

# Segmentation géométrique d'images 3D par analyse topologique de représentations compactes

A. LARRUE<sup>1,2</sup>, D. ATTALI<sup>3</sup>, F. PEYRIN<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> CREATIS, UMR CNRS 5515 ; INSERM U630 ; INSA-Lyon, UCB Lyon I ; F-69621 Villeurbanne Cedex, France

<sup>2</sup> ESRF, BP220, 38043 Grenoble Cedex, France

<sup>3</sup> LIS, UMR CNRS 5083 , 38402 St Martin d'Hères Cedex, Grenoble, France.

[larrue@esrf.fr](mailto:larrue@esrf.fr)

**Résumé** – La reconnaissance et la caractérisation des formes sont des questions clés de l'analyse d'image. Nous proposons ici une nouvelle méthode de segmentation géométrique d'images 3D basée sur l'analyse topologique de l'axe médian. Cette technique permet de décomposer un volume en parties de forme planaire ou tubulaire pour en extraire des paramètres géométriques quantitatifs et analyser des réseaux poreux complexes. Après l'avoir validé sur un fantôme, on applique cette méthode sur des images réelles de réseaux trabéculaires osseux afin de la comparer à une approche basée sur un squelette.

**Abstract** – Shape recognition and characterization are one of image analysis central questions. We propose a new geometrical method for the segmentation of 3D images. It is based on a topological analysis of the median axis. This technique enables a volume to be decomposed into planar-shaped or tubular-shaped parts. Then, quantitative geometrical parameters can be extracted in order to analyse complex porous materials. After validation on phantom the new method is applied on real 3D images of trabecular bone and compared to a skeleton-based approach.

## 1. Introduction

La reconnaissance et la caractérisation des formes sont des questions clés de l'analyse d'image. Dans ce domaine, les représentations à partir d'axe médian ou de squelette sont des outils particulièrement intéressants. L'axe médian d'un objet est défini comme le lieu des centres des boules maximales. Il permet d'obtenir une représentation compacte de l'objet et d'en extraire un certain nombre de caractéristiques.

Si les squelettes des images 2D sont constitués de lignes médianes, ceux des images 3D se révèlent plus complexes car la notion de plan médian vient s'ajouter à celle d'axe médian. On parle alors de squelettes surfaciques ou filaires. Par ailleurs, il existe différentes approches à la squelettisation (e.g. feu de prairie, amincissement homotopique, carte des distances) conduisant à des squelettes différents. Une étude de ses techniques est donnée dans [1]. Il existe différentes propriétés souhaitables pour le squelette comme la réversibilité, l'homotopie (conservation des propriétés topologique), l'isotropie et la « minceur » (i.e qu'il ait une épaisseur de 1 voxel). Toutefois, toutes ces propriétés ne peuvent pas être satisfaites simultanément.

Une méthode de classification des points d'un squelette surfacique en 8 types d'éléments (courbe, surface, jonction courbe-courbe, jonction courbe-surface, point terminal ...)

avait été proposée par Saha, à partir de l'analyse topologique d'un voisinage 3x3x3 [2]. Dans un travail précédent, nous avons proposé une approche pour classifier les points de l'axe médian d'un objet 3D à partir des propriétés topologiques calculées sur une région d'intérêt du volume de taille adaptée à l'épaisseur locale de la structure [3]. Cette technique est utilisée dans [4] pour contrôler un processus de squelettisation en fonction de la topologie locale de l'objet.

L'objectif de ce papier est de proposer une méthode basée sur la squelettisation pour segmenter le volume entier en composantes géométriques planaires et tubulaires et d'en extraire des paramètres morphométriques. Nous étudions deux approches, l'une basée sur nos travaux antérieurs et l'autre basée sur la classification proposée par Saha. Ces deux approches seront évaluées sur fantômes et les avantages et inconvénients de chaque méthode seront dégagés. La faisabilité de ces méthodes sera illustrée sur des images 3D de réseaux poreux complexes, comme le réseau trabéculaire osseux.

## 2. Description des méthodes

### 2.1 Analyse adaptative de l'axe médian [3]

Cette méthode repose sur la détermination de l'axe médian à partir des maxima locaux d'une carte des

distances de chanfrein. À partir de l'axe médian, une carte d'épaisseur locale est calculée. Soit  $X$  l'objet discret dans  $\mathbf{Z}^3$ , soit  $x$  un point de  $X$ , la carte d'épaisseur  $TM$  est définie en  $x$  par :

$$TM(x) = 2 \max\{ r / x \in B(y, r), y \in X \} \quad (1)$$

où  $B(y, r)$  est la boule de rayon  $r$  centrée en  $y$ .

Ainsi, il est possible pour chaque point de l'axe médian d'adapter le diamètre d'une région d'intérêt (ROI) à l'épaisseur locale de la structure. Une marge de tolérance  $\varepsilon$  est ajoutée au diamètre afin de limiter les effets de bords et la sensibilité au bruit. L'analyse topologique de cette ROI permet de classer les points. Cette classification repose sur l'évaluation des nombres de Betti  $\beta_i(X)$  où  $i \in \{0, 1, 2\}$ , qui sont liés au nombre d'Euler  $\chi(X)$  par la relation :

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

Les points de l'axe médian sont classés en 4 types : bord (B), embranchement (N), plaque (P) et tube (R) – en fonction du critère décrit dans le tableau 1.

TAB.1 : Classement d'après les nombres de Betti

$\beta_1 \backslash \beta_0$	1	2	>2
0	Bord	Plaque	Emb.
1	Tube	Emb.	Emb.
>1	Emb.	Emb.	Emb.

Nous proposons ensuite d'utiliser la propriété de réversibilité de l'axe médian pour propager la classification à tout le volume. Pour cela, on remplace les points de l'axe médian par la boule maximale dont ils sont le centre. Le label du centre est alors affecté aux voxels constituant la boule.

Enfin, le type « bord » est éliminé en attribuant récursivement aux voxels concernés le label porté par le plus grand nombre de leurs voisins.

Après décomposition, il est possible d'évaluer les volumes des points des différents types, et, sans calcul supplémentaire, de déterminer leurs épaisseurs respectives.

## 2.2 Analyse locale d'un squelette 3D [2]

La méthode d'analyse locale proposée par Saha [2] repose sur la classification des points d'un squelette en 3 étapes. Chaque point est classé à partir du calcul du nombre de parties connexes, de tunnels et de cavités d'une ROI  $3 \times 3 \times 3$  centrée sur le point considéré.

Des corrections sont alors appliquées afin de finaliser la classification pour des configurations sensibles. Les points du squelette sont finalement classés en 8 catégories décrites dans le tableau 2.

Afin de pouvoir comparer les résultats avec la méthode précédente, nous simplifions la classification à 4 labels: bord (1), embranchement (2), plaque (3) et tube (4). De même que précédemment, le type « bord » alourdissant la

segmentation sans apporter d'information intéressante dans ce contexte, est éliminé. Le tableau 2 décrit la correspondance des labels.

TAB.2 : classification des points

Types de la classification Saha	Types AM
P1 : bord de plan	B (Bord)
P2 : plan	P (Plan)
P3 : jonction plan/plan	N (Emb.)
P4 : jonction plan/courbe	N (Emb.)
P5 : extrémité de courbe	B (Bord)
P6 : courbe	R (Tube)
P7 : jonction courbe / courbe	N (Emb.)
P8 : point isolé	B (Bord)

Nous avons appliqué cette classification à un squelette basé sur l'algorithme proposé par Manzanera [5]. Celui-ci a l'avantage de préserver la topologie, d'être isotrope, et centré. Toutefois, il peut ne pas être d'épaisseur 1 pour certains objets. Par exemple, si l'épaisseur d'un parallélépipède est un nombre pair de pixel, l'isotropie et le centrage impliquent que le squelette soit un plan d'épaisseur 2 (cf. figure 1).

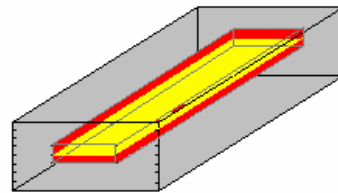


FIG. 1 : Squelettisation d'un parallélépipède d'épaisseur paire. Le plan constituant le squelette centré et fin (en clair) n'est pas compatible avec la discrétisation de l'espace. Le squelette discret centré est donc un parallélépipède d'épaisseur 2 (en foncé).

Une phase d'aminçissement itératif conservant la topologie permettant de résoudre ce problème est donc appliquée avant classification. Il s'agit en fait d'identifier successivement les points pour lesquels le squelette n'est pas d'épaisseur 1 et ceux qui sont indispensables à la conservation de la topologie. On utilise dans ce but des transformées « tout ou rien » utilisant les mêmes éléments structurant que pour la squelettisation (cf. figure 2).

Soit  $T_{\gamma_1}$ ,  $T_{\sigma_1}$  et  $T_{\sigma_2}$  les transformées « tout ou rien » utilisant comme élément structurant  $\gamma_1$ ,  $\sigma_1$  et  $\sigma_2$ , le squelette  $S_{n+1}$  obtenu après  $n+1$  itérations est déduit à partir du squelette  $S_n$  par la relation:

$$S_{n+1} = S_n - \{x \in S_n : x \in T_{\gamma_1}(S_n), x \notin T_{\sigma_1}(S_n) \cup T_{\sigma_2}(S_n)\} \quad (3)$$

où  $S$  est l'ensemble des points du squelette initial.

Pour obtenir une classification du volume entier, nous proposons de dilater itérativement le squelette. Une procédure de même type a été utilisée dans [6]. Un voxel

attribue à ses voisins son propre label s'ils n'en possèdent pas déjà un et si ceux-ci appartiennent au volume initial.

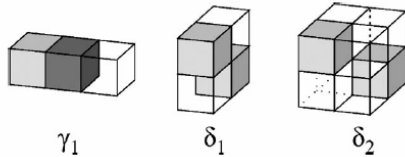


FIG. 2 : Éléments structurant des transformées « tout ou rien » utilisées pour la squelettisation et l'amincissement.

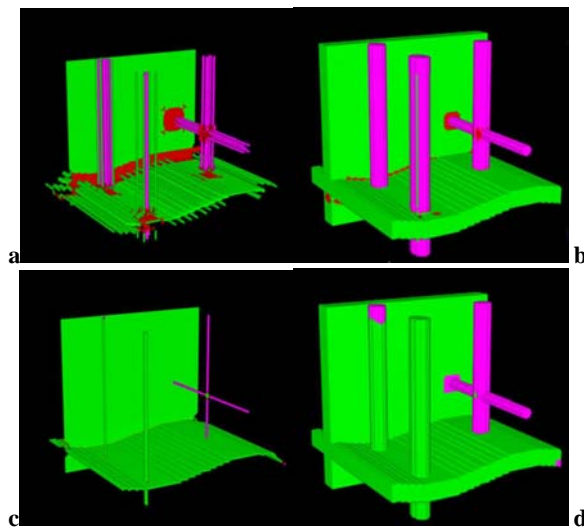


FIG. 3 : Mise en œuvre des 2 procédures sur le fantôme. Le label « plaque » correspond au vert, le label « tube » au rose et le label « embranchement » au rouge . (a) et (b) axe médian classifié et volume segmenté pour la méthode AM; (c) et (d) squelette classifié et volume segmenté avec la méthode Squel.

### 3. Simulation

Ces deux méthodes ont été appliquées à un fantôme complexe de dimension  $128 \times 128 \times 128$  voxels, la marge de tolérance pour les ROI étant fixée à 4 et le nombre d'itération pour l'amincissement à 2. Celui-ci est constitué d'une plaque simple d'épaisseur 12 orthogonale à une plaque de même épaisseur au profil sinusoïdal et de quatre cylindres à base circulaire ou elliptique (longueur des plus grand et plus petit diamètres : 8,8;10,10;10,12;10,14). Chacun des cylindres est orthogonaux à l'une ou l'autre des plaques, de sorte à créer des points de jonction cylindre/plaque et cylindre/cylindre. Les résultats sont présentés sur la figure 3. Les résultats quantitatifs sur les valeurs théoriques et calculées avec les deux méthodes, ainsi que les erreurs correspondantes sont donnés dans le tableau 2. Les colonnes NV/BV, PV/BV et RV/BV indiquent le pourcentage de voxels classés respectivement embranchement, plaque et tube par rapport au nombre de

voxel total de l'objet. Les colonnes Tb.Th\*, P.Th\* et R.Th\* regroupent les différentes valeurs concernant respectivement l'épaisseur moyenne totale, l'épaisseur moyenne des plaques, ainsi que l'épaisseur moyenne des tubes.

TAB.2 : comparaison des valeurs théoriques et extraites sur le fantôme par les deux méthodes

	NV/BV (%)	PV/BV (%)	RV/BV (%)	Tb.Th* ( $\mu\text{m}$ )	P.Th* ( $\mu\text{m}$ )	R.Th* ( $\mu\text{m}$ )
Théo	5,77	85,05	9,16	11,7	12	9
AM	1,87	88,80	9,32	13,2	13,4	8,9
Err	-3,90	3,75	0,16	1,5	1,4	-0,1
Squel	0,10	96,06	3,83	13,2	13,2	9,84
Err	-5,67	11,01	-5,33	1,5	1,2	0,84

On constate que les deux méthodes traduisent bien la prédominance des plaques par rapport aux tubes. Toutefois, la méthode utilisant le squelette sous-estime les tubes. On remarque sur la visualisation des volumes classifiés que cette erreur est due au fait que les deux tubes à base circulaire sont correctement labellisés, tandis que les deux tubes à base elliptique sont classés comme des plaques.

### 4. Résultats

Afin d'éprouver ces techniques sur des volumes réels, les résultats obtenus sur une image par microtomographie synchrotron d'un échantillon d'os trabéculaire, matériau poreux et de topologie complexe [7], sont présentés sur la figure 4 et dans le tableau 3. La taille de voxel est de  $10\mu\text{m}$  pour un volume imagé de  $660 \times 660 \times 660$  voxels.

La marge de tolérance pour les ROI est 4, le nombre d'itération pour l'amincissement est 5.

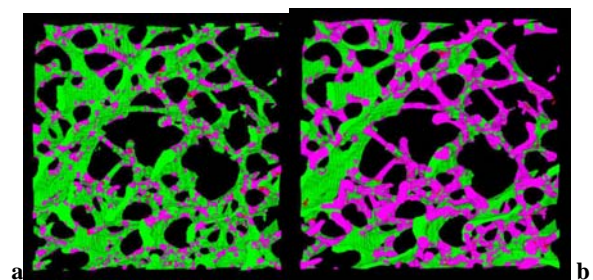


FIG. 4 : Segmentation d'images micro-tomographiques de réseaux trabéculaires osseux par : a) analyse adaptative de l'axe médian et b) analyse locale d'un squelette.

TAB.3 : Résultats sur une image réelle

	NV/BV (%)	PV/BV (%)	RV/BV (%)	Tb.Th* ( $\mu\text{m}$ )	P.Th* ( $\mu\text{m}$ )	R.Th* ( $\mu\text{m}$ )
AM	4,80	25,15	69,96	138,9	127,2	143,6
SQ	1,41	86,63	11,8	128,	44,5	129,0

De grandes différences apparaissent entre les deux méthodes, si bien que même l'ordre d'importance des formes n'est pas respecté. Visuellement, on observe que la méthode utilisant le squelette classe la plupart des tubes comme des plaques. De plus, les épaisseurs moyennes des tubes sont équivalentes, tandis que l'on retrouve une nette différence pour les plaques, ce qui montre que cette différence est due à la classification des tubes. D'après les observations sur le fantôme, la méthode par classification du squelette sous-estime les tubes. On peut donc en conclure que les résultats les plus fiables sont ceux de la méthode utilisant l'axe médian.

## 5. Discussion et conclusion

Deux méthodes permettant de classer les voxels d'un objet en fonction de leur géométrie et d'en extraire des paramètres quantitatifs ont été proposées. Nous avons remarqué sur le fantôme que la méthode basée sur une analyse plus locale du squelette classe un cylindre elliptique comme une plaque. Par ailleurs, son application à des données réelles montre que la méthode a tendance à sous-estimer les structures tubulaires. En effet, la méthode de squelettisation fournit un squelette filaire seulement pour les formes tubulaires dont la section est proche d'un disque. Si cette section est elliptique, le squelette prendra la forme d'une bande et ses points seront labellisés « plaque »

La phase d'amincissement se révèle donc n'être pas seulement utile pour lever des ambiguïtés liées à la discrétisation de l'espace. Elle permet d'apporter une marge de tolérance à la classification en transformant les bandes étroites en fils, ce qui augmente la robustesse aux formes irrégulières et au bruit. En pratique, si l'on augmente le nombre d'itérations de la phase d'amincissement finale du squelette, la classification des tubes est améliorée. Toutefois, le choix du nombre d'itérations est délicat car s'il est trop important, il risque de transformer les petites plaques en tubes.

Les résultats obtenus avec la première méthode apparaissent visuellement corrects et montrent que la classification conserve les tubes. L'analyse d'une ROI adaptée à l'épaisseur locale nécessite de régler un paramètre de tolérance (égal à 4 dans les volumes analysés) qui fournit une certaine robustesse à l'irrégularité des formes. Il apparaît que le réglage de ce paramètre n'est pas aussi critique que le choix du nombre d'itérations de la phase d'amincissement.

Enfin, l'évaluation sur fantôme fait apparaître une sous-estimation partagée des embranchements. Ce phénomène est majoritairement lié au fait que, de part leur nature, les voxels « embranchement » sont très souvent entourés de pixels qui ne le sont pas. Toutefois, ce type de point n'apporte pas d'information essentielle dans le contexte de l'étude. On peut donc envisager de l'éliminer dès la classification du squelette ou de l'axe médian.

Ce type d'analyse permet d'extraire de nouveaux paramètres géométriques sur des images de réseaux poreux complexes. On peut ainsi comparer la micro-architecture de ces réseaux grâce à des données quantitative local, contrairement au calcul du SMI (structure model index) qui fournit une information sur l'architecture globale de l'objet [8]. Dans le cas de l'os trabéculaire, ces données apportent une information précieuse pour une meilleure caractérisation de la qualité osseuse [9].

## Références

- [1] S. Beucher. *Digital skeletons in Euclidean and geodesic spaces*. Signal Processing, vol. 38, 127-141, 1994
- [2] P. K. Saha and B. B. Chauduri. *3D Digital Topology under Binary transformation with Applications* Computer Vision and Image Understanding, vol. 63, 418-429, 1996
- [3] A. Bonnassie, F. Peyrin and D. Attali. *A new method for analyzing local shape in three-dimensional images based on medial axis transformation*. IEEE Trans Syst Man Cybern Part B-Cybernetics, vol. 33, 700-705, 2003
- [4] G. Aufort, R. Jennane, R. Harba and C. L. Benhamou. *Hybrid skeleton graph analysis of disordered porous media. Application to trabecular bone*. Proceedings of 31st IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP'06), vol. 2, 781-784, 2006
- [5] A. Manzanera, T. M. Bernard, F. Prêteux and B. Longuet. *A unified mathematical framework for a compact and fully parallel n-D skeletonization procedure*. Proc. SPIE, vol. 3811, 55-68, 1999
- [6] M. Stauber and R. Muller. *Age-related changes in trabecular bone microstructures global and local morphometry*. osteoporos int, vol. 17, 616-626, 2006
- [7] M. Salome-Pateyron, F. Peyrin, C. Odet, A. M. Laval-jeantet, P. Cloetens, B. Baruchel and P. Spanne. *A synchrotron radiation microtomography system for the analysis of trabecular bone samples*. Medical. Physics., vol. 26, 2194-2204, 1999
- [8] T. Hildebrand and P. Rueggsegger. *Quantification of bone microarchitecture with the structure model index*. Comput Methods Biomec Biomed Engin, vol. 1, 15-23, 1997
- [9] A. M. Parfitt. *Implication of architecture for the pathogenesis and prevention of vertebral fracture*. Bone, vol. 13, S41-S47, 1992