

Classification topologique locale d'images 3D

Alexandra Bonnassie^{1,2}, Françoise Peyrin^{1,2}, Dominique Attali³

¹CREATIS

UMR CNRS 5515, 502, INSA, 69621 Villeurbanne Cédex, France.

²ESRF

BP 220, 38043 Grenoble Cédex, France.

³LIS laboratory

Domaine Universitaire, BP 46, 38402 Saint-Martin d'Hères, France

Bonnassi@esrf.fr, peyrin@esrf.fr, Dominique.Attali@inpg.fr

Résumé - L'objectif de ce travail est de proposer une méthode d'analyse locale des formes des objets contenus dans une image 3D. Nous nous intéressons plus particulièrement aux formes de type cylindre ou plaque. Notre approche est basée sur l'analyse des points du squelette 3D et se déroule en deux étapes. Premièrement, 4 types de points du squelette sont identifiés : régulier, arc, bord et multiple. Un point du squelette est classé en fonction des propriétés topologique d'une région d'intérêt locale autour de ce point. La taille de cette région est réglée en fonction de l'épaisseur locale de la structure en ce point. Ensuite, la réversibilité du squelette est utilisée pour en déduire une classification du volume entier. Après avoir obtenu des résultats sur des images simulées 3D, nous présentons une application de la méthode dans l'identification des structures osseuses à partir d'images tomographiques hautes- résolution 3D.

Abstract – *The objective of this work is to propose a shape local analysis method of objects enclosed in a 3D image. We are interesting more particularly by rod-like and plate-like shapes. Our approach is based on the analysis of the 3D skeleton points and is two parts. First, 4 types of skeleton points are identified: regular, arc, boundary and branching, points. A skeleton point is labelled according to the topologic properties of a local interest region around this point. This region size is adjusted as a function local thickness of the structure at this point. Then, the reversibility of the skeleton is used to deduce from it a classification of entire volume. After some results on 3D simulated images, we present an application of the method to the identification of bone structures from 3D high-resolution tomographic images.*

1. Introduction

En médecine, de plus en plus de modalités fournissent des images 3D d'organes et l'exploitation de telles images nécessite des méthodes spécifiques. L'analyse tridimensionnelle de la géométrie des structures est importante pour diverses applications (étude de structures vasculaires, osseuses...).

Dans ce contexte, la squelettisation est une technique intéressante pour représenter les formes de façon simplifiée tout en préservant les informations topologiques. En analyse d'image 2D, les paramètres extraits, à partir des squelettes, sont couramment utilisés dans les algorithmes de reconnaissance. Les applications de ces techniques vont de l'étude de cellules biologiques [1], à la reconnaissance de caractères [2]. Alors que les squelettes et leurs applications sont largement étudiés pour des images 2D [3], ces techniques sont beaucoup moins développées en 3D. De façon générale, les squelettes 3D ne sont pas limités à des courbes mais sont composés d'un ensemble de courbes et de surfaces médianes. Les squelettes peuvent être définis et calculés par une approche continue ou discrète. Dans le premier cas, le squelette est approximé en utilisant le graphe de Voronoï d'un ensemble discret d'échantillons des frontières de l'objet [4, 5]. Dans le second cas, la topologie discrète des images est directement considérée et les méthodes sont basées soit sur des algorithmes

d'amincissement [6, 7], soit sur des calculs de maxima dans des cartes de distance [8]. Dans [9], Saha a développé une caractérisation complète des points d'un squelette 3D basée sur une approche de topologie discrète. Pothuaud et al. ont récemment proposé l'analyser du graphe associé à un squelette filaire pour caractériser les milieux poreux désordonnés [10]. Cependant, l'un des problèmes, dans l'application de ces techniques à des images réelles, est le bruit inhérent à la définition du squelette et qui se manifeste par de nombreuses barbules lorsqu'il existe de petites irrégularités de surface. Des techniques de simplification de squelettes ont été proposées mais elles sont relativement coûteuses en ressources informatiques [11].

Dans ce papier, nous proposons une méthode originale pour caractériser la topologie et la géométrie de tous les points d'une structure 3D. La méthode se décompose en deux étapes. Tout d'abord, nous proposons une méthode pour classer les points de l'axe médian 3D en fonction de leurs propriétés topologiques locales. Ensuite, cette classification est étendue au volume entier 3D. Après avoir décrit la méthode, nous présentons son application à des images 3D simulées, puis à des images 3D de structures osseuses.

2. Méthode de classification

Soit R^3 l'espace euclidien 3D et d la distance euclidienne. Soit X , un objet dans R^3 . Le squelette $Sk(X)$, d'un objet X ,

correspond aux centres des sphères maximales incluses dans X . Une sphère B incluse dans X est dite maximale s'il n'existe aucune autre sphère incluse dans X et contenant B . Le squelette possède de nombreuses propriétés intéressantes telle que la réversibilité, l'homotopie et l'invariance par translations et rotations [12]. La propriété de réversibilité, qui permet de retrouver le volume entier 3D à partir de son squelette, est cruciale dans notre méthode.

2.1 Classification des points de l'axe médian

En 2D, les points du squelette peuvent être facilement identifiés comme des points simples, multiples ou de bord, en fonction des propriétés de l'intersection de la sphère maximale et de l'objet, comme illustré sur la Figure 1.

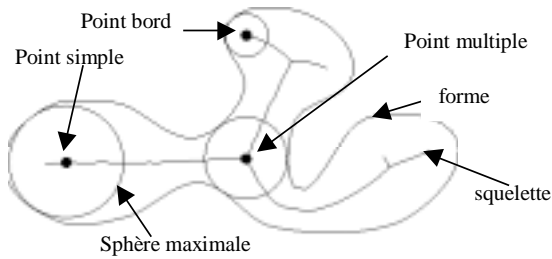


Figure 1 : Squelette de l'objet 2D

Notre objectif est de proposer une classification pour identifier quatre types de points dans le squelette 3D :

- Type 1 : points de bord
- Type 2 : points multiples (1)
- Type 3 : points réguliers
- Type 4 : points arc

L'idée est d'analyser une région locale d'intérêt autour de chaque point du squelette 3D. Soit m un point de $Sk(X)$, et $B(m)$ la sphère maximale centrée sur m . Il est intéressant de noter que l'intersection entre $B(m)$ et la surface de l'objet permet une caractérisation des différents types de points. En effet, si l'intersection est non dégénérée et est composée d'une seule partie connexe, m est un point de bord. Si l'intersection est composée de 2 (resp. 3 ou plus) parties connexes, m est un point régulier (resp. multiple). Si l'intersection est un cercle (cas dégénéré), m est un point arc. Toutefois, si la surface de l'objet est irrégulière, son squelette sera bruité, et une telle approche devient alors erronée. C'est pourquoi, nous proposons d'analyser une sphère augmentée $B_\epsilon(m)$ afin d'apporter de la tolérance dans le procédé.

Soit $\rho(m)$, le rayon de la sphère maximale $B(m)$, et $B_\epsilon(m)$, la sphère centrée sur m de rayon $\rho(m)+\epsilon$. Soit $C_\epsilon(m)$ la composante connexe de $B_\epsilon(m) \cap X$ contenant m . Nous définissons $V_\epsilon(m)$ comme le complémentaire de $C_\epsilon(m)$ dans $B_\epsilon(m)$.

L'analyse est basée sur la caractérisation des propriétés topologiques du sous volume $V_\epsilon(m)$. Ces propriétés sont déduites à partir des nombres de Betti et des caractéristiques d'Euler de $V_\epsilon(m)$ [13]. Le nombre d'Euler χ est un invariant topologique lié aux nombres de Betti via la relation suivante:

$$\chi = \beta_0 - \beta_1 + \beta_2 \quad (2)$$

où β_0 , β_1 , et β_2 sont respectivement le nombre de composantes connexes, le nombre de tunnels, et le nombre de cavités.

Nous proposons de classer le point m en fonction des caractéristiques $\beta_0(V_\epsilon(m))$, et $\beta_1(V_\epsilon(m))$ de la façon suivante (cf. Table 1) :

Table 1 : classification du point m du squelette

$\beta_0(V_\epsilon(m))$ $\beta_1(V_\epsilon(m))$	1	2	> 2
0	Bord	Régulier	Multiple
1	Arc	Multiple	Multiple
>1	Multiple	Multiple	Multiple

En utilisant cette procédure, un label entier, $L(m)$, compris entre 1 et 4, sera attribué à chaque point m de $Sk(X)$ selon son type comme défini en (1).

2.2 Classification du volume entier 3D

Comme nous l'avons déjà mentionné, le volume 3D peut être reconstruit à partir de son squelette via :

$$X = \cup \{B(m) / m \in Sk(X)\} \quad (3)$$

Nous proposons d'utiliser la même idée pour calculer le type de tous les points de X . Pour cela, nous attribuons une relation d'ordre aux différents types. Nous choisissons l'ordre de la liste (1), présentée en section 2.1, pour privilégier les points arcs et réguliers qui correspondent, généralement, aux primitives géométriques d'intérêt. Chaque point m recevra le label le plus grand des points du squelette, dont la sphère maximale contient m . La classification de chaque point m de X , sera alors réalisée à partir de :

$$L(m) = \max \{L(m') / m' \in Sk(X) \text{ and } m \in B(m')\} \quad (4)$$

3. Implémentation

L'implémentation de la méthode proposée nécessite une transposition dans l'espace discret. Des définitions discrètes, en topologie digitale, peuvent être trouvées dans [14]. Un objet est représenté par un ensemble de voxels. Différentes relations d'adjacence sont communément définies dans l'espace discret 3D : en 6 (resp. 18, 26) connectivité, un voxel possède 6 (resp. 18, 26) voisins connectés.

L'algorithme requiert plusieurs étapes. Premièrement, le squelette 3D est calculé comme les maxima locaux de la carte de distance discrète [6]. Notons que cette définition ne préserve pas nécessairement les relations de connectivité, mais préserve la réversibilité. Deuxièmement, la procédure décrite en section 2.1 est appliquée. La taille du rayon $\rho(m)$ de la sphère maximale en chaque point m est déduit de l'épaisseur locale de la structure calculée comme dans [15]. Les nombres de composantes connexes β_0 , et de tunnel β_1 , sont respectivement calculés selon une 26 (resp. 6) connectivité. Différentes méthodes ont été proposées pour calculer le nombre d'Euler sur des images digitales discrètes

[14]. Nous utilisons la décomposition suivante des caractéristiques d'Euler [16] :

$$\chi = n_0 - n_1 + n_2 - n_3 \quad (5)$$

où n_0 , n_1 , n_2 , n_3 , sont respectivement le nombre de sommets, d'arêtes, de faces et de voxels de l'objet binaire. Après la classification des points du squelette, la labelisation du volume entier est faite selon la relation (4).

4. Résultats sur des images simulées 3d

Cet algorithme a été testé sur des images 3D, générées à partir de structures géométriques simples. Les sous volumes $V_{e(m)}$ correspondants à différents types de points sont illustrés sur la Figure 2.

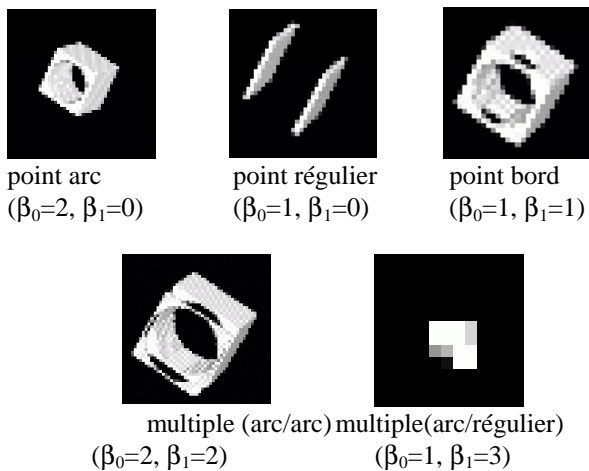


Figure 2 : Exemples de sous volumes correspondant à différents types de points, et leurs caractéristiques

La Figure 3 représente l'analyse d'une structure simple composée de cylindres et plaques. Cette figure montre les résultats de classification sur l'axe médian de l'image (gauche) puis les résultats après propagation de l'information de forme locale à l'intégralité du volume (droite). Pour visualiser les résultats, nous donnons une couleur aux différents labels. Les classifications obtenues, théoriquement, contiendraient seulement les labels : bord, arc et multiple dans le cas des deux cylindres perpendiculaires 3a) et les labels bord, régulier et multiple pour le cas des deux plaques perpendiculaires 3b).

La Figure 4 montre l'analyse d'un fantôme constitué de combinaisons de cylindres et plaques perpendiculaires. On obtient un rendu satisfaisant des différents types de formes.

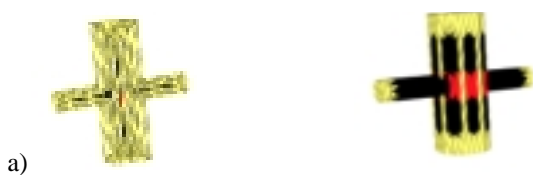


Figure 3 : analyse de formes simples : cylindre et plaque

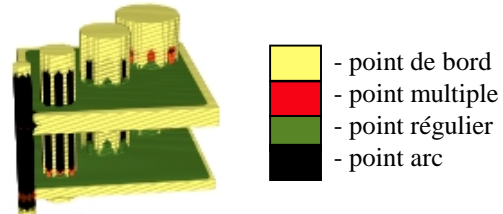


Figure 4: analyse d'une combinaison de cylindres, de plaques et d'embranchements

5. Application à des images d'os CT 3D

L'ostéoporose est une maladie de la fragilité osseuse conduisant à des fractures spontanées. La compréhension des relations entre les propriétés biomécaniques de l'os et sa micro-architecture est un domaine important de recherche [17],[18]. A cause de la petite taille de l'os trabéculaire, l'imagerie de la micro-architecture nécessite des techniques de très hautes résolutions. En ce qui nous concerne, la micro-tomographie (μ CT) par rayonnement synchrotron est particulièrement adaptée [19]. La quantification de la micro-architecture, à partir d'images μ CT 3D, exige de nouvelles techniques d'analyse. En particulier, les os sont faits typiquement de plaques et de tubes, ou de combinaisons de ces composantes. La détermination des pourcentages respectifs de plaques et de tubes à l'intérieur du volume osseux peut être un indicateur intéressant. L'unique méthode actuellement proposée pour obtenir ce type d'information est un indice de structure global, appelé SMI (Structure Model Index) [20].

Nous avons appliqué la méthode décrite dans ce papier à des images 3D d'échantillons de vertèbres acquises en μ CT par rayonnement synchrotron à l'ESRF de Grenoble. La taille des voxels des images est de 6.7 μ m.

La Figure 5 montre l'analyse de deux échantillons de vertèbres typiques : l'un d'un sujet jeune, majoritairement constitué de plaques (a), et l'autre d'un sujet âgé, contenant plus de tubes (b). Le même code de couleur a été utilisé. On peut constater que le type géométrique majoritaire est bien rendu par la méthode. Il est alors possible de quantifier le pourcentage de voxels correspondant à chaque type de classes. Dans le cas présent, les calculs du pourcentage de voxels de type plaque et de type tube donnent respectivement 70% et 12% pour la structure en plaque a) et 33% et 48% pour la structure tubulaire b). Les structures osseuses normales sont essentiellement constituées par des plaques, et l'augmentation du pourcentage de structures de type tube est un indicateur de la dégradation de la structure osseuse.

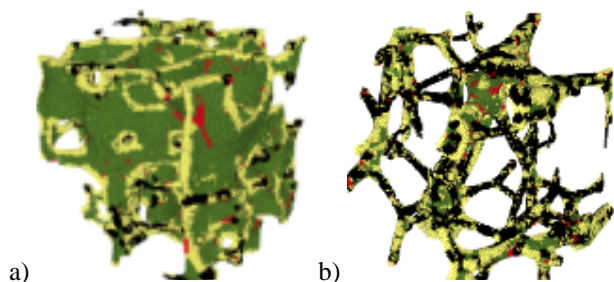


Figure 5 : analyse d'échantillons d'os rayon X μ CT 3D
a) de type plaque, b) de type tube

6. Conclusion

Dans ce papier, nous avons proposé une nouvelle méthode pour analyser les formes d'images 3D en effectuant une classification de leurs points en fonction de quatre types (bord, embranchement, régulier ou arc). Les parties de type tube et plaque sont respectivement identifiées comme l'ensemble des points de type arc et régulier. La méthode a été implémentée dans l'espace discret, par calcul de l'axe médian 3D de l'objet basé sur la transformation de la carte de distance. La taille du voisinage autour de chaque point est adaptative : elle dépend de l'épaisseur locale de la structure au point considéré. En pratique, nous notons une légère surestimation des points de type plaque par rapport aux points de type tube. Cependant, l'objectif attendu, soit la distinction entre les deux principaux types de structures tube et plaque est bien atteint avec cette méthode. Dans le futur, nous envisageons d'améliorer le choix de la taille de la région d'analyse afin d'obtenir de meilleurs résultats d'estimation des 4 types de formes dans l'image 3D. L'application de cette méthode à des images tomographiques haute résolution 3D d'échantillons osseux permettra une étude quantitative précise de la géométrie des structures osseuses. Les résultats obtenus sur une série d'échantillons seront comparés à ceux donnés par la méthode globale du SMI [20].

Références

- [1] E. Thiel and A. Montanvert. Shape splitting from medial lines using the 3-4 chamfer distance, In C. Arcelli et al., editors, *Visual Form Analysis and Recognition*, 537-546. Plenum, New York, 1992.
- [2] R.C. Gonzalez and R.E. Woods. *Digital Image Processing*. Addison Wesley publisher - 50803, 1992.
- [3] L. Lam, S.W. Lee, C.Y. Suen, Thinning methodologies-a comprehensive survey, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 14, (9), 869-885, 1992.
- [4] D. Attali and A. Montanvert. Computing and Simplifying 2D and 3D Semicontinuous Skeletons of 2D and 3D shapes. *CVIU*, 67(3), 261-273, Sept 1997.
- [5] J.W. Brandt, V.R. Algari, Continuous skeleton computation by Voronoi diagram, *CVGIP : IU*, 55(3) May 1992.
- [6] T.C. Lee, R.L. Kashyap, C.N. Chu, Building skeleton models via 3D medial surface/axis thinning algorithms, *CVGIP*, 56(6), 462-478, 1994.
- [7] P.K. Saha, B.B. Chaudhuri, 3D Digital topology under binary transformation with applications, *CVIU*, 63(3), 418-429, 1996.
- [8] E. Thiel, Les distances de chanfrein en analyses d'images: fondements et applications. Thèse de doctorat: Univ. Joseph Fourier, Grenoble I, 94, 176p.
- [9] P.K. Saha, B. B. Chaudhuri, A new shape preserving parallel thinning algorithm for 3D digital images, *Discrete Applied Mathematics*, 21, 67-79, 1988.
- [10] L. Pothuaud, P. Porion, E. Lespessailles, C.L. Benhamou, P. Levitz, A new method for three-dimensional skeleton graph analysis of porous media: application to trabecular bone microarchitecture, *J Microsc*, 199(2), 149-161, 2000.
- [11] D. Attali, A. Montanvert. Modeling noise for a better simplification of skeletons, *Proc.ICIP*, Volume III, 13-16, Lausanne, Switzerland, September 1996.
- [12] G. Matheron. Examples of topological properties of skeletons. *Image Analysis and Mathematical Morphology*, Vol 2, Ed. by J. Serra, London, Academic Press.
- [13] M. Henle. *A Combinatorial Introduction to Topology*. Dover publications, Inc., N.Y., 1994.
- [14] T.Y., Kong, A. Rosenfeld, *Digital Topology: introduction and survey*, *CVGIP*, 48, 357-393, 1989.
- [15] T Hildebrand., P Rüeeggsegger., A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images, *J Microsc*, 185(1), p 67-75, January 1997.
- [16] Coster, M. Jernot, J.P., Chermant J.L., Importance of the connectivity numbers in quantitative image analysis, *Acta Stereol.*, 6, Suppl. II, 123-131, 1987.
- [17] T.M. Link, S. Majumdar, J.C. Lin, D.C. Newitt, P. Augat, X. Ouyang, A. Mathur, H.K. Genant, A comparative study of trabecular bone properties in the spine and femur using High Resolution MRI and CT, *JBMR*, 13(1), 122-132, 1998.
- [18] J. Kabel, A. Odgaard, Van Rietbergen, R. Huiskes, Connectivity and elastic properties of cancellous bone, *Bone* 24(2), 115-120, February 1999.
- [19] M. Salomé, F. Peyrin, P. Cloetens, C. Odet, A.M. Jeantet, B. Baruchel, P. Spanne, A synchrotron radiation microtomography system for the analysis of trabecular bone samples, *Med. Phys.*, 26(10), 2194-2204, October 99.
- [20] T. Hilderbrand, P. Rüeeggsegger, Quantification of bone microarchitecture with the Structure Model Index, *Computer methods in biomechanics and biomedical Engineering*, 97, 1, 15-23.