire (le corps) de l'os, ce que montre par exemple la section transversale médiadiaphysaire de la Fig. 3. En utilisant des algorithmes de morphométrie géodésique opérant sur la segmentation volumique de chaque os long, il est possible d'extraire une courbe polygonale 3D qui matérialise l'axe médian du canal médullaire [6]. Le but étant de quantifier les limitations du mouvement induites par des déformations osseuses, nous procédons en trois étapes à partir de cette nouvelle donnée :

- modélisation simplifiée des portions diaphysaires,
- déformation des axes de ces tubes et répercussion sur la forme de la surface externe,
- détection de collision pour déterminer l'amplitude fonctionnelle possible.

#### 2.2.1 Représentation géométrique tubulaire simple de la structure d'os long

Nous approchons chaque axe médian par une courbe paramétrique 3D élémentaire, envisageable pour concevoir des clous chirurgicaux. Un arc de cercle est ainsi ajusté sur l'axe médian radial au sens des moindres carrés par la méthode de Gauss-Newton [7]. Avant d'approcher de même l'axe médian ulnaire par une hélice elliptique, il faut déterminer l'orientation du système d'axes dans lequel cette hélice aurait l'équation paramétrique standard suivante :

$$(a \cdot \cos(\omega \cdot t + \varphi), b \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi), t) \quad (EH)$$

Pour cela, comme décrit en Fig. 4, nous estimons d'abord l'axe directeur du cylindre circonscrit correspondant (i.) puis calculons le centre et l'inclinaison de sa base elliptique (la section transversale correspondante cf. passage ii. → iii.) par minimisation sous contraintes quadratiques spécifiques à l'ellipse [8]. Ainsi, relativement aux axes trouvés nous pouvons ajuster une hélice standard (EH) sur le nuage de points initial [9]. La mise en œuvre numérique rend plusieurs solutions au système d'équations, selon les intervalles de recherche fournis par l'utilisateur. La solution valide est sélectionnée par reconstruction du modèle hélicoïdal et superposition avec la courbe polygonale 3D ulnaire. L'axe médian de l'ulna est ainsi approché par un tour quasi complet d'hélice à base elliptique.

Nous générons ensuite un modèle tubulaire simple des surfaces corticales externes, à facettes régulières. La section

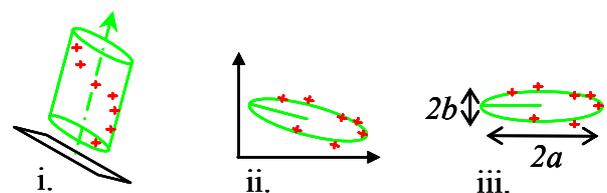


FIG. 4 Ajustement d'une hélice elliptique standard (EH) sur l'axe médian ulnaire.

droite est choisie constante, égale au diamètre moyen de la diaphyse réelle. Ceci présente l'intérêt de reporter sur la surface externe la seule information morphologique interne, telle quelle a été modélisée à travers l'axe médian. La Fig. 2.c permet d'apprécier visuellement l'ajustement des tubes sur la diaphyse réelle des deux os.

### 2.2.2 Modélisation de déformations

A partir des modèles axiaux, il est possible de simuler plusieurs types de déformations. Nous faisons par exemple varier le rayon de courbure de l'arc de cercle radial, tout en veillant à respecter la variabilité anatomique naturelle. Nous considérons alors que le plan contenant l'arc (« l'axe du canal médullaire d'un radius est plan » [10]) est un invariant géométrique, de même que la corde reliant ses deux extrémités, ce qui simule une certaine stabilité aux articulations radio-ulnaires proximale et distale.

Une variation du pas de l'arc hélicoïdal ulnaire peut également être prise en compte, à condition d'effectuer un recalage positionnel 3D immédiatement après la déformation correspondante pour mieux pallier les déphasage ou translation longitudinale éventuellement induits :

- reconstruction de l'arc d'hélice approchant les données,
- multiplication de son pas  $2\pi/\omega$  par un facteur  $1/\alpha$ ,
- reconstruction de l'arc d'hélice nouvellement paramétré,
- recalage rigide par détermination du quaternion unitaire optimal transformant l'arc d'hélice initial en le nouvel arc d'hélice (de fait, nous appliquons une méthode de recalage rigide à deux structures différant légèrement).

### 2.2.3 Simulation du mouvement

Pour reproduire le mouvement de pronosupination, deux cas se présentent. Si une seule position a été imagée, alors seule intervient la rotation du radius dans le référentiel de l'ulna. Comme schématisé en Fig. 1, il balaie alors une portion de la surface d'un cône dont l'axe est supposé fixe. Cet axe de pronosupination passe communément par les centres des têtes radiale et ulnaire au niveau des articulations radio-ulnaires proximale et distale respectivement.

Pour des données acquises dans plusieurs positions (typiquement les extrêmes : pronation et supination), nous nous plaçons alors dans le référentiel de la palette humérale, que nous utilisons pour les recalcr entre elles et dans lequel le mouvement de bascule de l'ulna se révèle conséquent [11, 12]. Les axes de rotation sont alors identifiés aux axes hélicoïdaux entre les positions successives.

L'amplitude de rotation maximale est approchée par détection des collisions osseuses grâce à l'implémentation de l'algorithme *RAPID* utilisant des Oriented Bounded Box Trees (OBBTrees) [13]. A chaque objet facettisé (os, tube) est ainsi associée une hiérarchie structurée de boîtes englobantes de volume minimal et orientées suivant les axes principaux d'inertie des sous-ensembles imbriqués de facettes. Lorsqu'il y a impact médiodiaphysaire du modèle radial sur le modèle ulnaire, l'angle de rotation atteint est une indication légèrement surestimée mais raisonnable de la pronation maximale possible.

## 3. Résultats

Nous avons pu mener ces étapes de modélisation sur des données cadavériques statiques dans une unique position, indéterminée lors de l'acquisition. Sur les résultats fonctionnels présentés en Fig. 5, l'effet de déformations sur l'angle maximal possible en pronation n'est donc quantifié que relativement à cette position initiale inconnue. Les allures obtenues comportent un maximum en amplitude lorsque le rayon de courbure de l'arc de cercle ou le pas de l'hélice se trouvent dans des intervalles voisins des valeurs encadrées, initialement extraites des formes réelles. Nous observons ici en fait l'influence de la courbure radiale et de la localisation des coudes de la forme ulnaire, impliqués dans le dégagement qui permet la rotation maximale du radius autour de l'ulna.

Ces simulations préliminaires, menées de façon indépendante sur un seul paramètre de forme significatif de chaque structure, dégagent ainsi le résultat suivant : il existe un couplage des structures osseuses en présence sur un avant-bras donné, puisque les paramètres de forme optimaux correspondent aux paramètres extraits des formes naturelles.

## 4. Discussion

Au delà de cette première indication, il convient de vérifier qu'à un autre avant-bras correspond effectivement un autre couplage paramétré, en quête d'un éventuel invariant de couplage pertinent dans l'espace des paramètres. L'influence des procédés de segmentation et d'extraction de l'axe médian en amont de toute modélisation reste cependant cruciale.

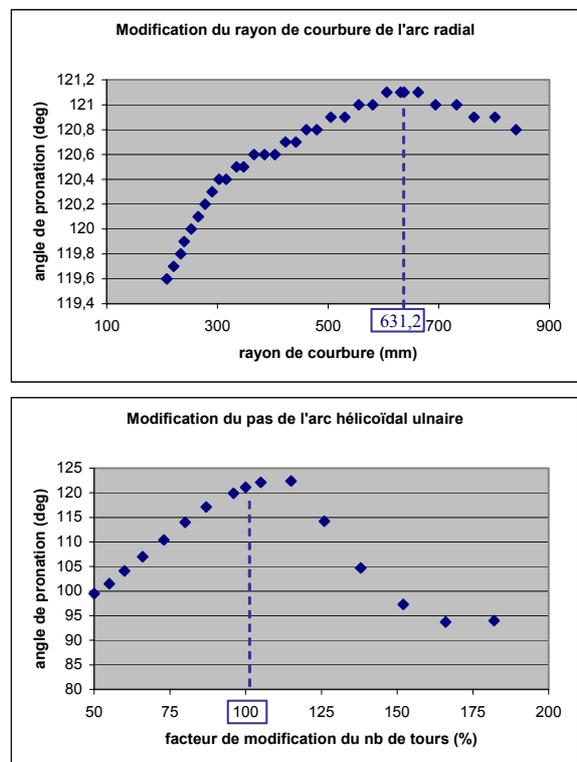


Fig. 5. Effets de déformations sur l'angle relatif de pronation maximale (positif à partir de la position initiale indéterminée des données cadavériques).

Par ailleurs, outre l'intérêt théorique des hypothèses de modélisation morphologique (ici le couple {arc de cercle; arc d'hélice elliptique}) en termes de couplage de formes, un intérêt pratique peut ressortir lors de la conception clinique de clous appariés, moyennant un modèle ulnaire plus réaliste.

Dans notre modélisation axiale, le choix d'une représentation continue paramétrique des courbes 3D offre l'accès direct au trièdre local de Serret-Frenet, et donc aux valeurs intrinsèques locales de rayon de courbure et de torsion. Les modèles de formes libres 3D peuvent ainsi constituer une deuxième façon d'approcher les axes médians diaphysaires des os. Les sommets des lignes polygonales définissent par exemple les points de contrôle d'une courbe Bézier. Dès lors, le déplacement maîtrisé de certains points de contrôle choisis simule une déformation douce de la structure, accompagnée d'une stabilité aux extrémités de par les propriétés des courbes Bézier. Expérimentalement, les résultats de simulations peuvent être sélectionnés comme réalistes lorsque le niveau de courbure ou de torsion qui les caractérise respecte la dispersion habituellement rencontrée.

L'approche ici suivie a avant tout révélé que le réalisme du couplage interosseux nécessite effectivement de respecter certaines contraintes spatiales. Quelques unes ont été simulées *a priori*, par un plan et des points fixes pour le radius, et par un recalage final pour l'ulna, lors des déformations (cf. §2.2.2). Or de récentes analyses orthopédiques nous conduisent à prendre en considération la membrane interosseuse, en particulier sa bande centrale. Ce faisceau ligamentaire s'avère jouer un rôle primordial (tel un hauban agissant entre le radius et l'ulna) dans la stabilité transversale comme longitudinale du système ostéo-articulaire antébrachial [14,11]. De plus, s'insérant sur les crêtes osseuses des deux diaphyses radiale et ulnaire en regard, il se tend dans la supination et la limite [1,11]. Le jeu articulaire se révèle par ailleurs substantiel au niveau épiphysaire [12,11]. Ces nouvelles observations contribuent à orienter notre attention sur la zone diaphysaire de ce sous-système ostéo-articulaire, au moment de dépasser la restriction osseuse. Le couplage morpho-fonctionnel recherché devrait donc être à la fois osseux et ligamentaire.

## 5. Conclusion

Nous avons présenté une méthode d'analyse du couplage de formes 3D impliquées dans un mouvement particulier du système ostéo-articulaire de l'avant-bras : la pronosupination. Nous avons pour cela travaillé sur des modèles tubulaires simples des structures anatomiques concernées, basés sur une représentation axiale des os longs. Les résultats préliminaires sur pièces anatomiques ont conforté la conjecture de l'optimalité naturelle des paramètres de forme pour un avant-bras non pathologique isolé, ce que davantage de simulations sur différents avant-bras devraient toutefois confirmer.

L'approche suivie a surtout montré la nécessité d'identifier des contraintes lors de la modélisation. Ainsi l'hypothèse exclusivement osseuse s'est avérée trop restrictive. Notre intérêt concernant les parties diaphysaires, caractéristiques des os longs, a cependant été légitimé. L'extraction du

ligament interosseux dans les volumes imagés et la modélisation de ses insertions sur les lignes de crêtes osseuses devraient constituer les prochaines étapes pour compléter cette étude préliminaire. Ceci pourrait permettre une avancée significative dans la compréhension des contraintes régissant le mouvement de pronosupination, vers l'identification d'un probable couplage ostéo-ligamentaire.

## Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier Dr. D. Colin pour l'acquisition scanner des données ici exploitées.

## Références

- [1] E. Schemitsch, R. Richards, "The effect of malunion on functional outcome after plate fixation of fractures of both bones of the forearm in adults", *J. Bone Joint Surgery*, 74 A, pp. 1068–1078, 1992.
- [2] V. Burdin, Ch. Roux, E. Stindel, Ch. Lefèvre, "Study of 3D human movements : influence of the forearm bone morphology on the magnitude of the pronosupination motion", IEEE workshop on Motion of Non-Rigid and Articulated Objects, Austin, TX, 1994.
- [3] I. A. Kapandji, "Physiologie articulaire — Membre Supérieur," in *Schémas Commentés de Mécanique Humaine*, Librairie Maloine S.A., fascicule I, 4<sup>ème</sup> édition, pp 104–123, 1987.
- [4] H.-C. Hege, M. Seebaß, D. Stalling, M. Zöckler, "A generalized marching cubes algorithm based on non-binary classifications", technical report SC-97-05, Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik (ZIB), 1997.
- [5] Ch. Lefèvre, D. Le Nen, E. Cabrol, P. Penot, "Intramedullary locking nail of the ulna", *Communication in advanced course in intramedullary locking nail*, Courchevel, February 1991.
- [6] J.J. Jacq, Ch. Roux, "Geodesic morphometry with applications to 3D morpho-functional anatomy", in *Proc. IEEE, special issue on Emerging medical imaging technology*, (to appear, 2003).
- [7] I. Smith. (2002) "Matlab least squares geometric element software", Centre for Mathematics and Scientific Computing, National Physical Laboratory. url : <http://www.npl.co.uk/>
- [8] M. Pitu, A. W. Fitzgibbon, R. B. Fisher, "Ellipse-specific direct least square fitting", IEEE International Conf. on Image Process., Lausanne, Sept. 1996. url : <http://www.hpl.hp.co.uk/people/mp>
- [9] D. Eberly. (1999, March 2). "Fitting 3D Data with a Helix". url : <http://www.magic-software.com/Documentation>
- [10] V. Burdin, Ch. Roux, E. Stindel, Ch. Lefèvre, "Modeling and analysis of 3D elongated shapes with applications to long bone morphometry", *IEEE Trans. Med. Imag.*, 1996, 15, 1, pp. 79–91.
- [11] Ch. Lefèvre, D. Le Nen, F. Dubrana, E. Stindel, W. Hu, "Fractures diaphysaires des deux os de l'avant-bras chez l'adulte," in *Encycl. Médico-Chirurg.*, vol. "Appareil locomoteur", (à paraître, 2003).
- [12] S. Allaire, V. Burdin, J.-J. Jacq, Ch. Lefèvre, Ch. Roux, "Quantitative shape-function modeling of the forearm in medical imaging", in *Proc. IEEE EMBS'03*, Cancún, México, (to appear).
- [13] S. Gottschalk, M. C. Lin, D. Manocha, "OBB-tree : a hierarchical structure for rapid interference detection", in *Proc. SIGGRAPH'96*, New Orleans, LA, USA, pp. 171–180.
- [14] J. C. McGinley, S. H. Kozin, "Interosseous membrane anatomy and functional mechanics", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, no. 383, pp. 108–122, 2001.