

# Reconstruction 3D des Images Médicales par Utilisation de l'Algorithme « Marching Cubes »

Wafa ABID\* et Mohamed Salim BOUHLEL\*

\* *L'Unité Sciences Et Technologies de l'Image et des  
Télécommunications .ISBS Sfax-TUNISIE*

wafatt@yahoo.fr

medsalim.bouhleb@enis.rnu.tn

**Résumé:** L'imagerie médicale tridimensionnelle est apparue avec la mise au point de différentes modalités d'acquisition d'image tel que la tomographie X(CT), l'échographie ultrasonore et l'imagerie par résonance magnétique IRM, les images obtenue sont des séries de coupes 2D. Cette visualisation n'est pas suffisante pour déduire les caractéristiques nécessaires au diagnostic. Afin de proposer à l'utilisateur médical des outils performants et puissant d'analyse et de visualisation des volumes, on a recours à la reconstruction 3D. Le principe de la reconstruction de formes tridimensionnelles à partir de piles d'images 2D parallèles (coupes 'sériées') consiste à extraire des structures géométriques représentant l'image 3D. Nous présentons dans ce papier la méthode de « Marching cubes » qui permet d'obtenir de très bonnes approximations des surfaces d'origines et, associé à des algorithmes d'amélioration et de lissage, les surfaces obtenues sont très proches de la réalité.

**Mots clés:** Reconstruction 3D, Marching cubes, iso-surfaces, cubes baladeur, images 3D.....

## INTRODUCTION

La géométrie des modèles 3D de l'anatomie humaine sont de plus en plus pertinente dans le monde numérique. Les modèles d'images 3D construits à partir de plusieurs tranches 2D de la tomodensitométrie (CT) ou de la résonance magnétique (MR), peuvent aider les médecins à comprendre la complexité de l'anatomie présents dans les tranches.

Dans le cadre de ce travail nous allons nous concentrer sur la reconstruction de l'anatomie individuelle des images médicales à partir de données assistée par ordinateur pour la planification du traitement et de simulations numériques.

### 1. Méthodes d'acquisition et images 3D

L'acquisition des images est réalisée par le matériel d'imagerie médicale qui produit un ensemble des échantillons de données 2D des organes d'un patient, Les informations fournies par ces échantillons dépend de la technique d'acquisition utilisée.

Dans la suite nos échantillons des images 2D sont acquis par la tomodensitométrie (CT) ou la scanner X, ce dispositif mesure le coefficient d'atténuation de l'espace variable des rayons X [BAT 83] pour montrer la structure interne d'un organe, les coupes obtenue sont appelés images CT.

Pour des applications 3D, CT est fréquemment utilisé pour examiner la structure osseuse et visualiser les tissus mous

La figure 1 illustre un ensemble de nos coupes sériées.

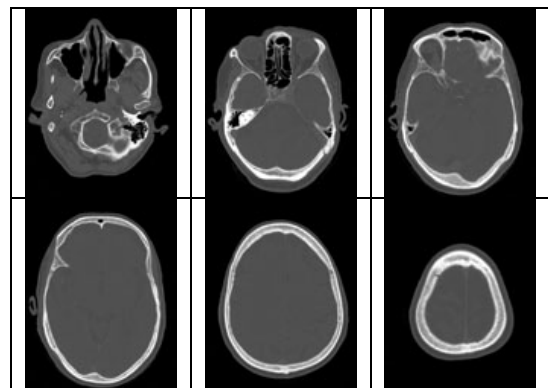


Figure1. Des coupes sériées acquies par le scanner X

### 2. Principe de la reconstruction 3D

Le principe de la reconstruction de formes tridimensionnelles à partir de piles d'images 2D parallèles (coupes 'sériées') d'une structure anatomique se fait par des techniques de rendu surfacique ou volumique qui sont basées sur une segmentation automatique ou manuelle des structures à reconstruire dans les images 2D (Figure2).

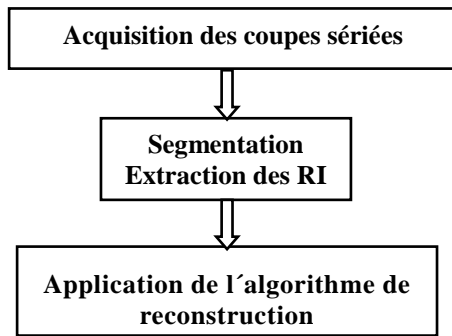


Figure 2. Principe de la reconstruction 3D

Plusieurs facteurs influence la précision et la qualité des méthodes de reconstructions 3D à partir des acquisitions en coupes s eries : l'épaisseur des coupes, la distance entre deux tranches d'acquisition successives, la qualité de la segmentation et l'algorithme de reconstruction utilisé.

Il est évident que plus les coupes ne sont fines et rapprochées, meilleur sera la précision des reconstructions tridimensionnelles obtenues.

### 3. Segmentation

La segmentation consiste à extraire des zones d'intérêts dans une image. Dans notre cas l'objectif de la segmentation des coupes d'images 2D est la recherche des pixels de même intensité lumineuse et représentant le même objet pour les relier.

Nos coupes 2D représentent la structure intracrânienne [FAR 84] pour l'étude des structures complexes des os. Il s'agit de délimiter la partie osseuse du crâne des zones mous, Nous avons étudié différentes méthodes de segmentation basées sur le seuillage d'histogramme tels que l'algorithme Minimum, Intermode, Moments, Entropy ,Inter-moyenne Itératives, Inter-moyenne, Triangle.

Nous avons retenue la méthode d'OTSU pour la segmentation [OTS 78].

L'algorithme d'Inter-moyenne de OTSU[ABI 05] cherche à maximiser l'expression suivante:

$$X_j = A_j \times (A_n - A_j) \times (\mu_j - v_j)^2 \quad (1)$$

Pour  $j=0, \dots, n$ ;  $n$  étant le niveau de gris maximal présent dans l'image (généralement  $n=255$ ):

$$A_j = \sum_{i=0}^j h(i) \quad (2)$$

Avec "h" la fonction histogramme et:

$$\mu_t = \frac{Bt}{At} \quad (3)$$

$$v_t = \frac{(Bn - Bt)}{(An - At)} \quad (4)$$

Avec:

$$B_j = \sum_{i=0}^j i h(i) \quad \text{Pour } j = 0, \dots, n \quad (5)$$

La valeur du seuil  $t$  est celle de  $j$  qui maximise  $X_j$ .

La formulation mathématique de cet algorithme à pour effet de positionner le seuil  $t$  au milieu des moyennes des deux classes de l'image.

La figure suivante illustre quelques résultats de la segmentation :

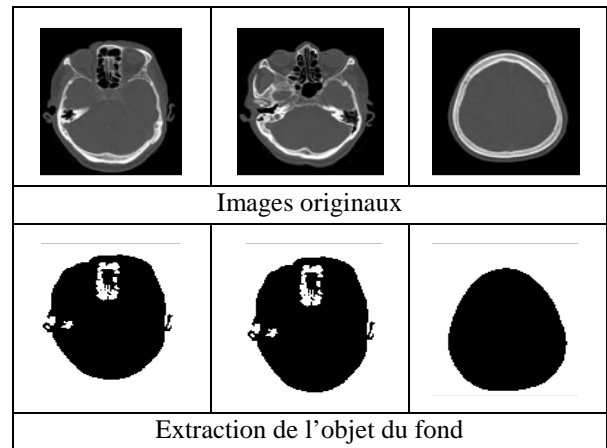


Figure 3. Résultats de segmentation par seuillage d'histogramme.

On constate que les résultats obtenus ne délimitent pas la structure osseuse du crâne donc on va effectuer un autre seuillage dans la zone de l'objet pour l'extraction des régions d'intérêt[ABI 06].

Le tableau suivant illustre quelques résultats obtenus par un deuxième seuillage :

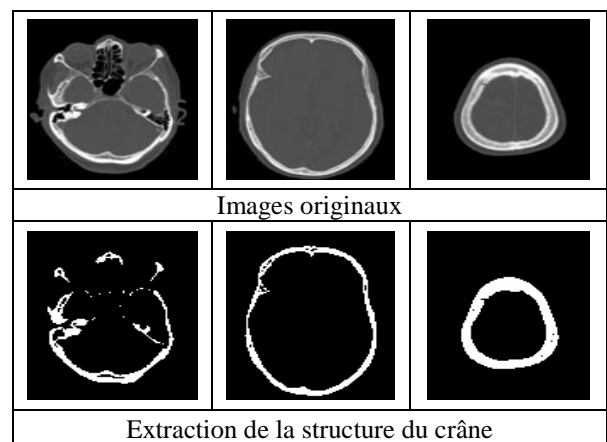


Tableau 1. Résultats de segmentation et extraction des régions d'intérêt

### 4. Principe du marching cubes

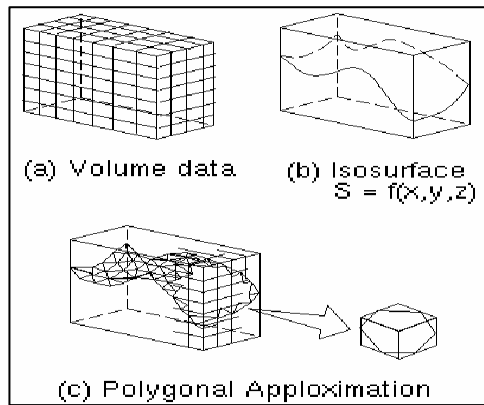
L'algorithme du Marching Cubes a été inventé par Bill LORENSEN et Harvey CLINE [WIL 87]. Il s'agit d'une méthode surfacique permettant d'extraire une surface équipotentielle (isosurface) d'un maillage structuré et uniforme 3D.

**4.1. Définition de l'Iso-surface**

On peut considérer une iso-surface [BUR 00] comme l'analogie en 3D d'une courbe de niveaux. C'est en fait le lieu des points de l'espace pour lesquels une fonction est constante. En écriture mathématique, une isosurface est définie par:

$$\{(x, y, z) \in R^3, f(x, y, z) = c\} \quad (6)$$

Le choix de C permet à l'utilisateur de sélectionner un objet particulier dans le volume sans utiliser tous les voxels de l'ensemble volumique. On représente les iso-surfaces à l'aide des images;elles sont très utilisées comme méthode de représentation visuelle des données.



**Figure4.** Des coupes vers volumes : iso-surfaces

En imagerie médicale, les iso-surfaces sont utilisées pour représenter des régions de densité donnée sur des tomodensitométries tridimensionnelle, permettant donc de visualiser de manière réaliste les organes internes, les os, ou d'autres structures corporelles. Il nous fallait choisir l'algorithme de génération de cette iso-surface. Pour une génération efficace, il y a l'algorithme du Marching cube.

**4.2. Les étapes de fonctionnement du marching cubes**

L'objectif de l'algorithme des Marching Cubes est de créer le modèle 3D de la structure anatomique d'intérêt. Afin de représenter un volume, il faut avoir les coupes 2D sériées et segmentées. Ensuite on fixe un seuil de densité et on l'associe à la structure d'intérêt et on divise l'espace en une série de petits cubes élémentaires (appelées voxels).

On distingue donc dans cet algorithme les étapes suivantes:

- Création d'un cube
- Classement des sommets du cube
- Création d'un index pour le cube
- Recherche la configuration correspondante des 15 cas préétablis
- Positionnement du point d'intersection de la surface avec le cube à travers une interpolation linéaire

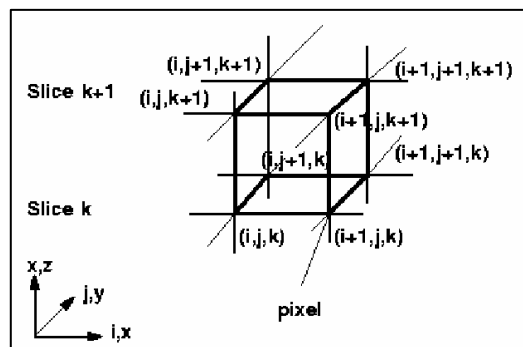
- Calcul de la normale pour chaque vertex
- Interpolation d'une normale pour chaque sommet du triangle
- Refaire les étapes pour les autres cubes.

Le groupement des surfaces obtenues permet d'obtenir l'approximation du volume recherché

**4.2.1. Numérotation des sommets du cube**

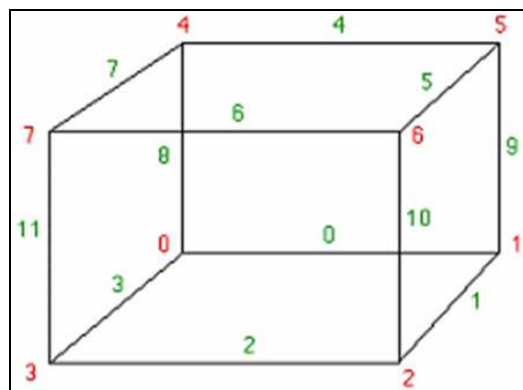
Deux images 2D adjacentes fournissent les 8 pixels formant un cube (Figure 5). Pour localiser la surface dans ce cube logique, on applique l'algorithme de marching cubes qui permet de déterminer l'intersection de la surface avec ce cube puis passer au cube suivant.

Soit un cube défini par 8 sommets, est l'intersection de deux tranches adjacentes, 4 de la tranche k et les Autres de la tranches K+1.



**Figure5.** Formation d'un cube par les deux tranches K et K+1

Pour la numérotation des sommets et des arêtes d'un cube on suit la convention Paul Bourke [BOU 94].



**Figure6.** Numérotation d'un cube

**4.2.2. Détermination de l'index**

Pour la création d'un index on doit classifier des sommets des cubes par :

- 1 s'il est à l'intérieur de la surface.
- 0 s'il est dehors.

La surface coupe alors les arêtes du cube lorsque les 2 vertex formant l'arrête sont de signes contraires.

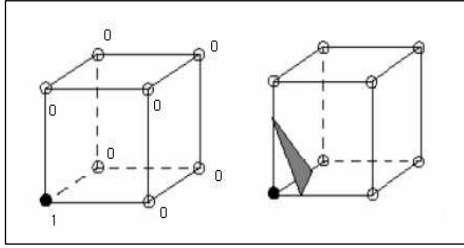


Figure7. Classification des sommets

Par la suite on doit créer une topologie de la surface dans le cube, et puisqu'il ya 8 sommet dans le cube et chaque sommet est représentée par deux états binaires 0 et 1, on a alors 256 cas des surfaces qui peut se croiser dans un seul cube ou 256 configurations possibles de répartition des sommets, mais grâce à des symétries de rotation et d'inversion des points internes/externes, on peut se ramener à 15 configurations seulement qui donnent 15 topologies différentes de triangles, représentées dans la figure suivante :

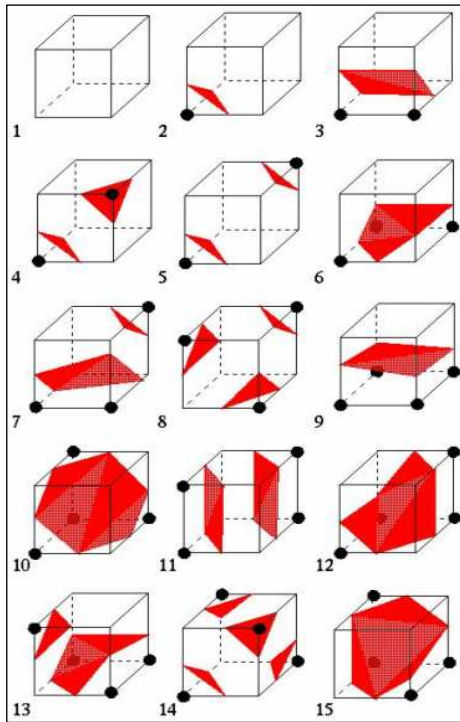


Figure8. Réduction des configurations

On peut reconnaître le modèle affecté à chaque voxel à partir d'un index créé en fonction de leurs sommets.

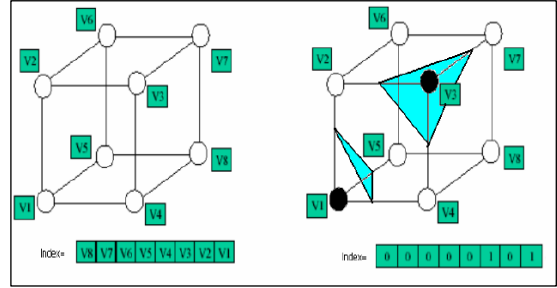


Figure9. Création d'index

4.2.3. Détermination des intersections

On pourra reconnaître ces modèles ou l'ensemble des intersections sur les arrêtes des cubes à partir d'un index créé en fonction de leurs sommets.

L'index sera un pointeur dans l'Edge Table [PEY 03] qui est un table intermédiaire de 256 éléments.

Les entrées de Chaque élément de la table font 16 bits:

- 12 bits sont utilisés,
- 4 bits inutilisés pour des raisons de commodité et de performance

Cette table permet de savoir quels points sont à calculer grâce à l'interpolation linéaire et évite ainsi les calculs inutiles.

Par exemple si dans un cube les sommets 0 et 2 appartiennent à la surface alors l'index est : 00000101 sa conversion dans la base 10 est égale à 5 donc cet index correspond au 5ième élément de l'edge table.

Edge Table=[0x000, 0x109, 0x203, 0x30a, 0x406, 0x50f, ...0x109, 0x000];

0x50f =

|   |   |   |   |   |       |       |       |       |       |   |   |   |   |   |   |
|---|---|---|---|---|-------|-------|-------|-------|-------|---|---|---|---|---|---|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1     | 0     | 1     | 0     | 0     | 0 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| / | / | / | / | / | $a_4$ | $a_3$ | $a_2$ | $a_1$ | $a_0$ |   |   |   |   |   |   |

D'ou les arrête: 0, 1, 2, 3, 8 et 10 sont coupées par la surface.

4.2.4. Interpolation de l'emplacement des points d'intersections

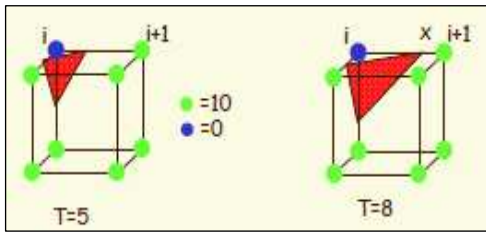
Pour chaque pointe du triangle, on cherche l'emplacement du sommet sur l'arrête par l'interpolation linéaire des valeurs du voxel.

$$X = i + \left[ \frac{T - V[i]}{V[i+1] - V[i]} \right] \quad (7)$$

T : est le iso-value ou la valeur de la densité.

i : est le numéro du sommet de l'arrête intersectée

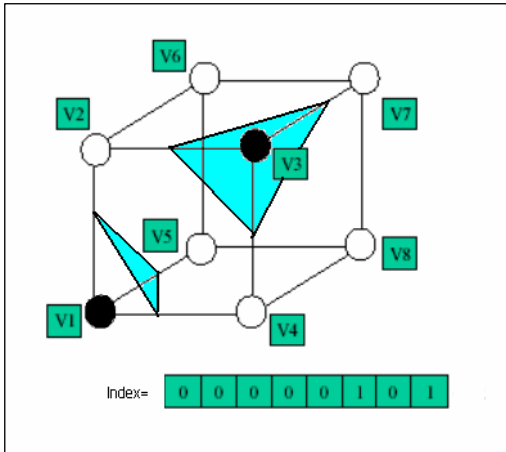
V[i] : est la valeur scalaire correspond à chaque sommet.



**4.2.5. Détermination des triangles à tracer**

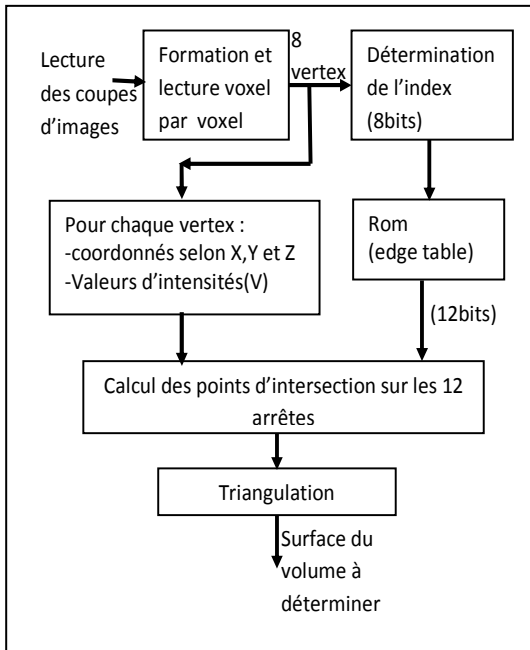
A partir des points d'interpolation calculée on peut reconstituer les triangles permettant la représentation de la surface du volume à déterminer, on appelle ceci procédé de triangulation.

Un Voxel élémentaire (cube) ne peut contenir que 5 triangles au maximum.



**Figure10.** Procédé de triangulation

En résumé le schéma bloc suivant représente les différentes étapes de l'algorithme marching cubes.

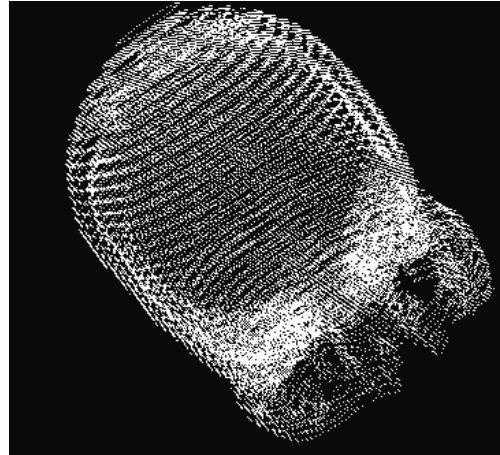


**Figure11.** Les étapes de l'algorithme

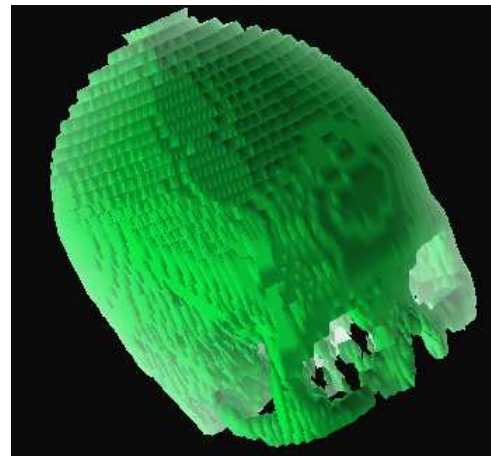
**5. Résultats**

Nous avons mis en marche des cubes de données obtenues à partir de la tomодensitométrie, ainsi que les données générées à partir de fonctions analytiques, notre base d'image est formé de 35 axial tranches d'un crâne qui sont de 1,5 mm d'épaisseur, avec des dimensions en pixels de 100\*125.

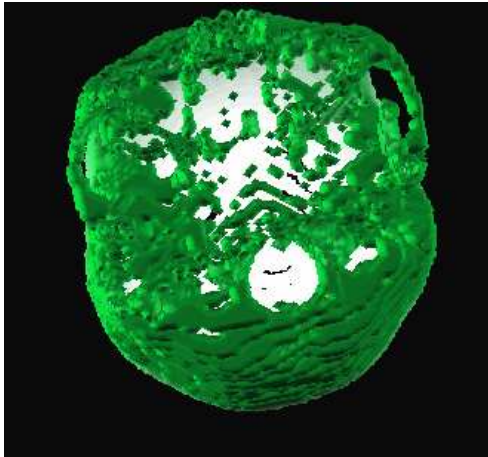
Les figures suivantes montrent l'os et les surfaces des tissus mous.



**Figure12.** Représentation du crâne par l'ensemble des points.



**Figure13.** Représentation d'un modèle de la partie osseuse du crâne.



**Figure14.** Représentation de la vue de dessous du modèle du crâne obtenue

## 6. Conclusion

Après l'extraction des différentes régions d'intérêt à l'aide d'une méthode de segmentation automatique, c'est-à-dire la détermination des iso-surface dans chaque coupe. L'algorithme de « Marching cubes » est une approche surfacique qui permet la création d'un modèle des structures voulue.

## REMERCIEMENT

Nous tenons à remercier monsieur le Dr R. MKAOUAR pour la base d'images médicales.

## REFERENCES

- [ABI 05] Wafa ABID, Khaled TAOUIL & Mohamed Salim BOUHLEL "Segmentation et Analyse des coupes histologiques osseuses." : International Conference: Sciences of Electronic, Technologies of Information and Telecommunications March 15-20, 2005 – TUNISIA (SETIT 05).
- [ABI 06] Wafa ABID, Khaled TAOUIL & Mohamed Salim BOUHLEL "Analyse et traitement des coupes histologiques osseuses." : 9ème Conférence Maghrébine sur les Technologies de l'Information MCSEAI'06, 07-09 Décembre 2006, Agadir, Maroc.
- [BAT 83] BATES, R.H., Garden, K. L., and Peters, T. M. "Overview of Computerized Tomography with Emphasis on Future Developments". Proc. of the IEEE 71, 3 (March 1983), 356-372.
- [BOU 94] Paul BOURKE, "Polygonising a Scalar Field". 1994.
- [BUR 00] J. BURGUET et Remy MALGOUYRES., "Strong thinning and polyhedrization of the surface of a voxel object". Springer Verlag, éditeur, DGCI'00, volume 1953 de Lect. Notes. of Comp. Sci., pages 222–234, Décembre 2000.
- [FAR 84] FARRELL, E. J., ZAPPULLA, R., and YANG, W. C.: "Color 3D Imaging of Normal and Pathologic Intracranial Structures". IEEE Computer Graphics and Applications 4, 9 (September 1984), 5-17.

[OTS 78] N. OTSU., "A threshold selection method from gray-level histogram". IEEE Trans. Systems Man Cybernet. SMC-8, 62-66, 1978.

[PEY 03] Gabriel PEYRÉ. "Iso-surfaces et Métaballs"; 4 Janvier 2003

[WIL 87] WILLIAM E. LORENSEN, Harvey E. Cline: "Marching cubes: a High Resolution 3D Surface Construction Algorithm". Computer Graphics, Volume 21, Number 4, July 1987