

Imagerie Médicale 3D
Visualisations, segmentations et reconstructions

Bruno NAZARIAN – CNRS - 2002

Ce document pourrait se définir comme la conclusion d'un cours d'imagerie en Génie Biologique et Médical. Il est orienté autour des post-traitements liés aux processus d'imagerie médicale 3D, principalement en ce qui concerne les processus de visualisation et de reconstruction utilisés en radiologie moderne, dont nous verrons rapidement qu'ils sont intimement corrélés.

Ce document n'a pas pour but de présenter les techniques d'imagerie médicale. Ce n'est pas sa vocation et, du reste, cela dépasserait largement le volume nécessaire à un cours d'imagerie généraliste. Ceci dit, un préambule important est à réaliser avant de se lancer dans le "vif du sujet".

1 – Préambule

En radiologie, l'image est la visualisation ultime d'une série de traitements d'une information (signal) issue des phénomènes physiques (électromagnétisme, rayonnement, acoustique, ...) utilisés.

Il est donc souvent délicat d'y associer une réalité visuelle de type photographique.

L'interprétation d'une image est donc à associer à la technique d'imagerie employée

Ces lapalissades se sont pas triviales. Elles ont pour but de rappeler que l'imagerie médicale radiologique n'est pas basée sur un concept photographique. Si il est vrai que toute image bitmap représente l'échantillonnage d'une certaine information, il faut avoir à l'esprit que cette information peut être très différente suivant les technologies employées.

Tout l'art du radiologue consiste à corréliser sa connaissance – nécessaire – du phénomène physique qui est utilisé avec l'information recueillie (image) et ses connaissances anatomiques. L'image radiologique n'est pas une photographie. Elle a pour objectif d'être interprétée. Tous les processus de visualisation, de reconstruction n'ont pour but que de guider, de faciliter, voire de préciser cette interprétation.

Il est également nécessaire de rappeler ici que les technologies utilisées en IRM, tomodensitométrie ou échographie sont extrêmement complexes. En particulier, elles sont sensibles à certains contextes précis et peuvent amener à des effets parasites de forte amplitude, appelés *artefacts*. Ces phénomènes sont à connaître et entrent de façon croissante dans la formation et l'apprentissage du radiologue.

2 – Une imagerie volumique particulière

2.a : Introduction

Une première base de travail en imagerie médicale est axée autour du codage et de la visualisation basique des données image.

Il faut savoir que l'imagerie médicale fournit essentiellement des images monochromes. Cela simplifie relativement le problème du traitement mais induit une contrainte de précision supplémentaire liées à la large dynamique de niveaux de gris que les processus d'imagerie médicale modernes sont capables de générer.

En effet, dans le cadre d'une image photographique, codée sur 24 bits (1 octet par composante Rouge, verte ou bleue), un ton monochrome gris est donné par une répartition équilibrée des trois composantes primaires. Cela induit une dynamique maximale – et largement suffisante pour l'œil humain – de 256 niveaux de gris.

Les appareillages d'imagerie médicale autorisent quant à eux le codage de l'information sur une dynamique de 12 bits, soit 4096 ($=2^{12}$) niveaux de gris. Ce choix est basé sur plusieurs considérations :

- La sensibilité importante des différents capteurs utilisés.
- La possibilité d'accroître encore cette sensibilité
- La possibilité d'adapter le processus de visualisation sur une partie seulement de la dynamique

Le meilleur exemple, quant à ce dernier point, peut être illustré par l'échelle densitométrique de Hounsfield, un des pères de la radiologie. Cette échelle est composée de valeurs entières relatives comprises entre -1000 et $+1000$. A la valeur -1000 correspond la densitométrie nulle de l'air. A la valeur 0 correspond la densitométrie moyenne de l'eau. Enfin à la valeur $+1000$ correspond la densitométrie forte de structures anatomiques particulièrement denses tel l'os compact. Entre ces valeurs, on retrouve les densités de différents tissus musculaires, graisseux, ... Plusieurs conséquences peuvent alors apparaître :

- La taille de cette échelle est de moitié inférieure à la plage de 12 bits utilisée classiquement. Qu'importe, de toutes façon elle ne tiendrait pas (ou à peine) sur 10 ou 11 bits.
- C'est une échelle relative. Il faut donc pouvoir passer (et gérer la passage) des valeurs entières non signées sur 12 bits au valeurs entières relatives de l'échelle de Hounsfield.
- Cette dynamique est largement supérieure à la dynamique gérée par les écrans monochromes (8 bits) et encore plus à la dynamique propre de l'œil humain. Des techniques de réduction de dynamique et/ou de fenêtrage peuvent être alors introduites.

Ces manipulations sont illustrées sur la figure 1 où l'on présente la processus de décodage et de visualisation d'une information tomодensitométrique 12 bits.

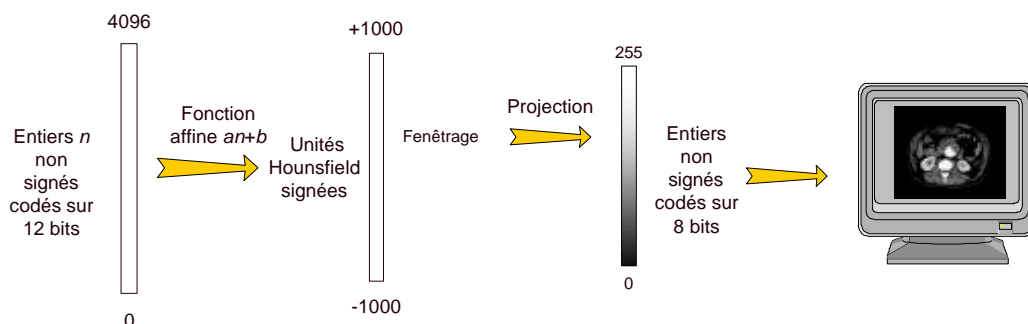


Figure 1 : L'échelle de Hounsfield

2.b : Des pixels aux voxels, de l'image au volume

Les processus actuels d'imagerie médicale – particulièrement l'IRM ou le scanner X hélicoïdal – réalisent de façon directe ou dans le cadre de reconstructions natives des acquisitions volumiques. Par analogie à l'image numérique bidimensionnelle où le processus d'échantillonnage s'articule autour des composantes élémentaires nommées pixels, l'échantillonnage volumique ajoute une troisième dimension. Les pixels acquièrent donc une épaisseur et deviennent des voxels (**VO**lume **E**lément).

La figure 2 peut illustrer un tel processus.

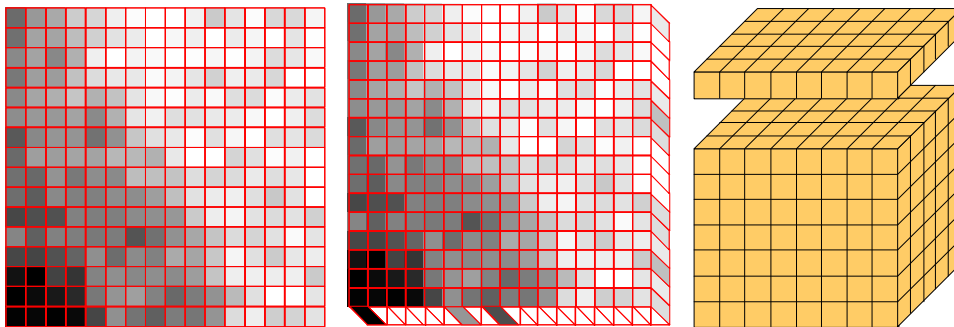


Figure 10.2 : Echantillonnage 2D et 3D : des pixels aux voxels

Dès lors, on pourra considérer une image volumique comme une fonction discrète de $[1, \dots, N] \times [1, \dots, M] \times [1, \dots, Q]$ qui à chaque position (i, j, k) de la "grille 3D" associe une information particulière (en général mono-dimensionnelle).

2.c : Isotropie, anisotropie

Il est d'usage que les images bitmap sont la plupart du temps basées sur un échantillonnage bidimensionnel régulier et uniforme, se présentant sous la forme de pixels carrés, de même taille (bien que la possibilité de stocker des pixels non carrés puisse être autorisée, notamment par l'intégration d'un paramètre "aspect ratio" dans le header du fichier de stockage).

De la même façon, la question de la géométrie et de la régularité des voxels doit être posée. Dans le cas de voxels cubiques, le volume numérique représente un découpage régulier de l'espace et est qualifié d'**isotrope**. Dans le cas contraire, on parle alors d'**anisotropie**.

Les modalités – et les techniques – d'acquisition interviennent directement dans la notion d'isotropie. En particulier, lorsque qu'il n'y a pas de réelle acquisition volumique, la réalité volumique est obtenue – au niveau matériel – par des algorithmes de reconstruction. C'est le cas notamment du scanner X hélicoïdal qui permet de gérer des relations étroites entre chaque "coupe 3D", notamment en réglant l'épaisseur et la distance entre deux coupes successives, introduisant ainsi la notion de chevauchement (figure 3)

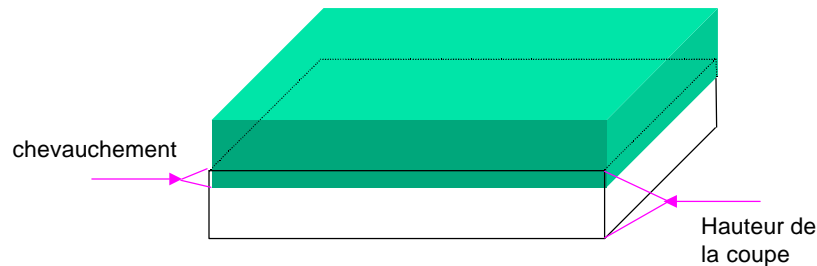


Figure 3 : Le chevauchement de deux coupes reconstruites

La visualisation de ces acquisitions volumiques fait donc l'objet de traitements et d'approches particulières, que nous allons décrire.

3 – Volumique vs Surfactive

3.a : Les concepts

Les méthodologies de visualisation et de reconstruction (indissociables et parfois confondues) se divisent en deux approches duales : les techniques dites de **rendu de surface** et les techniques dites de **rendu de volume**.

Globalement, il existe la même dualité entre volumes et surfaces dans les volumes numériques (images numériques 3D) que dans les images numériques 2D entre régions et contours où les régions sont délimitées par des contours.

Représenter un volume revient donc toujours – ou presque – à en visualiser la surface (périphérie). La différence et la distinction entre les deux approches vient du fait que parfois (dans le cadre des approches surfactives), on souhaite matérialiser de façon structurée cette périphérie. La figure 4 illustre la dualité de ces deux approches.

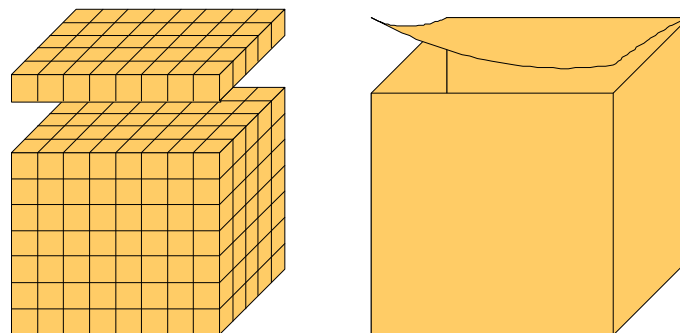


Figure 4 : Dualité volume surface en imagerie médicale volumique

Les forces et faiblesses de ces deux approches peuvent se résumer de la façon suivante :

- Approches volumiques : Elles bénéficient naturellement des potentialités visuelles considérables, issues de leur nature même de données échantillonnées. Les outils d'analyse que l'on peut y appliquer sont directement issus des outils "classiques" du

traitement d'image dont elles sont les correspondants 3D (filtrage, segmentation, morphologie mathématique, ...). Il est par contre évident de cette puissance se paye, en coût de stockage et temps de traitement. Il est assez difficile de travailler en temps réel et les visualisations doivent être adaptées.

- Approches surfaciques : Elles agissent à un niveau en fait plus élevé : celui de la structure même des données tridimensionnelle que l'on souhaite visualiser ou représenter. Dans tous les cas, une approche **reconstructrice** est nécessaire (reconstruction ou modélisation). Le nombre de données est alors considérablement réduit (périphérie oblige) et on peut alors s'orienter vers des outils de travail en temps réel (mesure, simulation, réalité virtuelle). Des limites contextuelles peuvent par contre apparaître, notamment dans le cas d'algorithmes de reconstruction dédiés à des formes ou structures particulières.

3.b : La segmentation nécessaire

A la différence de l'image numérique 2D – que l'on peut visualiser et donc apprécier dans son ensemble – les volumes numériques doivent être le plus souvent segmentés afin d'en extraire la partie que l'on souhaite étudier : le **volume d'intérêt**.

Différentes techniques peuvent être utilisées : la délimitation interactive d'une région est l'approche la plus simpliste et assez largement utilisée. Des seuillages de niveaux de gris peuvent également être mis en place. Ces seuillages pourront être largement dépendants de l'opérateur (seuillage manuel) ou faire l'objet de processus plus automatiques (croissance de région, détection de contour, seuillage par détection de vallées, ...).

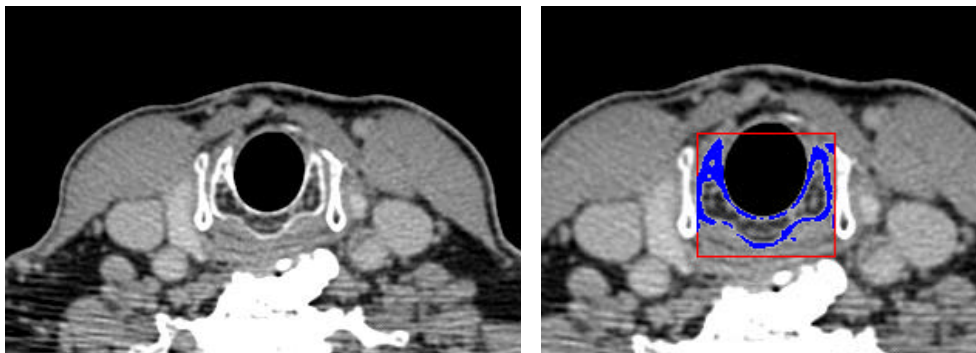


Figure 5 : Seuillage interactif d'un cartilage laryngé

Dans la pratique, il apparaît que ces techniques sont en fait rassemblées dans des palettes d'outils interactifs et donc peuvent être utilisées de façon spécifiques et/ou complémentaires (figure 5).

Dans tous les cas, l'obtention d'un volume d'intérêt est nécessaire. Ce volume pourra alors être considéré comme un volume binaire ou bien être composé de voxels assez hétérogènes, ce qui en complexifiera le rendu.

4 – Les approches volumiques

4.a : Les reconstructions planaires (MPR)

Cette première famille de visualisation du volume est la plus simple, mais finalement la plus ambiguë. Il s'agit en fait de reconstruction d'images 2D, reconstruites à l'intérieur du volume, selon un plan choisi par l'opérateur.

Ce type de reconstruction qui – une fois n'est pas coutume – ne nécessite aucune segmentation particulière est connue sous le nom de **reconstruction multi-planaire** ou **multi-planar reconstruction** (MPR, en anglais dans le texte).

Les plans les plus standards faisant l'objet de telles reconstructions sont les plans classiques de l'imagerie radiologique : sagittal, coronal et transversal (axial). Ils sont illustrés sur la figure 6.

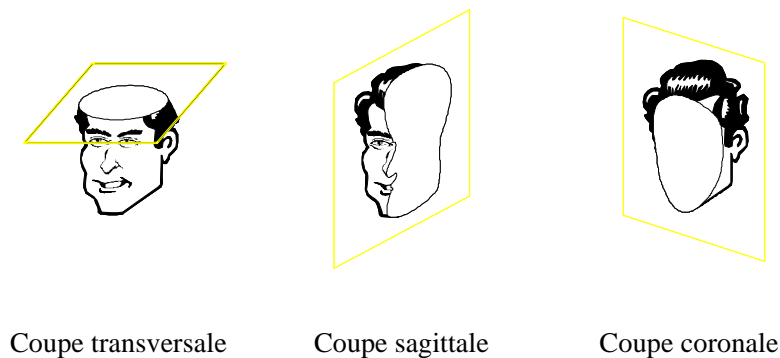


Figure 6 : Les plans de base en imagerie radiologique

Si les découpages du volume sont choisis le plus souvent planaires (figure 7a), certains logiciels implémentent un MPR "courbe" permet en fait de trancher le volume numérique selon une surface particulière (figure 7b). C'est le cas, notamment, des images multiplanaires des artères carotides, reconstruites dans des plans courbes, à partir d'acquisitions TDM classiques, axiales. Une autre application, illustrée sur la figure 7b est l'obtention d'un image panoramique du mandibule (un "panorex" à partir d'un examen scanner).

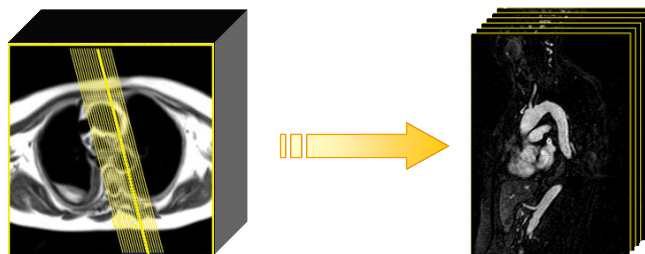


Figure 7a : MPR classique de la région aortique

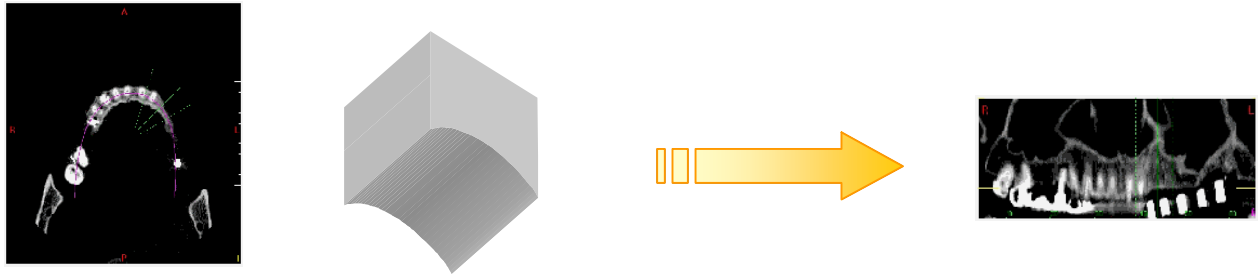


Figure 7b : MPR courbe de la région buccale

Il apparaît en tout état de cause que les images obtenues sont techniquement semblables aux images classiques, bidimensionnelles. Les outils de traitement d'image radiologiques habituels peuvent être alors utilisés. Il est à noter que la lecture d'images MPR courbe nécessite un effort particulier du radiologue lors de l'interprétation. Afin d'assister cette interprétation, un pré-traitement de type correction géométrique peut alors être utile.

4.b : Le MIP : Maximum Intensity Projection

Le principe de cette technique est de projeter sur l'image 2D (écran) le maximum d'intensité des pixels rencontrés dans la direction du regard (figure 8).

Cette technique est devenue quasiment incontournable en imagerie vasculaire où elle très utilisé, notamment en tomodensitométrie et I.R.M. pour rehausser le contraste des vaisseaux par rapport aux tissus environnants. Il est à noter que l'hyper signal est le plus souvent obtenu par l'adjonction de produits de contraste radio-opaques (scanner) et paramagnétiques (IRM)

Le point le plus intéressant de cette approche réside dans le fait qu'il s'agit déjà d'une technique alliant segmentation et visualisation, bien qu'elle nécessite souvent une "épuration" manuelle du volume afin de dégrossir la zone d'analyse.

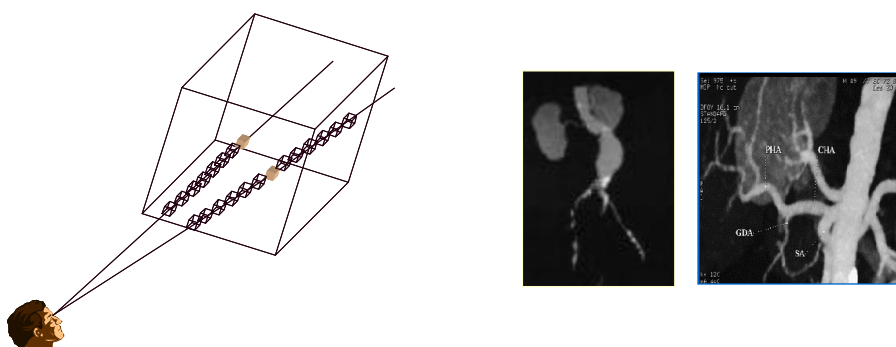


Figure 8 : Illustration du principe du MIP

La technologie algorithmique employée rappelle quelque peu celle du lancer de rayon. La différence essentielle réside dans le critère d'arrêt du rayon qui est choisi ici sur le maximum d'intensité du voxel, sans gérer aucune réflexion particulière (dans un tel cadre, on en serait bien incapable). Cette méthodologie peut bien évidemment s'étendre à d'autres critères : le Minimum Intensity Projection (Min-IP) peut en être une illustration.

De façon plus générale, Yves Troussel a travaillé sur des critères plus complexes, plus adaptatifs et a introduit la notion de "Lancer de rayons actif" (LRA) intégrant notamment la possibilité d'analyse de textures 3D, telle des caractéristiques de granulométrie, ... La figure 9 illustre ce procédé où on a cherché à caractériser la texture osseuse du crane, sur une acquisition volumique IRM

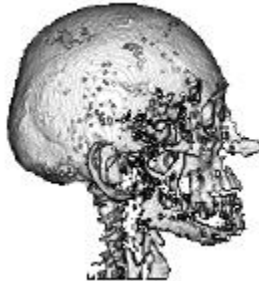


Figure 9 : Application du LRA à l'analyse de la texture osseuse du crane

Cette technique du LRA est donc essentiellement une technique de segmentation permettant d'extraire le volume d'intérêt. Le problème du rendu, de la visualisation, doit alors pouvoir être abordé soit parallèlement, soit postérieurement.

4.c : Visualisation : Le Depth Cueing

En bon français, on parle de rendu volumique par profondeur. Le point de départ est un volume d'intérêt binaire à visualiser. L'idée sous-jacente, fort simple, est de moduler l'intensité d'affichage des voxels en fonction de leur distance (ou profondeur) à la caméra virtuelle (voir figure 10).

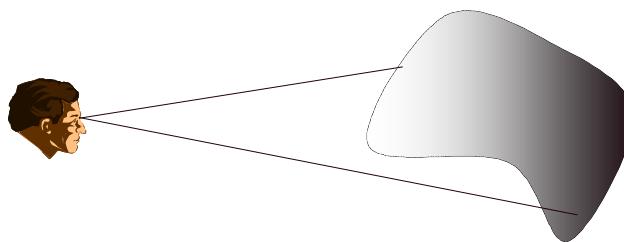


Figure 10 : Le principe du rendu de profondeur

Le principal avantage de cet algorithme est sa rapidité d'exécution et la possibilité de l'accélérer de façon matérielle par le stockage hardware des valeurs de profondeur. Le rendu est quant à lui d'assez médiocre qualité comme l'illustrent les quelques exemples de la figure 11.

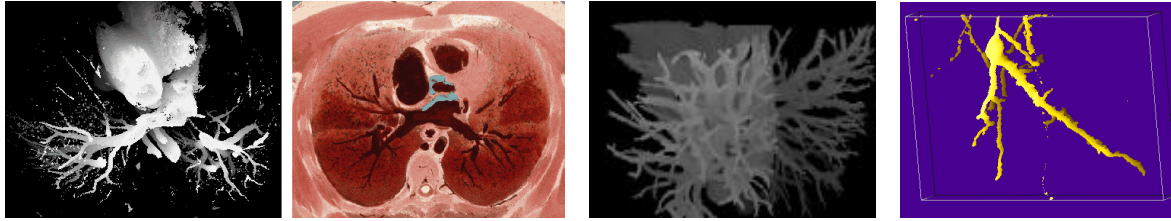


Figure 11 : Quelques exemple de depth cueing

4.d : Visualisation : Les Marching Cubes

L'algorithme des "marching cubes" est à la base une technique "voxel-based" mais se distingue par le fait qu'elle a pour but de générer une approximation polyédrique de la surface (frontière) du volume binaire issu de la segmentation.

La mise en place de ce procédé repose sur le constat suivant :

- Chaque voxel est un élément globalement cubique (restons dans le cadre d'une isotropie parfaite). A ce titre, il est composé de 8 sommets, astucieusement appelés **vertex**.
- Pour chaque vertex, on doit répondre à la question de savoir de quel côté de la surface il se positionne. En effet, cette surface est ramenée localement à un petit polygone, définissant un plan et découpant alors l'espace en deux demi-espaces (positif et négatif en regard de l'équation cartésienne implicite). Dès lors, si on considère les 8 vertex d'un voxel, on se retrouve devant 2^8 soit 256 configurations possibles. Dans la pratique, le jeu des symétries et rotations fait que l'on se retrouve avec 15 configurations distinctes (figure 12).

Le but est donc de définir le rôle de chaque vertex dans la structure de la surface polygonale à représenter. Cette représentation est finalement obtenue par un maillage triangulaire basé sur les sommets des voxels (les vertex). Ce maillage pourra être par la suite représenté via les techniques classiques de visualisation (Z-buffer, modèles d'illumination, ...)

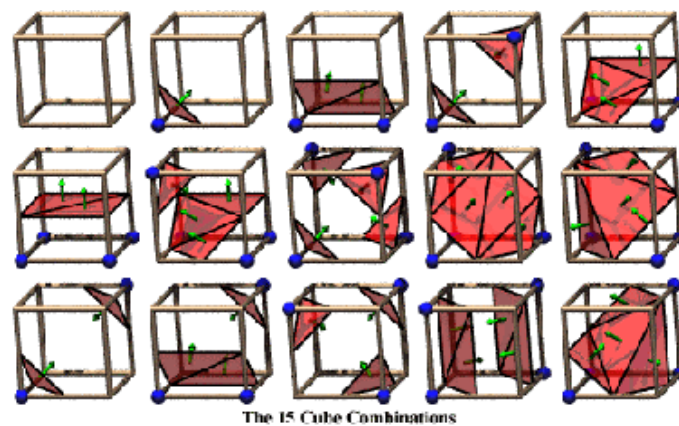


Figure 12 : Marching cubes : les 15 combinaisons considérées

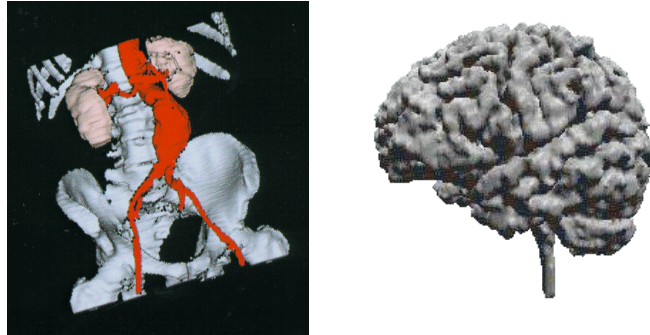


Figure 13 : Exemples de rendu obtenus avec l'algorithme des marching cubes.

4.e : Visualisation : Les tangentes discrètes

L'algorithme des tangentes discrètes se positionne dans une approche voisine des marching-cubes. On considère ici que la surface de l'objet (volume d'intérêt binaire) est constituée des faces "externes" des **voxels frontaliers**.

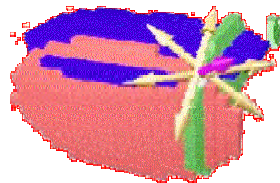


Figure 14 : Illustration de la méthode des tangentes discrète

On calcule donc en chaque voxel des tangentes suivant les 3 directions (x , y et z). Une normale est ensuite calculée à partir de ces tangentes discrètes (figure 14). On obtient donc un lissage "visuel" du rendu de la surface qui n'est pas sans rappeler le lissage obtenu par le modèle d'illumination de Phong. La figure 15 illustre l'utilisation, sur une même acquisition IRM, des marching cubes et des tangentes discrètes.



Figure 15 : Application des marching cubes (gauche) et tangentes discrètes (droite)

4.f : Visualisation : Le ray casting

Il s'agit de l'application des techniques de lancer de rayon aux données issues de volumes numériques préalablement segmentés.

Rappelons donc que le principe en d'effectuer en sens inverse de la réalité le parcours des rayons lumineux : On traverse l'écran depuis l'observateur de manière à déterminer de quels objets les rayons proviennent, et ainsi, à déterminer leurs caractéristiques chromatiques (figure 16).

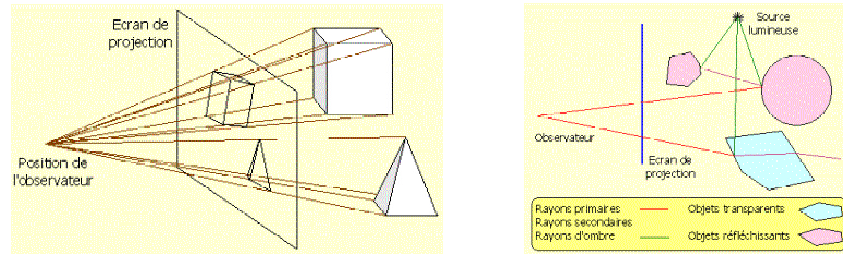


Figure 16 : Le principe du ray casting

Appliquée aux Volumes Numériques médicaux, cette technique permet – par exemple - de caractériser la transparence par la densité. Dans le cadre de configurations matérielles "musclées" elle permet de pousser le "volume rendering" dans ces résultats les plus spectaculaires (figure 17)

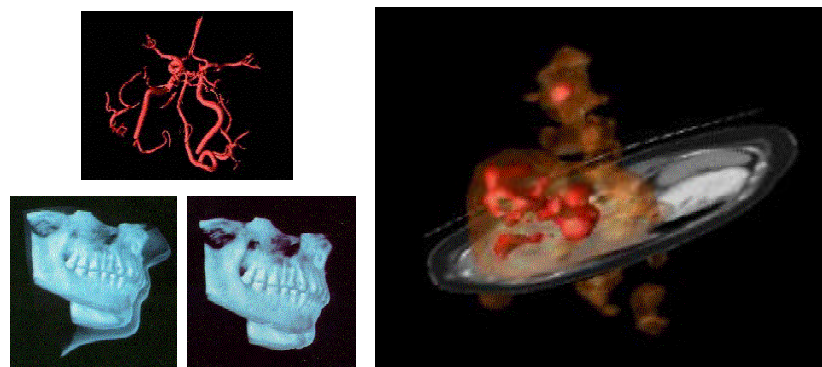


Figure 17 : Application en rendu de volume

4.g : Une illustration : Visible Human / Voxel Man

Le projet Visible Human, né en 1986, est à l'origine de la mise en place d'un atlas anatomique 3D basé sur des images photographique, et non pas issues d'une acquisition instrumentale radiologique. Le volume tridimensionnel du corps humain provient d'un condamné à mort américain qui a offert son corps pour la science. Ce corps a été congelé, puis numérisé à haute résolution selon des coupes axiales espacées d'un millimètre par les soins de la "National Library of Medicine", Bethesda, et de l'Université du Colorado, USA. Le figure 10.18 illustre le processus d'acquisition ainsi que quelques unes de ces coupes.

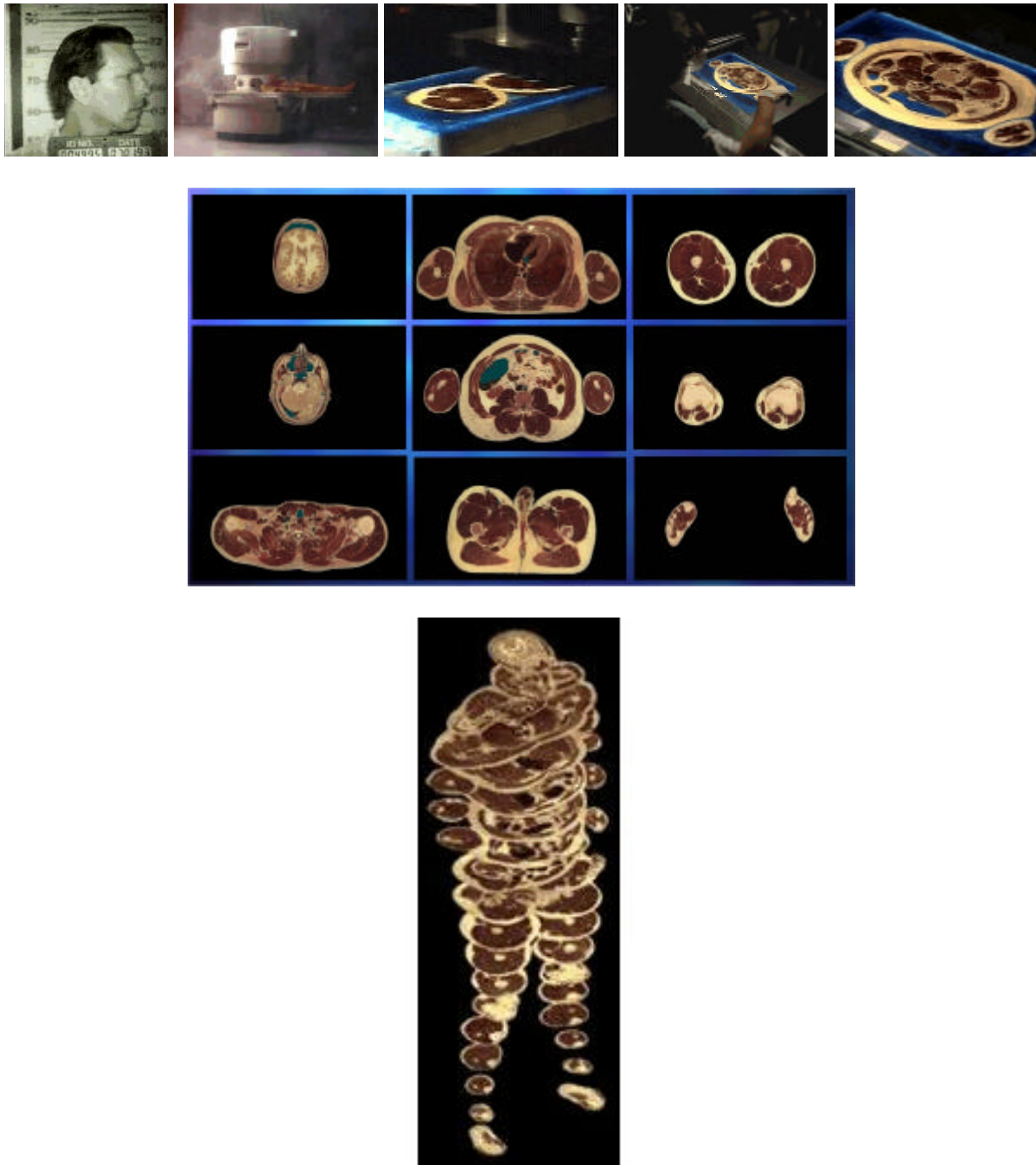


Figure 18 : Acquisition des images du projet Visible Human

Les premières applications développées dans le cadre de ce projets ont été assez naturellement liées à la possibilité de reconstruire des images photographiques dans n'importe quel plan. C'est évidemment une application directe des techniques de MPR (Figure 19).

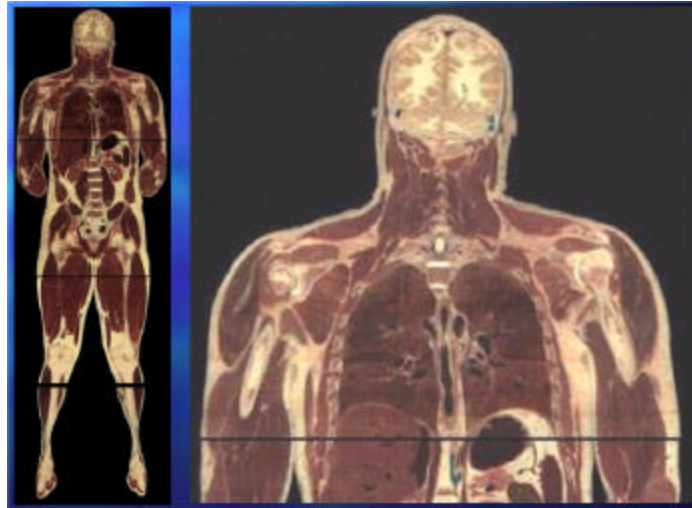


Figure 19 : Reconstructions coronales du VN de Visible Human

Parallèlement, d'autres projet de visualisation volumique de données radiologiques 3D et de réalisation d'atlas anatomiques ont vu le jour. C'est notamment le cas du projet Voxel Man. Né à l'Université de Hambourg, au début des années 1990, ce projet avait pour but d'ajouter à une acquisition 3D "classique" (en l'occurrence, une IRM) une véritable base de données fixant les relations complexes liant chaque voxel à ces voisins (identification de structure identique, étiquetage, densitométrie, ...). L'objectif était alors de pouvoir réaliser des visualisation de haut niveau par le biais du volume rendering, associé à cette gigantesque base de connaissance (figure 20), notamment par le biais d'introduction de couleurs artificielles.

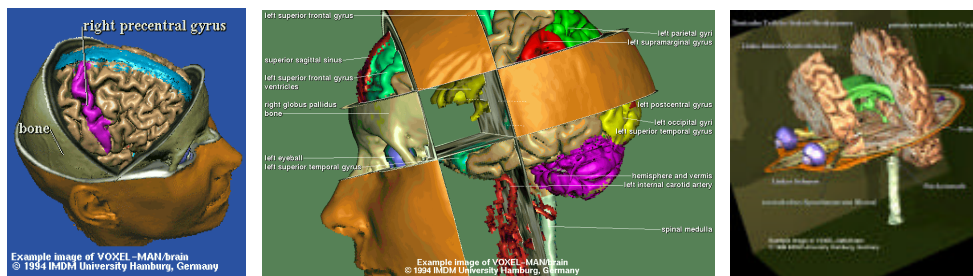


Figure 20 : Le projet Voxel-Man

Il ne fallait pas grand-chose pour que les deux projets se croisent. Les données de Visible Human ont donc été traitées par le logiciel de Voxel-Man pour obtenir, entre autres, les rendus de la figure, ou les couleurs ne sont plus cette fois issues de procédés artificiels mais d'une réalité photographique (figure 21).

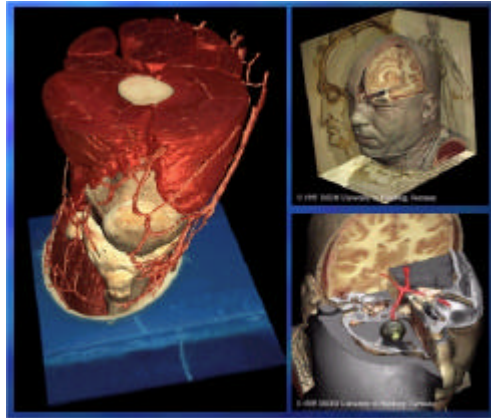


Figure 21 : Quand Voxel-Man rencontre Visible Human

X.4.h : Synthèse (?) des approches volumiques

De nombreux développements ont donc été réalisés (d'autres sont toujours en cours) afin de proposer à l'utilisateur médical des outils performants et puissants d'analyse et de visualisation de volumes issus d'examens tomodensitométriques ou d'I.R.M. Les derniers développements portent quant à eux sur l'utilisation **multi-modale** de plusieurs sources de données (IRM + Tomodensitométrie) pour générer, analyser et visualiser des volumes numériques de grande taille.

Nous conviendrons donc que les approches de type volumique permettent une bonne visualisation des structures mais posent néanmoins de nombreux problèmes pour la reconstruction de celles-ci, notamment en ce qui concerne la reconnaissance d'un organe particulier et non pas d'une structure générale (os, muscle, tissus aqueux...) dont la caractérisation n'a été réalisée que selon des critères basiques de seuillage. Dans ce dernier cas, l'intervention d'un utilisateur expert (médecin, prothésiste...) devient nécessaire pour l'identification des éléments anatomiques, et l'on s'oriente plutôt vers une approche surfacique ce qui permet notamment de réduire souvent le nombre de points de données de façon considérable.

5 – Les approches surfaciques

5.a : Introduction

Comparativement aux approches volumiques (voxel-based), les approches surfaciques s'appuient sur un ensemble bien plus réduit de points : ceux pouvant être considérés comme appartenant à la **surface** des organes à modéliser. Ces points résultent d'une analyse préalable des images destinée à détecter les contours des formes en présence et à extraire des points pertinents qui constitueront l'ensemble de données de la méthode de reconstruction.

Les phases de traitement et d'analyse des images de coupe constituent une étape importante. Elles sont directement à l'origine de la qualité de l'ensemble des points de données dont nous disposons lors de la phase de reconstruction. On peut diviser cette étape en trois phases distinctes :

- Une *phase de pré-traitement* : Il s'agit d'utiliser des outils classiques du traitement d'images afin d'épurer celles-ci de tous les défauts nuisibles à une bonne analyse de ces données : on pense évidemment à l'élimination du bruit (filtrage médian), mais aussi à une série de traitements simples (seuillage des niveaux de gris par exemple) aptes à éliminer l'apparition de perturbations physiques dues à la technologie employée (l'écho résiduel de l'air en IRM en est une bonne illustration). Un tel traitement peut déjà demander à ce niveau une étude détaillée, ainsi que l'intervention de spécialistes du domaine médical à même de bien percevoir ces problèmes.

- Une *phase d'analyse*, dont le but est d'extraire, pour chaque coupe, un ensemble pertinent de points qui seront situés sur la surface de l'organe à reconstruire. Une première étape de filtrage est nécessaire afin de mettre en évidence les contours des images. Ceci est facilement réalisable par un ensemble assez complet de filtres gradient, basés sur des techniques d'approximation du gradient en chaque point de l'image, par l'étude d'une fenêtre centrée sur ce point. Parmi de tels outils, on peut citer les filtres de Prewitt, Roberts et Sobel fréquemment utilisés en traitement d'image. En l'état actuel des choses, l'extraction de points de contour présente un caractère interactif inévitable, tout au moins dans l'analyse des structures à relever, ce qui impose le contrôle et l'intervention d'un utilisateur médical, seul apte à interpréter parfaitement les images. Cette étape nécessite :

- l'isolement de la région de l'image concernant par l'organe (ou la structure) étudié,
- la mise en place d'un processus d'extraction de points de données.

A défaut de pouvoir disposer d'une gigantesque base de données d'anatomie descriptive et d'un processus "intelligent" apte à reconnaître sur des images de coupe n'importe quelle structure référencée, la phase interactive semble inévitable. Néanmoins, on peut considérer plusieurs approches plus ou moins évoluées du point de vue de la facilité d'utilisation et de la fiabilité des résultats :

- Une première solution, simple mais naïve et peu précise, consiste à relever manuellement à l'aide d'un périphérique de pointage un ensemble "conséquent" de points sur le contour. Cette opération, fatigante pour l'utilisateur, reste fastidieuse et sujette à une grande probabilité d'erreurs de relevé sur quelques points.
- Une approche un peu plus évoluée consiste à relever de la même façon un nombre plus réduit de points, lesquels seront interpolés ultérieurement par une courbe de forme libre, par exemple une B-spline. On obtient alors une modélisation mathématique approximative du contour. Une discrétisation plus ou moins fine de cette courbe pourra fournir un ensemble de points plus étoffé.
- Une solution plus rigoureuse a été introduite par Jean Sequeira. Il s'agit de positionner grossièrement une primitive de forme libre (courbe fermée,

ouverte ...) sur les données, un traitement automatique venant par la suite l'ajuster de façon précise. La réduction de la phase interactive au profit d'un traitement numérique diminue alors les erreurs et permet une modélisation plus fine du contour. Il est à noter que l'on trouve ici la notion de "snakes", ces contours déformables venant s'ajuster sur les données suivant le principe de minimisation d'un critère d'énergie (Figure 22).

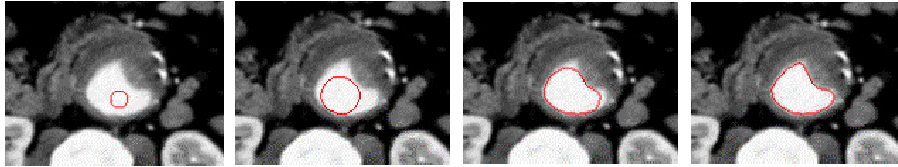


Figure 22 : Illustration des contours déformables ("elastic matching") pour la détection de la lumière aortique

- La troisième phase, souvent occultée parce qu'immédiate, est le *recalage 3-D*. En effet, sur un ensemble de coupes parallèles et rigoureusement superposées, cette phase est triviale : il suffit de connaître l'écart entre les coupes. Néanmoins, dès que l'on veut travailler sur des images "multi-directionnelles" (l'I.R.M., par exemple, permet de "trancher" suivant n'importe quel plan directeur de façon très précise), ou même multi-sources (scanner X et IRM), il devient nécessaire de tenir compte de tous les paramètres de l'acquisition pour recalibrer les données dans l'espace afin d'obtenir un ensemble de points de données corrects. Il est à noter que face à la multitude des formats d'images propriétaires, une norme DICOM unifie le codage informatique des images médicales, notamment au niveau de la description tant spatiale que colorimétrique, et permet désormais de générer facilement un nuage de points tridimensionnel. Une fois celui-ci généré, la phase de reconstruction proprement dite débute.

5.b : Reconstruction par maillage

Lorsque certaines contraintes sont satisfaites, dans des configurations particulières, une telle approche est souhaitable. Un parfait exemple est la modélisation par *triangulation*. Dans ce modèle, la surface à reconstruire est discrétisée par des triangles issus d'une triangulation de Delaunay des points de données. Le principe est de parvenir à une triangulation 3-D du volume de l'organe à partir des triangulations de Delaunay en 2-D de chaque contour. Une superposition des diagrammes de Voronoï permet d'établir les connexions entre les triangles de deux coupes afin de construire les tétraèdres de la triangulation 3-D. Une fois celle-ci construite, il suffit de ne conserver que les triangles (ou faces) extérieurs pour obtenir une modélisation surfacique (voir figure 23).

Dans une telle reconstruction, les points de données sont impérativement situés sur des **plans parallèles**. Cette contrainte est généralement satisfaite dans la plupart des cas (acquisition volumiques reconstruites en coupes parallèles). Il est à noter que le modèle obtenu ne vérifie aucune propriété de régularité (continuité) de la surface, ce qui peut être indispensable dans le cas, par exemple, d'une reconstruction en vue de la fabrication d'une prothèse.

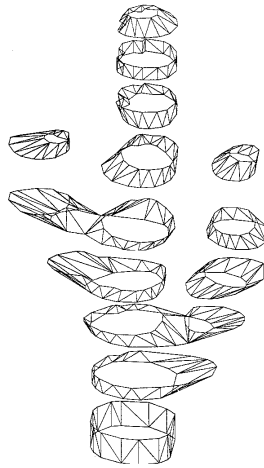


Figure 23 : Reconstruction automatique par triangulation de contours

Cet algorithme est donc caractérisé par l'utilisation de critères de proximité entre les points des différents contours parallèles. Malgré l'absence d'extrapolation d'une forme globale, on insistera sur la robustesse de cette méthodologie – largement employée – qui lui permet de reconstruire aisément des structures de forme assez générale.

5.c : Modélisation par des surfaces mathématiques

L'objectif n'est plus simplement de réaliser une reconstruction à des fins de visualisation mais de **décrire la forme** de la structure étudiée par un ou plusieurs objets géométriques paramétrés de type surfaces implicites, surfaces paramétrées, ou surfaces de forme libre.

Les avantages des ces approches sont :

- Une description de forme rigoureuse est précise
- Une définition très compacte (équation, points de contrôle)
- L'obtention d'un objet structuré, facilement manipulable

Leur inconvénient quasi unique est de taille : leur mise en place reste ciblée et très spécifique