

TABLE DES MATIERES

AVANTPROPOS	3
RESUME	4
TABLE DES MATIERES	5
INTRODUCTION	9
CHAPITRE I: DETECTION DE CONTOURS	12
I.1. INTRODUCTION	13
I.2. ETAT DE L'ART	14
I.2.1. Définition de la segmentation	14
I.2.2. Image puissance	15
I.2.2.1. Génération	15
➤ Opérateurs différentiels du premier ordre	16
Les opérateurs simples	16
Les opérateurs optimaux	16
Comparaison	17
➤ Opérateurs différentiels du second ordre	17
I.2.2.2. Utilisation d'une image puissance	18
➤ Traitements séquentiel	18
➤ Traitement parallèle	18
I.2.2.3. Approche contours	18
I.2.2.3.1. Seuillage de l'image puissance	19
I.2.2.3.2. Contours actifs (ou «Snakes»)	19
I.2.2.3.3. Templates	19
I.2.2.4. Approcher régions	20
I.2.2.4.1. Seuillage-Analysé d'histogramme	20
I.2.2.4.2. Ligne de Partage des Eaux (LPE)	21
I.2.2.4.3. Algorithme «division-fusion»	22
I.2.2.4.4. Accroissement de régions par agrégation de pixels	22
I.2.2.4.5. Classification-Statistiques bayésiennes	22
I.2.2.4.6. Modèles pyramidaux	23
I.2.2.5. Coopération	23
I.2.2.6. Synthèse	23
I.3. LES DIVERS TYPES D'IMAGES A SEGMENTER	24
I.3.1. Les coupes sérielles anatomiques	24
I.3.2. Les images scanner	25
I.3.3. Les images IRM	26
I.3.4. Autre type d'imagerie	27
I.4. DETECTION DE CONTOURS - TRAITEMENT D'UNE IMAGE	27
I.4.1. Introduction	27
I.4.2. Fonctionnement global	28
I.4.3. Transformation d'une image couleur en image en niveaux de gris	29
I.4.4. Gestion du contraste	29
I.4.5. Précisions sur la méthode de Ligne de Partage des Eaux	31
I.4.6. Raffinement par agrégation de régions	32
I.5. DETECTION DE CONTOURS - TRAITEMENT D'UNESERIE D'IMAGES	33
I.5.1. Fonctionnement global	34
I.5.2. Propagation de contours sur des images adjacentes	34
I.5.3. Branches et orphelines	35
I.6. IMPLEMENTATION	36
I.6.1. Cahier des charges et choix d'implémentation	37
I.6.2. Présentation du logiciel	37
I.6.3. L'interface	39
I.6.4. Implémentation de la Ligne de Partage des Eaux	40

<i>I.6.5. Scripts de commande</i>	40
I.7. RESULTAT SET DISCUSSION	42
<i>I.7.1. Vitesse d'extraction de contour</i>	42
I.7.1.1. Remarques sur la propagation	43
<i>I.7.2. Critères d'optimisation et qualité des résultats</i>	43
I.7.2.1. Coupe-séries éanes anatomiques	44
➤ Gestion de la couleur	44
➤ Précision de détection	45
I.7.2.2. Images scanner et Images IRM	45
I.8. CONCLUSION	46
CHAPITRE II : RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE ET MAILLAGE SURFACIQUE	48
II.1. INTRODUCTION	49
II.2. DONNEES D'ENTREE	49
II.3. ETAT DE L'ART	51
II.3.1. Définitions	51
II.3.1.1. Surfaces	51
II.3.1.2. Maillages	51
II.3.2. Maillage surfacique	52
II.3.2.1. Classes de méthodes	52
➤ Génération dans un espace de paramètres	52
➤ Maillage direct des surfaces	52
➤ Maillage des surfaces simples	52
➤ Remaillage des surfaces	53
II.3.2.2. Types d'approches	53
II.3.3. Méthodes directes	53
II.3.3.1. Méthode par Balayage	53
II.3.3.2. Méthode frontale	54
II.3.3.3. Méthode par subdivision adaptative	55
II.3.3.4. Méthode d'énumération exhaustive	56
II.3.3.5. Connexion des sections	59
II.3.3.6. Modèles déformables	59
II.3.3.7. Triangulation de Delaunay	60
➤ Marching triangles	61
II.3.4. Méthodes indirectes	62
II.3.4.1. Méthode algébrique	62
II.3.4.2. Projection paramétrée	62
II.3.4.3. Transformation de triangles en quadrangle	62
II.3.4.4. Remaillage	64
II.3.5. Synthèse	64
II.4. UNNOUVEL ALGORITHME : LE MARCHING OCTAHEDRA	64
II.4.1. Introduction	64
II.4.2. Mise en forme et ré-échantillonage des données	65
II.4.3. Un pavage octaédrique de l'espace	65
II.4.4. Le Marching Octahedra	66
II.4.5. Les configurations octaédriques	67
II.4.5.1. Première optimisation intégrée : les configurations alternatives	69
II.4.5.2. Deuxième optimisation intégrée : suppressions des sommets	69
II.4.6. Récapitulatif des configurations de base	71
II.4.7. Maillage surfacique : optimisation des quadrangles	72
II.4.7.1. Critère de qualité d'un quadrangle	72
II.4.7.2. Algorithmes de bougé des points	73
II.4.7.3. Suppression des sommets	74
II.5. IMPLEMENTATION	75
II.5.1. Cahier des charges et choix d'implémentation	75
II.5.2. Présentation du logiciel	75
II.5.3. L'interface	76
II.5.4. Format de sauvegarde des données	77

II.6. RESULTATSETDISCUSSION	77
II.6.1. Vitesse de reconstruction et maillage	77
II.6.2. Qualité des résultats	78
II.7. CONCLUSION	80
CHAPITREIII:MAILLAGEVOLUMIQUE.....	82
III.1. INTRODUCTION	83
III.2. METHODESDEMAILLAGEHEXAEDRIQUE	83
III.2.1. Maillages structurés	83
➤ Méthode par balayage (ou méthode produit)	83
➤ Méthodes de type Transport–Projection	84
➤ Maillage par multiblocs	85
III.2.2. Maillages non-structurés	86
III.2.2.1. Méthodes directes	86
➤ Méthode basées sur une grille	86
➤ Méthode frontale	87
➤ Méthode basées sur la surface moyenne	87
➤ Pavage	87
➤ La méthode Whiskerweaving	88
III.2.2.2. Méthodes indirectes	90
III.2.2.3. Synthèse	90
III.2.3. GÉNÉRATION D'UN MAILLAGE HEXAEDRIQUE	91
III.3.1. Choix du type de méthode	91
III.3.2. Parcours des cellules cubiques	91
III.3.3. Connectivité entre les éléments	92
III.3.4. Traitement des cellules cubiques	93
III.3.5. Traitement des cellules pyramidales	93
III.3.6. Traitement des cellules octaédriques	95
III.3.6.1. Etablissement des configurations de base octaédriques	95
III.3.6.2. Codage des configurations de base octaédriques	97
III.4. AMÉLIORATION DE LA QUALITÉ DU MAILLAGE	98
III.4.1. Algorithmes d'optimisation des sommets internes	99
III.4.2. Critère de qualité	99
III.5. INTERFACEORGANES -ORGANES	100
III.5.1. Séparation de deux organes	101
III.5.2. Maillages connectés	102
III.6. IMPLEMENTATION	102
III.6.1. Cahier des charges et choix d'implémentation	102
III.6.2. Présentation du logiciel	102
III.6.3. L'interface	103
III.6.4. Format de sauvegarde des données	104
III.7. RESULTATSETDISCUSSION	104
III.7.1. Vitesse de maillage	104
III.7.2. Qualité des résultats	105
III.8. CONCLUSION	107
CHAPITREIV:RESULTATSETAPPLICATIONS	109
IV.1. INTRODUCTION	110
IV.2. DETECTIONDECONTOURS	111
IV.2.1. Acquisition des données – comparaison Coupes Sérées / Scanner	111
IV.2.1.1. Introduction	111
IV.2.1.2. Ancien protocole expérimental	111
IV.2.1.3. Nouveau protocole expérimental	111
➤ Acquisitions scanner	113
➤ Coupes séries	114
IV.2.2. Anatomie de la mandibule	117
IV.2.2.1. Le corps	118

➤ Face antérieure	118
➤ Face postérieure	118
➤ Bords	119
IV.2.2.2. Branches montantes	120
➤ Faciale latérale	120
➤ Face médiale	120
➤ Bords	120
IV.2.3. Détection des contours	121
IV.2.3.1. Organes à traiter	121
IV.2.3.2. Détection des organes	121
IV.2.3.3. Détection des autres structures	124
IV.2.3.4. Résumé de la procédure	124
IV.2.4. Travaux complémentaires	125
IV.2.4.1. Etude des muscles du membre pelvien	125
IV.2.4.2. Etude du membre thoracique	126
IV.2.4.3. Etude du pelvis	127
IV.3. RECONSTRUCTION ET MAILLAGE SURFACIQUE	128
<i>IV.3.1. Reconstruction géométrique</i>	<i>128</i>
<i>IV.3.2. Maillage surfacique</i>	<i>131</i>
<i>IV.3.3. Simulation numérique d'un impact sur un modèle de tête</i>	<i>134</i>
IV.3.3.1. Etablissement du modèle	134
IV.3.3.2. Tests de validation du modèle	135
IV.3.3.3. Conclusion	136
<i>IV.3.4. Reconstruction et maillage du segment céphalique</i>	<i>136</i>
<i>IV.3.5. Travaux complémentaires</i>	<i>139</i>
IV.4. MAILLAGE VOLUMIQUE	140
<i>IV.4.1. Génération des hexaèdres</i>	<i>140</i>
<i>IV.4.2. Travaux complémentaires</i>	<i>142</i>
IV.5. RESUME ET DISCUSSION	142
IV.6. CONCLUSION	143
CONCLUSION	144
DETECTION DE CONTOURS	144
RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE ET MAILLAGE SURFACIQUE	145
MAILLAGE VOLUMIQUE	145
PERSPECTIVES	147
REFERENCES	148
ANNEXE A: ANATOMIE DU SEGMENT CEPHALIQUE	155
SQUELETTE DE LA TETE	155
Les os du crâne	155
Les os de la face	156
L'os hyoïde	157
LES MUSCLES DE LA TETE	157
VASSEAU SANGUIN DE LA TETE	158
LE CERVEAU	159
Configuration externe du Cerveau	160
Configuration interne du Cerveau	161
ANNEXE B: EXEMPLES DE PARAMETRES DE DETECTION D'ORGANES	162
DETECTIONS SUR COUPES SERIEES	162
DETECTIONS SUR SCANNER	163
DETECTIONS SUR IRM	163

INTRODUCTION

Les recherches sur la sécurité routière automobile, et plus part secondaire(protection de l'occupant,évaluation des systèmes de sécurité ...), s'orientent de plus en plus vers l'utilisation des simulations donc désormais nécessaire de disposer de modèles mathématiques du corps humain(tels les modèles HUMOS [SER03]). Ces modèles bio-fisiques doivent être capables de rendre compte des mécanismes lésionnels intervenant au cours de la circulation routière.

iculièremet la sécurité
aires-airbag, ceinture de
ations numériques. Il est
um ériques fiables du
dèles doivent permettre
des accidents de la

L'élaboration de ces modèles éléments finis est une tâche souvent particulier pour l'élaboration des maillages. L'objectif global de l'ensemble de méthodes et d'outils informatiques permettant une automatisation du processus de génération de maillages sera finalement accélérée par la mise en place de

ongue et fastidieuse, en
projet est la création d'un
sation maximale du
dèle s.

Une première spécificité de notre recherche réside dans le degré que nous désirons générer. Il est important qu'ils se rapprochent de la rigoureuse possible de la réalité anatomique, notamment en termes d'organes du corps humain qui souvent des formes très particulières et difficiles à modéliser. Cependant chaque détail peut être important. Il est donc primordial d'affecter à la modélisation la plus rigoureuse possible.

de finesse des maillages
à m anière la plus
géométrie. En effet les
ficies à représenter.
voir la possibilité de les

Une seconde spécificité se trouve dans notre désir d'effectuer une analyse du problème de création de modèles, de la gestion et du traitement des acquisitions par les appareils d'imagerie médicale jusqu'à la génération du modèle.

pproche globale du
données dès leur
llage.

Le travail effectué a été décomposé en trois parties distinctes, chacune implémentée en trois logiciels différents:

e ayant été par la suite

- La première partie s'attache à la détection des contours d'éléments anatomiques. Les données traitées peuvent indifféremment provenir de coupes scanner, IR ou M ou nous nous sommes attachés à l'automatisation maximale du procédé sans toutefois que soit perdue la possibilité d'une intervention humaine permettant l'apport des connaissances d'anatomistes.
 - Dans un second temps nous avons étudié la reconstruction tridimensionnelle afin d'obtenir rapidement une représentation des organes à reconstruire ainsi qu'un maillage maillé en quadrangles.
 - Enfin la troisième partie correspond à la génération automatique d'un maillage volumique composé d'hexaèdres. Une attention particulière a été portée à l'obtention d'une bonne qualité des maillages aux interfaces situées entre les deux organes.

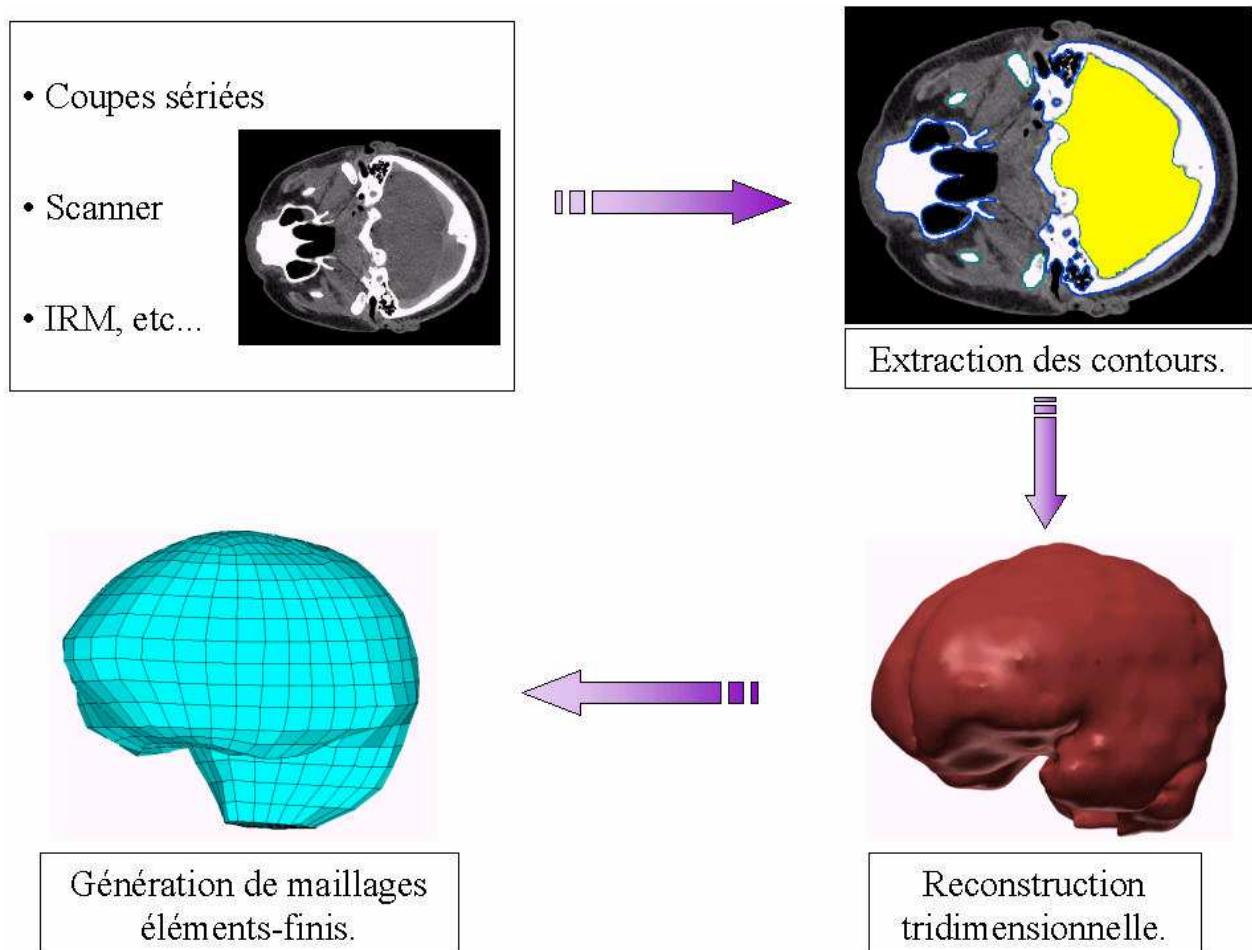


Figure 1: Illustrations sur le cerveau des trois parties d'une chaîne de traitement classique.

- (1): Images obtenues par coupes sériesées anatomiques et scanner;
- (2): Zone correspondant au cerveau, détectée et contournée sur une coupe;
- (3): Cerveau reconstruit en 3D en prenant en compte tous les détails anatomiques;
- (4): Maillage classique du cerveau (où l'on peut noter la perte de détails anatomiques).

Nous avons décidé d'un enchaînement particulier des tâches, non plus linéaire (tel que présenté ci-dessus) mais en arbre. La première étape, l'extraction de contours, se base exclusivement sur les images séries à traiter. Il en résulte une série de fichiers correspondants aux contours des organes détectés. La reconstruction tridimensionnelle et les maillages surfaciques et volumiques s'appuient toutes sur ces contours afin de bénéficier de l'exhaustivité et de la précision de ces données et de ne pas accumuler les erreurs d'approximation qui pourraient être faites au cours de l'enchaînement des tâches. Ce pendant les méthodes de reconstruction tridimensionnelle et de maillage surfacique ayant de nombreux points communs sont tout de même regroupées au sein de la même étude.

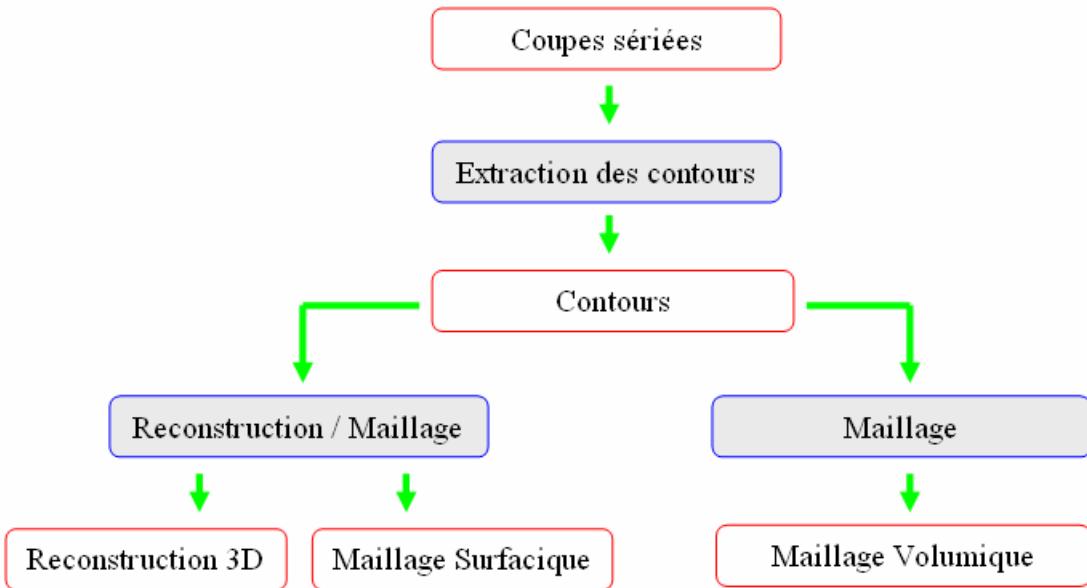


Figure2: Enchaînement des trois parties du schéma de traitement choisi et résultats obtenus pour chacune d'elles.

De ce découpage en trois parties principales découle la décomposition du travail en trois parties distinctes. Chacune possède ses propres méthodes dédiées, mais elles restent cependant liées entre elles par le lien en chaînement.

La validation de la chaîne de traitement et des modèles générés a été effectuée lors d'un travail sur le segment céphalique. Plusieurs reconstructions et maillages de la tête ont été générés. Un des modèles surfaciques obtenus a par la suite été validé en simulation numérique. De plus nous avons parallèlement l'opportunité de travailler sur d'autres segments anatomiques. Les travaux réalisés lors de ces collaborations seront ici abordés en guise d'illustration ou pour expliciter un problème particulier qui soulève une de leurs spécificité et la solution retenue pour le résoudre.

Chapitre:D ETECTIONDECONTOURS

I.1.Introduction

La première étape vers la reconstruction tridimensionnelle et l'emaillage 3D surfacique ou volumique est la détection et l'extraction des contours 2D des organes étudiés. De nos jours il existe de nombreuses méthodes permettant d'effectuer ce travail [JAS02]. Cependant l'approche que nous avons choisie diffère légèrement de celles actuellement pratiquées. En effet la plupart des travaux menés aujourd'hui ont en commun de tendre vers une spécialisation dans la détection d'un groupe ou même d'un organe particulier sur un type d'images particulier. Par exemple dans [JAS02] les auteurs s'attachent à tirer parti des caractéristiques des organes à détecter afin d'améliorer les performances de leurs algorithmes. Ceux-ci sont donc plus particulièrement appliqués à des domaines tels la cardiologie, la neurologie ou la mammographie. Cette focalisation se retrouve dans la plupart des études récentes, comme [BAR00] qui étudie la détection des structures du cœur sur IRM, [FEL01] pour les vaisseaux sanguins et [NOP00] pour les os sur scanner).

Or l'une des spécificités primordiales de la méthode que nous désirons mettre en place est justement de permettre une application la plus générale possible. Notre but étant la reconstruction tridimensionnelle et le maillage surfacique et volumique d'un maximum d'organes du corps humain en se basant sur la plus grande variété possible de types d'images, les critères d'optimisation et de détection automatique de contours d'organes mis au point ces dernières années ne peuvent pas être utilisés dans toute leur portée. Nous avons donc décidé de revenir aux méthodes de détection plus anciennes mais par la même plus généralistes.

La méthode la plus générale s'appliquant à tous types d'images est une méthode classique de contourage à la main, comme explicité dans [GHA93][CHA98] et [BEH01]. Un anatomiste, se basant sur les images des coupes, trace manuellement les contours des organes qu'il discerne, et ce sur chacune des coupes contenant l'organe à reconstruire et à mailler. Il est évident que ce procédé, de part sa répétitivité, est long et fastidieux.

Cependant ce procédé n'a pas que des désavantages. Leur connaissance exhaustive du corps humain permet aux anatomistes de ne pas se contenter d'une simple lecture coupe par coupe mais de faire des extrapolations et d'interpréter ce qu'ils voient sur les images. Ils peuvent ainsi, par exemple, anticiper la future apparition ou disparition d'un organe et donc interpréter avec précision l'interface entre ce qui existe sur la coupe actuelle et ce qui existe à venir dans les coupes suivantes.

Il est important de conserver cette spécificité, la possibilité d'exploiter les compétences des anatomistes et leur connaissance du corps humain. Nous nous sommes donc décidés vers des méthodes semi-automatiques de segmentation tout en conservant la possibilité d'une intervention manuelle classique sur les contours détectés.

Les diverses méthodes de segmentation prennent alors une importance différente : elles deviennent des outils qui sont parfois interchangeables. Nous avons donc décidé de ne pas d'améliorer les méthodes de segmentation mais plutôt de bâtir une boîte à outils dans laquelle quelques méthodes complémentaires seraient disponibles. Une telle approche, permettant d'obtenir différents résultats similaires (diverses segmentations d'une image) suivant les méthodes et les paramètres choisis, conduit directement à l'établissement de critères particuliers, de configurations de ces méthodes que l'on peut directement relier aux types d'organes et aux types d'images.

En résumé les améliorations que nous avons donc cherché à apporter au procédé classique de contourage sont:

- l'utilisation des méthodes de segmentation au maximum de leurs potentialités sans tomber dans le travers de la spécialisation;
- l'acceptation d'un maximum de provenances diverses pour les images: coupes anatomiques, scanner, IRM, ...;
- la capacité de travailler non plus simplement sur une image à l'acomplissement d'images afin d'accélérer le traitement d'un organe;
- la mise en place d'un jeu de configurations de segmentation ciblant les grands groupes d'organes sur les grands types d'images, pour faciliter l'utilisation des méthodes par des utilisateurs non avertis ou non spécialisés.

I.2. Etat de l'art

I.2.1. Définition de la segmentation

L'œil humain a la capacité instinctive d'extraire les détails qui l'intéressent d'une scène complexe. Afin de parvenir à un résultat similaire l'ordinateur doit effectuer ce que l'on nomme un traitement de bas niveau, c'est-à-dire travailler de façon mathématique directement sur la valeur des pixels d'une image. Il ne cherche donc pas à faire le lien avec la réalité. Ce traitement de bas niveau est appelé segmentation d'images.

De façon plus rigoureuse, segmenter une image c'est détecter et séparer les différentes zones homogènes la composant. Ces zones, composées d'un ensemble de pixels, forment un pavage recouvrant l'image entière. De plus leur intersection de deux à deux est vide.

Définition formelle de la segmentation:

Un ensemble de régions $\{\mathfrak{R}_1, \mathfrak{R}_2, \dots; \mathfrak{R}_M\}$ est une segmentation de l'image \mathfrak{R} si:

$$\bigcup_{i=1}^M \mathfrak{R}_i = \mathfrak{R}$$

$$\mathfrak{R}_i \bigcap \mathfrak{R}_k = \emptyset \quad i \neq k$$

\mathfrak{R}_i est connexe, $i = 1, 2, \dots, M$

Il existe un prédictat P tel que:

$$P(\mathfrak{R}_i) = \text{Vrai}, \quad i = 1, 2, \dots, M$$

$$P(\mathfrak{R}_i \cup \mathfrak{R}_k) = \text{Faux}, \quad i \neq k \text{ et } \mathfrak{R}_i \text{ adjacente à } \mathfrak{R}_k$$

Remarque: il n'y a habituellement pas unicité de segmentation.

Un contour est une frontière entre deux zones homogènes. Le critère d'homogénéité, défini par l'utilisateur, peut être la couleur, le niveau de gris, la texture, la couleur moyenne, ou l'un de l'infinie diversité de ceux que l'on peut imaginer. La segmentation est généralement réalisée sur une image dérivée de l'image originale : l'image puissance. Celle-ci est une représentation de l'image originale transformée afin de mettre en exergue et de ne conserver que les éléments pertinents de celle-ci (éléments pertinents vis-à-vis des critères d'homogénéité choisis).

Il existe deux principales approches en segmentation: l'approche contours et l'approche régions. La première recherche des discontinuités dans l'image et détecte les contours. La seconde recherche des zones homogènes et génère des groupes de pixels, ou régions. Il est clair que ces deux approches sont duals puisque l'on peut aisément passer de l'une à l'autre, les contours étant les frontières quiséparent les régions.

I.2.2. Image puissance

I.2.2.1. Génération

Classiquement l'image puissance est l'image dérivée marqué par une variation du critère d'homogénéité qui forme des pics maximums ou minimums. Le critère reste les mêmes. Nous allons donc dériver l'image par rapport à un niveau de gris.

. En effet, un changement de région est quelque chose que l'on retrouve sur l'image dérivée sous forme d'épaisseur de la région. Le principe est simple: il suffit de décrire un processus de dérivation d'une image par rapport à un niveau de gris.

A chaque pixel (x, y) correspond une seule variable, l'intensité $I(x, y)$. Les approximations discrètes des premières et secondes dérivées partielles continues d'une image I sont les différences suivantes:

$$\begin{aligned}\frac{\partial}{\partial x} I(x, y) &\approx I(x+1, y) - I(x, y) = \Delta_x * I(x, y) \\ \frac{\partial}{\partial y} I(x, y) &\approx I(x, y+1) - I(x, y) = \Delta_y * I(x, y) \\ \frac{\partial^2}{\partial x^2} I(x, y) &\approx I(x+1, y) - 2I(x, y) + I(x-1, y) = \Delta_x^2 * I(x, y) \\ \frac{\partial^2}{\partial y^2} I(x, y) &\approx I(x, y+1) - 2I(x, y) + I(x, y-1) = \Delta_y^2 * I(x, y)\end{aligned}$$

où $*$ et \bullet signifient respectivement convolution dans les directions horizontale et verticale.

Dériver une image revient à balayer celle-ci avec un masque de convolution. Sur cette zone un masque de convolution est appliqué.

Le résultat est une zone d'intérêt. Pour obtenir la zone dérivée, on additionne les résultats des deux dérivées.

$$\Delta_x = \begin{bmatrix} -1 & 1 \end{bmatrix}, \Delta_y = \begin{bmatrix} -1 \\ 1 \end{bmatrix}, \Delta_x^2 = \begin{bmatrix} 1 & -2 & 1 \end{bmatrix}, \Delta_y^2 = \begin{bmatrix} 1 \\ -2 \\ 1 \end{bmatrix}, \Delta_x^2 + \Delta_y^2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Une image puissance n'est pas utilisée de la même façon que les dérivées premières ou secondes. En premières, la segmentation sera plus ou moins basée sur la puissance car ils représentent une variation importante d'un changement de région. Par contre, si l'on utilise les dérivées secondes, la segmentation se fera suivant une recherche des zéros.

La façon suivante qu'elle est générée par effet, lorsque l'on utilise les dérivées secondes, est de rechercher des maxima de l'image au-dessus d'un certain seuil. Si l'on utilise les dérivées secondes, la segmentation se fera suivant une recherche des zéros.

De plus, les images sont généralement bruitées, ce qui les rend difficiles à exploiter directement car cela génère des contours parasites.

Il est alors souvent nécessaire de leur appliquer des filtres pour éliminer le bruit.

appliquer une fonction de lissage avant d'utiliser les fonctions de dérivation. Celle-ci est fréquemment couplée au processus de dérivation pour ne donner qu'un seul filtre. Néanmoins un lissage implique une diminution de l'intensité des variations observables et donc une plus grande difficulté pour définir les contours à retrouver. Par conséquent la difficulté principale est de trouver le juste équilibre.

➤ Opérateurs différentiels du premier ordre

Les opérateurs différentiels du premier ordre génèrent une image puissance correspondant à la dérivée première de l'image, c'est à dire que l'intensité d'un pixel est proportionnelle à la variation d'intensité du critère d'homogénéité au sein des voisins sur l'image originale.

Il existe deux classes d'opérateurs:

- Les opérateurs simples: opérateurs de Roberts, Prewitt, Sobel;
- Les opérateurs optimaux: opérateurs de Canny, Deriche, Shen et Castan.

Les opérateurs simples

Ces opérateurs sont basés sur des approximations directes des dérivées de premier ordre données auparavant. Les trois opérateurs suivants sont les opérateurs classiques.

- Opérateur de *Roberts*[ROB70]: Les masques de Roberts sont les masques Δ_x et Δ_y ayant subi une rotation de -45 degrés. Ce sont de simples différences de niveaux de gris, sans lissage, donc répercutant le bruit original sur l'image puissance.
- Opérateur de *Prewitt*[PRE70]: A un facteur constant près la méthode de Prewitt calcule la différence des valeurs moyennes de chaque côté d'un pixel central dans les directions verticale et horizontale. Effectuer une moyenne permet d'être moins sensible au bruit.
- Opérateur de *Sobel*[SOB78]: La méthode de Sobel alloue plus d'influence au pixel de chaque côté du pixel central. Le lissage n'est diminué mais en contrepartie cela améliore la future localisation des contours.

Masques de Roberts	Masques de Prewitt	Masques de Sobel																																												
<table border="1"> <tr><td>-1</td><td>0</td></tr> <tr><td>0</td><td>1</td></tr> </table> <table border="1"> <tr><td>0</td><td>-1</td></tr> <tr><td>1</td><td>0</td></tr> </table>	-1	0	0	1	0	-1	1	0	<table border="1"> <tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr> <tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr> <tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr> </table> <table border="1"> <tr><td>1</td><td>1</td><td>1</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>-1</td><td>-1</td><td>-1</td></tr> </table>	1	0	-1	1	0	-1	1	0	-1	1	1	1	0	0	0	-1	-1	-1	<table border="1"> <tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr> <tr><td>2</td><td>0</td><td>-2</td></tr> <tr><td>1</td><td>0</td><td>-1</td></tr> </table> <table border="1"> <tr><td>1</td><td>2</td><td>1</td></tr> <tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><td>-1</td><td>-2</td><td>-1</td></tr> </table>	1	0	-1	2	0	-2	1	0	-1	1	2	1	0	0	0	-1	-2	-1
-1	0																																													
0	1																																													
0	-1																																													
1	0																																													
1	0	-1																																												
1	0	-1																																												
1	0	-1																																												
1	1	1																																												
0	0	0																																												
-1	-1	-1																																												
1	0	-1																																												
2	0	-2																																												
1	0	-1																																												
1	2	1																																												
0	0	0																																												
-1	-2	-1																																												

Ces trois opérateurs donnent de bons résultats sur des images peu bruitées.

Les opérateurs optimaux

En se basant sur l'opérateur de Sobel plusieurs recherches ont tenté d'optimiser la pondération des moyennes locales calculées autour d'un pixel central. Trois critères de bonne détection des contours isolés sont épostulés par Canny en 1983 [CAN83]:

- Robustesse au bruit;
- Bonne localisation;

- Faible multiplicité des maximums du bruit.

En se basant sur le postulat qu'un contour peut se par un bruit blanc additif, Canny a traduit chaque les a par la suite utilisés pour optimiser le filtre correspondant $g(x) = df(x)/dx$.

modéliser comme un échelon perturbé critère en termes mathématiques précis. Il

e de lissage $f(x)$ et le filtre différentiel

- Opérateur de *Canny* [CAN86]: Cette méthode est limitée aux filtres de réponse impulsionale finie. L'optimisation de la robustesse au bruit et de la localisation donne un filtre différentiel qui ressemble à la première dérivée d'un gaussien.
- Opérateur de *Deriche* [DER87] et [DER90]: C'est une généralisation des idées de Canny permettant que le filtre soit de réponse impulsionnelle infinie. Le filtre de lissage et le filtre différentiel sont:

$$\begin{cases} f(x) = b_1(1 + \beta|x|)e^{-\beta|x|} \\ g(x) = -b_2 x e^{\beta|x|} \end{cases} \quad \text{où } b_1 \text{ et } b_2 \text{ sont des facteurs de normalisation et } \beta \text{ est le paramètre de forme qui détermine entre autres la capacité de lissage.}$$

- Opérateur de *Shen et Castan* [SHE86] [SHE92] et [SHE93]: Shen et Castan ont utilisé des critères légèrement différents, aboutissant aux filtres optimaux de réponse impulsionale infinie suivant:

$$\begin{cases} f(x) = a_1 e^{-\alpha|x|} \\ g(x) = \begin{cases} a_2 e^{-\alpha|x|} & \text{si } x < 1 \\ -a_2 e^{-\alpha|x|} & \text{si } x > 1 \end{cases} \end{cases}$$

où a_1 et a_2 sont des facteurs de normalisation et α est le paramètre qui contrôle la pente de l'exponentielle, donc le lissage.

Comparaison

Il existe de nombreuses variantes à chacun de ces opérateurs. Les tests comparatifs menés au cours des travaux [COC95] et [PEN92] montrent que Deriche et Shen & Castan sont souvent classés parmi les meilleurs opérateurs différentiels du premier ordre.

➤ Opérateurs différentiels du second ordre

Ces opérateurs vont conduire à un processus de segmentation basé sur la recherche des points d'inflexion de l'image puissance, c'est à dire les pixels où la dérivée seconde s'annule dans la direction du gradient. Afin d'éviter d'effectuer des dérivées directionnelles, on recherche plus souvent l'annulation du Laplacien. Mais les deux approches ne sont pas strictement équivalentes [COC95].

Une approximation discrète du Laplacien est $\Delta_x^2 + \Delta_y^2$.

Même si utiliser ces opérateurs différentiels du second ordre permet de produire généralement des contours fermés, ceux-ci sont très sensibles au bruit, et là aussi il

lissage est nécessaire. Le lissage et le calcul du en un seul filtre. Néanmoins ces opérateurs sont globalement moins bons que les opérateurs différentiels du premier ordre [COC95].

Laplaciens sont donc généralement regroupés obalement moins bons que les opérateurs

I.2.2.2. Utilisation d'une image puissance

L'image puissance étant disponible l'enjeu est de détecter des arêtes sur l'image.

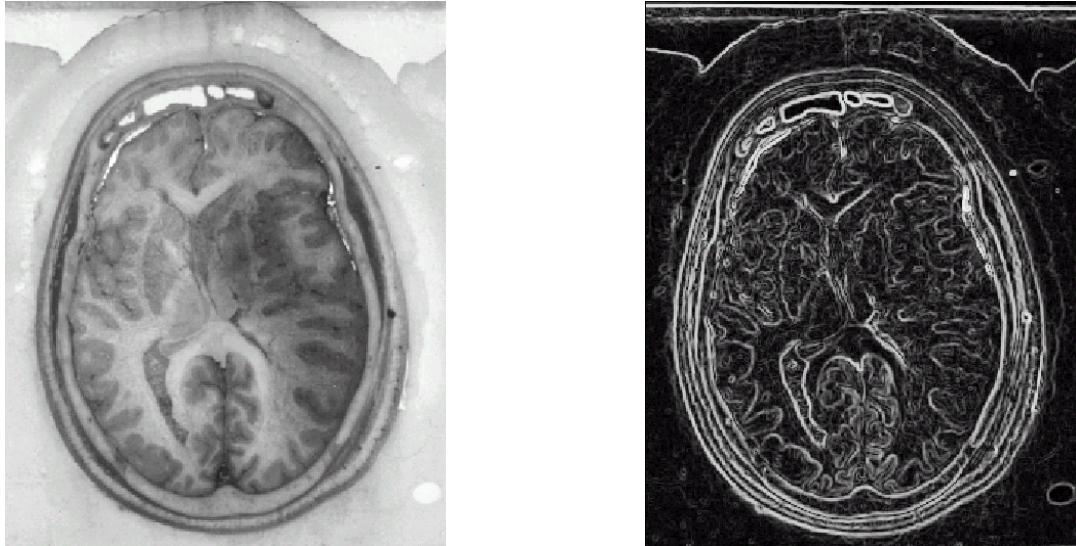


Figure 3: Exemple d'image gradient (ici à droite, obtenue par application du filtre de Sobel sur l'image originale à gauche)

De nombreuses méthodes d'analyse locale d'image ont été créées. Deux catégories peuvent être distinguées : les segmentations travaillant de façon séquentielle et celles travaillant de façon parallèle.

➤ Traitements séquentiel

Le principe d'un traitement séquentiel est qu'un pixel arrête suivant l'appartenance à ce contour des pixels utilisant ce principe tentent donc de reconstituer des contours.

Il est reconnu comme appartenant à une classe examinée précédemment. Les méthodes

➤ Traitement parallèle

Aucours d'un travail parallèle l'appartenance d'un même et de ses proches voisins. Typiquement un seuil afin d'en extraire les pixels marquant une forte variation alors est que généralement les contours générés sont nécessaires de les squelettiser) et même souvent dis reconnectés.

pixel à une arrête n'est dépendante que de son état effectué sur l'image puissance. Le problème principal qui se pose est "épais" (c'est-à-dire qu'il est ensuite continu) (et ils doivent alors être continus).

I.2.3. Approche contours

L'enjeu est de détecter des arêtes sur l'image. De

nombreuses méthodes d'analyse locale généralement l'analysent une image puissance.

Les différences fondamentales entre les méthodes d'approche contours proviennent le plus souvent du traitement qui est effectué pour générer ou post-traiter cette image puissance.

I.2.3.1. Seuillage de l'image puissance

La plus simple et la plus ancienne des segmentation pixels de l'image puissance dont l'intensité est suivie comme appartenant à un contour. Les pixels sont alors nécessaire de squelettiser les différents groupes d'pixels (larges de plusieurs pixels).

De plus cette méthode est extrêmement sensible au seuillage par hystérésis. La méthode de seuillage classique : sont utilisés. Tout point dont l'intensité est inférieure à un certain seuil sont considérés comme éléments potentiels d'un contour. Tout point dont l'intensité est supérieure au seuil bas est considéré comme élément d'un contour valide. Entre deux seuils, les points connexes sont considérés comme appartenant à ce contour. Il est alors obtenu.

s'est le seuillage [SAH88]. Tous les pixels formant les contours car ceux-ci sont souvent pais (larges de plusieurs pixels).

ruit. Afin de palier à ce défaut, le seuillage par hystérésis est plus généralement employé [CAN83] [CAN86]. C'est un deux seuils, un seuil haut et un seuil bas, inférieur au seuil bas n'est pas retenu comme intensité est supérieure au seuil haut est les deux seuils, les points connexes sont considérés comme appartenant à ce contour. Il est alors obtenu.

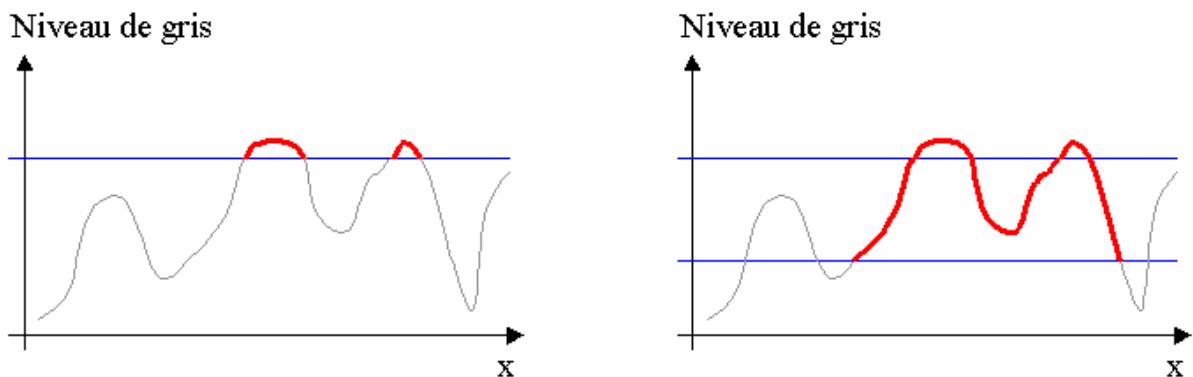


Figure 4: Seuillage classique et seuillage par Hystérésis.

I.2.3.2. Contours actifs (ou «Snakes»)

Un contour actif (ou «snake») – qui se traduit par une forme qui possède la faculté de s'adapter afin d'épouser les contours de l'objet que l'on recherche – est une forme qui coûte moins cher en termes d'énergie. Une énergie interne lui est fournie pour le faire épouser les contours de l'objet. La forme obtenue dans l'état d'équilibre est le contour de l'objet. Généralement l'algorithme est initialisé en utilisant des formes simples telles qu'un cercle ou une ellipse.

téralement par serpent) est une forme qui possède la faculté de s'adapter afin de maintenir sa forme tout en épouser les contours de l'objet que l'on recherche. Pour cela, il faut lui permettre de maintenir sa forme tout en épouser les contours de l'objet. Généralement l'algorithme est initialisé en utilisant des formes simples telles qu'un cercle ou une ellipse.

I.2.3.3. Templates

Cette méthode ne peut s'appliquer que lorsqu'on connaît déjà l'objet que l'on recherche. En effet elle consiste à recaler «au mieux» (suivant des critères d'optimisation choisis) le patron de l'objet (le «template») sur l'image. Il est donc nécessaire d'avoir au préalable un modèle de l'organe à détecter. Des variantes de cet

connaître déjà l'objet que l'on recherche. En effet elle consiste à recaler «au mieux» (suivant des critères d'optimisation choisis) le patron de l'objet (le «template») sur l'image. Il est donc nécessaire d'avoir au préalable un modèle de l'organe à détecter. Des variantes de cet

contours actifs [CHR96] [RUE97]: un patron générique est déformé afin de s'adapter à la spécificité d'un image.

I.2.4. Approcherégions

La problématique est cette fois-ci de trouver des zones homogènes dans une image. Le critère d'homogénéité choisi peut varier, mais la méthode sera la même. Par conséquent, à titre d'exemple, les applications données dans les sections suivantes seront pour des images en niveaux de gris.

I.2.4.1. Seuillage-Analysed'histogramme

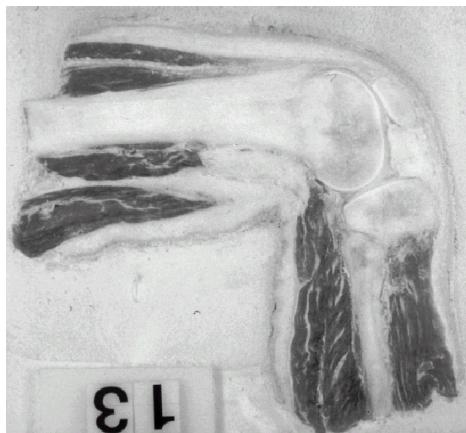
Il s'agit ici d'utiliser les méthodes de type seuil non plus sur l'image puissance mais sur l'image originale elle-même. Tous les pixels d'une image dont l'intensité est supérieure à un certain seuil sont considérés comme étant éléments d'un "objet" et les autres de "fon-

ce". Les méthodes de seuillage comme définies au paragraphe I.3.2.1, peuvent être employées. Par conséquent, à titre d'exemple, les applications données dans les sections suivantes seront pour des images en niveaux de gris.

La méthode est elle aussi sensible au bruit et une analyse de l'influence des perturbations [CAN83].

Plus généralement, il est possible de travailler sur des extraits de différentes zones homogènes. On cherche alors soit en prenant en considération l'histogramme entier, soit en recherchant des seuils locaux au voisinage d'un pixel dynamiques (seuils dont les valeurs dépendent des coordonnées des pixels où il s'appliquent) [WES78] [COC95].

Par exemple l'histogramme ci-dessous correspond à l'image d'une coupe anatomique du genou composée de plusieurs objets. Il est assez difficile de créer trois classes au sein de l'image. Néanmoins cet histogramme pourrait tout aussi bien représenter plus ou moins d'objets, certains de natures malaisées à trouver un seul seuil séparant les objets de la division de l'histogramme par une recherche du nombre de pixels dans chaque classe. La connaissance a priori de ces deux critères est même une segmentation concluante.



Le seuillage par hystérisis peut être employé [CAN86].

Il existe plusieurs méthodes pour analyser les histogrammes afin de tenter d'en tirer des informations utiles. On peut placer différents seuils de séparation (seuillage statique), soit en tentant de faire en sorte que les pixels soient tous dans les mêmes classes, soit en essayant de définir des seuils adaptatifs (qui dépendent des coordonnées des pixels où ils s'appliquent).

On peut distinguer deux types de seuils: S_1 et S_2 . Ils correspondent à deux classes distinctes: les chiffres, les muscles puis le reste. Ces deux classes peuvent correspondre à celles d'une image avec des pixels de gris identiques. De même il est nécessaire de prolonger la recherche des objets et de leur localisation. Une méthode préférable si l'on désire obtenir une segmentation concluante.

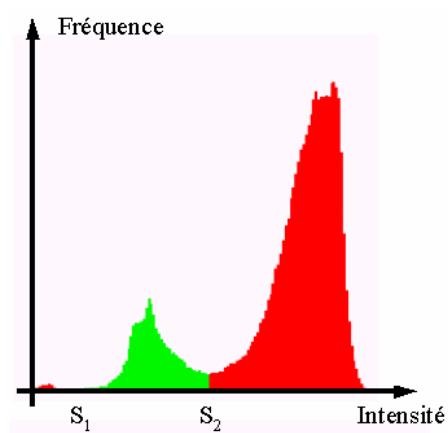


Figure 5: Seuils différenciant les chiffres (avant S_1), les muscles (entre S_1 et S_2) et le "reste" (après S_2).

De plus, pour des images bruitées, les modes de l'histogramme sont difficiles à différencier. Il existe de nombreuses méthodes permettant de palier à cette difficulté, mais chacune prend en compte la spécificité du type d'image étudié [BHA67].

I.2.4.2. Ligne de Partage des Eaux (LPE)

La méthode de Ligne de Partage des Eaux ([BEU90], [BEU92] et [VIN91]) est une méthode de segmentation morphologique. Elle a la particularité de fournir des contours fermés et squelettisés. Le traitement s'effectue sur l'image gradient. Celle-ci est considérée comme une surface 3D. Plus l'intensité d'un pixel de l'image est forte, plus le point de la surface correspondant est «élevé». La surface ainsi formée ressemble à un relief montagneux.

Puis on imagine que l'on perce un trou à chaque minimum local de la surface. Une inondation de la surface est alors simulée. Plusieurs «bassins» vont se former dans les creux car l'eau entre par les trous percés. Lorsque, à la suite de la montée progressive des eaux, deux bassins se rencontrent, un mur de barrage est construit. Une segmentation de l'image est effectuée lorsqu'il y a une montée au maximum. La segmentation résultante est composée de l'ensemble des murs de barrage.

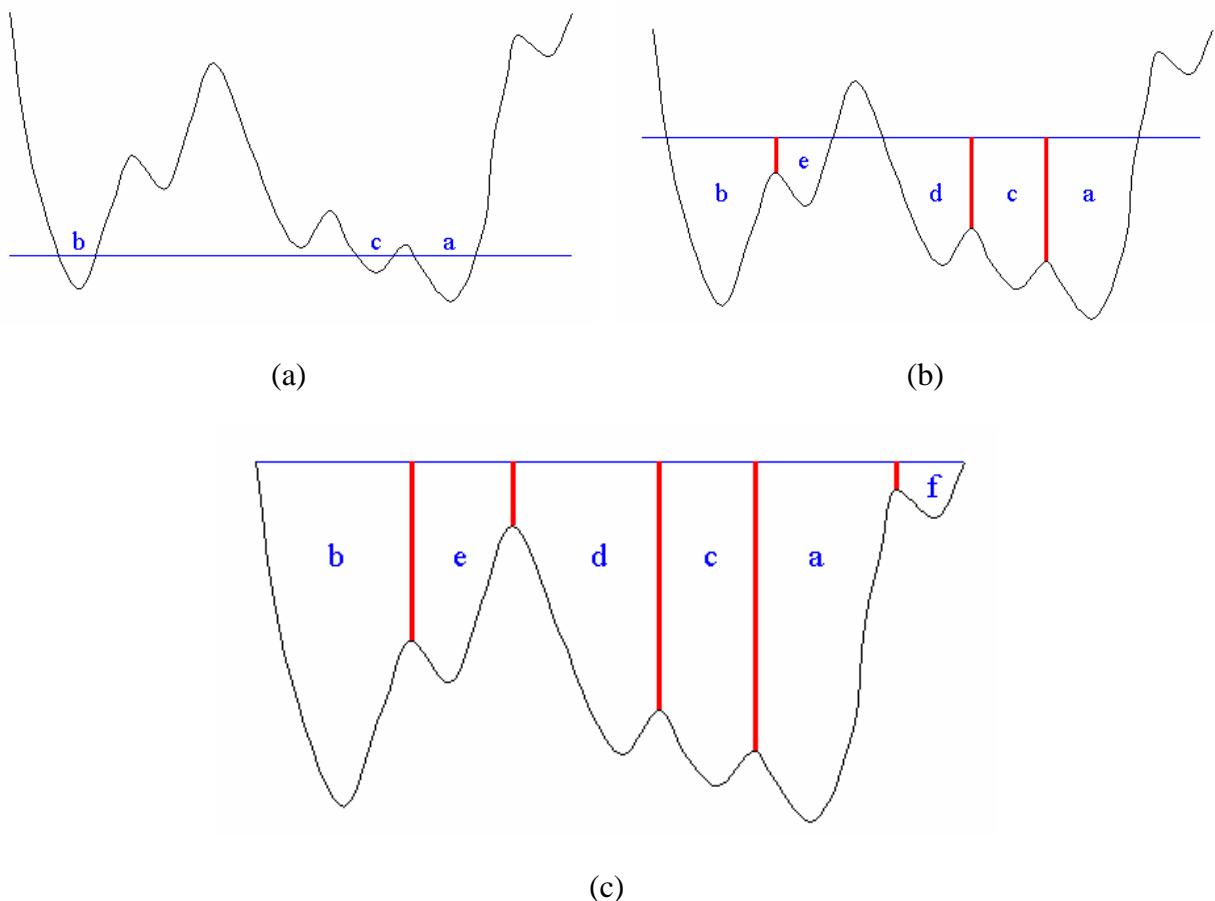


Figure 6: Exemple de segmentation 1D avec l'algorithme Ligne de Partage des Eaux
 (a) Début de l'inondation, trois bassins sont générés; (b) Barrages construits pour éviter le mélange des bassins b et c; (c) Inondation terminée, la segmentation est formée de cinq barrages séparant les six bassins.

Cette méthode est fiable et génère des contours fermés et squelettisés. Néanmoins elle a tendance à effectuer une sur-segmentation de l'image.

Plus de détails sur cette méthode seront donnés dans la section I.4.5.

I.2.4.3. Algorithme «division-fusion»

Cette méthode, décrite initialement dans [HOR74], découpe par récursif régulier arbitraire de l'image à vis du critère d'homogénéité choisi) est réalisé d'entre elles n'est pas suffisamment homogène, elle Sinon elle est conservée en l'état. Le processus s'

effectue dans un premier temps une division pour tester la cohésion (vis à vis d'un sous-ensemble de pixels). Si une zone n'est pas homogène, elle est divisée de façon arbitraire. L'opération s'arrête lorsque toutes les sous-zones sont homogènes vis-à-vis du critère choisi.

Puis, dans un second temps, les zones adjacentes vérifiant des critères d'homogénéités similaires sont fusionnées.

L'algorithme «division-fusion» le plus classique égales, puis celles d'entre elles qui ne vérifient pas le critère d'homogénéité sont à nouveau divisées en quatre.

escinde l'image en quatre zones de taille

pas le critère d'homogénéité sont à nouveau divisées en quatre.

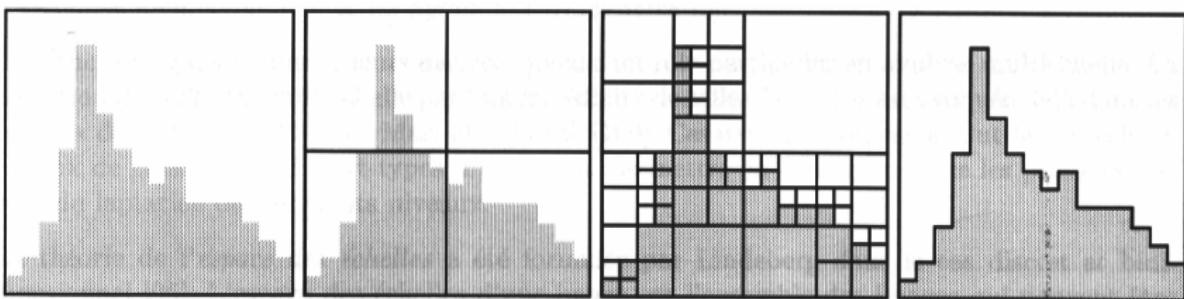


Figure 7: Exemple d'une méthode de division-fusion»

I.2.4.4. Accroissement de régions par agrégation de pixels

Cette méthode tente de regrouper par agrégation les pixels proches ou tout du moins variant de façon négligeable. Ces germes sont placés dans l'image de façon à ce que la croissance se déroule de ces germes. Leurs régions vérifient les mêmes critères d'homogénéité. Deux régions peuvent entrer en contact et fusionner si elles ont la même homogénéité similaire. De nouveaux germes peuvent également apparaître dans les zones qui ne peuvent pas être agrégées aux zones initialement l'image. Au final, une division de l'image en zones

pixels ayant un critère d'homogénéité défini. Pour ce faire, un ensemble de pixels adjacents est identifié. Ces pixels sont alors agrégés jusqu'à ce qu'ils atteignent une taille pré-définie. Les zones générées peuvent être fusionnées si elles vérifient un critère de fusion. Ces zones peuvent être générées dans les zones générées afin de segmenter totalement l'image.

I.2.4.5. Classification–Statistiques bayésiennes

Ce genre de méthode regroupe les pixels possédant des caractéristiques voisines [GEM84] [OSS94]. Ceux-ci sont classifiés et étiquetés suivant leur probabilité d'appartenance à chaque classe (probabilité basée sur les statistiques bayésiennes). On base généralement l'établissement des probabilités sur l'histogramme, ce qui peut impliquer de nombreuses difficultés notamment si le fond et les objets sont peu différenciés. Il est souvent nécessaire

d'avoir des connaissances à priori sur le nombre de l'on observe.

Le processus de classification peut être grandement amélioré en utilisant la théorie des champs de Markov ou celle des réseaux neuronaux [GE

classes à détecter et le type d'image que

M84] [BLA87] [DAS94] [COC95].

I.2.4.6. Modèle pyramidaux

Cette méthode est basée sur le principe qu'une très grande image est plus simple à segmenter qu'une petite [HON84] [HOR90] [BER95]. La taille de l'image à traiter est donc divisée par deux à chaque itération. On choisit la division autorisée de l'image (demie image, quart de l'image...). Puis on segmente la plus petite image à l'aide d'une autre méthode et l'on obtient un résultat pour segmenter celle qui se trouve juste en dessous dans la pyramide. On itère ce procédé jusqu'à traiter l'image initiale.

petite image est plus simple à traiter et la taille de l'image à traiter est donc divisée par deux à chaque itération. On choisit la hauteur de la pyramide suivant le nombre de divisions autorisées de l'image (demie image, quart de l'image...). Puis on segmente la plus petite image à l'aide d'une autre méthode et l'on obtient un résultat pour segmenter celle qui se trouve juste en dessous dans la pyramide. On itère ce procédé jusqu'à traiter l'image initiale.

I.2.5. Coopération

Cette méthode est en fait une composition des méthodes précédentes. On combine les résultats de plusieurs algorithmes différents afin d'obtenir une segmentation plus précise. Classiquement une méthode de détection de contours et une méthode de détection de régions sont mises en coopération. Par exemple, il est possible de guider un algorithme d'accroissement de régions par une détection de contours par hystérisis [WRO87] ou de coupler une méthode de division/fusion avec une autre méthode de division/fusion [PAV90].

La combinaison des méthodes peut être faite en utilisant des «coefficients de confiance» à chaque contour détecté et en recherchant le «meilleur» à l'aide des probabilités [CHO97].

des méthodes précédentes. On combine les résultats de plusieurs algorithmes différents afin d'obtenir une segmentation plus précise. Classiquement une méthode de détection de contours et une méthode de détection de régions sont mises en coopération. Par exemple, il est possible de guider un algorithme d'accroissement de régions par une détection de contours par hystérisis [WRO87] ou de coupler une méthode de division/fusion avec une autre méthode de division/fusion [PAV90].

isant la logique floue ou en affectant des probabilités à chaque contour détecté et en recherchant le «meilleur» à l'aide des probabilités [CHO97].

I.2.6. Synthèse

Les plus robustes méthodes de segmentation pouvant d'être explicitées. Nous avons essayé de faire en tout cas que cette liste soit la plus exhaustive possible. Cependant nous n'avons évidemment pas pu tester tous ces algorithmes.

s'appliquer dans notre cas viennent diverses études les comparant [FU81] entre eux parmi leur grande diversité.

Le reproche principal qui peut être fait aux méthodes d'approche contours est la discontinuité des frontières qu'elles génèrent. Souvent les contours détectés ne sont pas fermés, que cela soit dû à une mauvaise détection ou à une mauvaise qualité ou une nature complexe. Il existe de nombreux erreurs, mais aucune n'est infaillible.

Il existe de nombreux erreurs, mais aucune n'est infaillible. Les méthodes telles que les contours actifs et les "templates" quant à elles possèdent à la fois des avantages et des inconvénients. Les contours actifs peuvent détecter des contours qui n'existent pas dans l'image sans connaissance a priori des caractéristiques des objets à détecter. Comme nous allons le voir dans la section suivante, la

Les contours générés en utilisant une méthode d'apprentissage automatique ne sont pas forcément faciles à interpréter. Cependant la différenciation des zones homogènes d'une image n'est pas forcément facile sans connaissance a priori des caractéristiques des objets à détecter. Comme nous

roche régions ne sont quant à eux pas faciles à interpréter. Cependant la différenciation des zones homogènes d'une image n'est pas forcément facile sans connaissance a priori des caractéristiques des objets à détecter. Comme nous allons le voir dans la section suivante, la

diversité des types d'images à traiter et leurs comportements sont difficilement utilisables car les connaissances a priori

plexités et spécificités respectives permettent de faire face à ces difficultés.

I.3. Les divers types d'images à segmenter

La méthode que nous désirons mettre en place pour traiter tous les types d'images est la suivante : nous allons essayer de déceler les couleurs et textures qui sont propres à chaque type d'images. La seule condition qui doit être remplie est que les coupes doivent être parallèles.

Nous avons utilisé trois grandes sources d'images : les images scanner, les images IRM et les images de caméra. Chacun de ces types possède ses propres caractéristiques au niveau des organes que l'on peut y déceler, au niveau des couleurs et des textures que l'on peut trouver ainsi qu'au niveau de l'espacement entre les coupes pouvant conduire à une nécessité d'interpolation.

Il est clair que la qualité des images à traiter n'a pas d'importance. Mais les spécificités propres à chacune de ces images sont donc nécessaires pour caractériser ces types d'images et de segmentation que nous utiliserons.

La particularité de cette méthode est que les coupes doivent être parallèles. Les coupes anatomiques, les images possède ses propres caractéristiques au niveau des organes que l'on peut y déceler, au niveau des couleurs et des textures que l'on peut trouver ainsi qu'au niveau de l'espacement entre les coupes pouvant conduire à une nécessité d'interpolation.

Il est clair que la qualité des images à traiter n'a pas d'importance. Mais les spécificités propres à chacune de ces images sont donc nécessaires pour caractériser ces types d'images et de segmentation que nous utiliserons.

I.3.1. Les coupes séries anatomiques

Elles sont obtenues en effectuant des coupes sur un sujet d'anatomie en suivant des plans parallèles. Chacune des faces des coupes obtenues est photographiée. Les images obtenues, dont la précision dépend tout de même de la précision de la photographie (zoom utilisé, qualité de l'appareil, ...), fournissent une représentation très précise des organes. Le protocole IV.2.1.

Elles sont obtenues en effectuant des coupes sur un sujet d'anatomie en suivant des plans parallèles. Chacune des faces des coupes obtenues est photographiée. Les images obtenues, dont la précision dépend tout de même de la précision de la photographie (zoom utilisé, qualité de l'appareil, ...), fournissent une représentation très précise des organes. Le protocole IV.2.1.

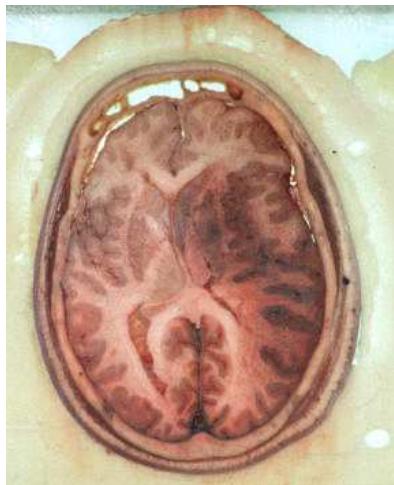


Figure 8: Exemples de coupes séries (tête et genou).

Ce type d'images est sans conteste celui qui permet d'identifier au mieux tous les organes. Cependant, même si l'œil humain est capable d'identifier tous les contours sans trop d'ambiguïté et d'agrégation, il n'en est pas de même pour une méthode de segmentation. En effet les couleurs et les textures sont d'une grande variété et d'une grande complexité ce qui génère habituellement une grande quantité d'artefacts.

Cependant, même si l'œil humain est capable d'identifier tous les contours sans trop d'ambiguïté et d'agrégation, il n'en est pas de même pour une méthode de segmentation. En effet les couleurs et les textures sont d'une grande variété et d'une grande complexité ce qui génère habituellement une grande quantité d'artefacts.

De plus tous les organes étant visibles, de très peu c'est quelquefois le but recherché, cela peut ne pas augmenter considérablement la quantité de travail nécessaire de travail sur un groupe de muscles similaires.

Une dernière particularité des images anatomiques est la nécessité de les recaler dans l'espace. En effet il est nécessaire d'avoir une paire de références solides pour identifier sur les photographies si l'on veut pouvoir superposer les contours issus de coupes différentes. De plus quelques détails sur ces deux types de structures sont donnés dans la section IV.2.1.

Même si l'on désire par exemple simplement placer des structures sur un faisceau musculaire, il est nécessaire de regrouper les structures similaires.

I.3.2. Les images scanner

De nos jours l'imagerie par scanner est une méthode très employée. Les images obtenues sont représentatives de l'atténuation d'un faisceau de rayons X traversant les différents tissus du corps humain. Cette atténuation est proportionnelle à l'épaisseur et la densité des tissus traversés. Une section noire est obtenue lorsque au cours de l'atténuation du faisceau n'est constatée. Une section blanche témoigne quant à elle d'un tissu difficilement traversable par les rayons. Cela se produit pour des tissus de haut densité ou des tissus contenant des atomes très réactifs. Nous avons aussi à nous intéresser aux méthodes d'injection qui permettent de les visualiser.

Il existe deux grands types de scanners :

- le scanner hélicoïdal : l'acquisition des images se déroule durant un déplacement continu de la table sur laquelle repose le patient. L'image obtenue à la fin du processus est réalisée par interpolation. Ce scanner à la rapidité élevée lorsque la table est immobile. Il peut fournir des images plus précises que le scanner hélicoïdal, mais est plus lent.
- le scanner incrémental : les images sont acquises lorsque la table est immobile. Elles sont obtenues à la fin du processus et peuvent être utilisées pour la reconstruction de l'image finale.



Figure 9: Exemples d'images scanner (coupes de tête)

Le rendu d'une image scanner est une image en niveaux de gris. La mesure de l'intensité du pixel est fixée par rapport à l'unité Hounsfield (H.U), qui varie de -1024 à +3000. En ce qui nous concerne cette valeur est rééchelonnée entre 0 et 255 par une simple règle de trois. Les manipulateurs de radiologie possèdent une échelle de correspondance qui leur permet

de voir les structures détectables. Même si l'on désire par exemple simplement placer des structures sur un faisceau musculaire, il est nécessaire de regrouper les structures similaires.

d'identifier un type d'organe suivant l'intensité des pixels le décrivant (en unité Hounsfield). Par exemple:

- les os sont très denses, leur valeur est supérieure à 200HU;
- la graisse a une valeur oscillant autour de -100HU ;
- l'air se situe aux alentours de -1000HU.

Il est assez difficile de différencier des éléments comme les os, la graisse, l'eau, où l'air, de faire la différence entre parties molles et parties osseuses molles entre elles est assez difficile et ce malgré de l'acquisition d'image sur un scanner. Il est aussi entraîné des difficultés pour différencier deux parties osseuses anatomiquement proches et ayant été fusionnées sur l'image.

Deux autres défauts, plus fonctionnels, sont à noter : soumet le patient aux rayons X et peut difficilement sur un corps humain dans son intégralité. En effet la précision des images est liée à l'accroissement de

. Par contre discerner les différentes parties les différents réglages disponibles au cours si possible qu'une résolution trop faible entraîne des difficultés pour différencier deux parties osseuses anatomiquement proches et ayant été fusionnées sur l'image.

r. La méthode d'acquisition des images peut être appliquée avec une grande précision : le nombre de coupes effectuées et la l'un impliquant la diminution de l'autre.

I.3.3. Les images IRM

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est un moyen de visualisation de l'anatomie humaine qui utilise la magnétisation naturelle des atomes d'hydrogène.

L'image obtenue est le reflet de la variation de l'orientation des atomes d'hydrogène. Le patient est soumis à un champ magnétique constant qui oriente les spins de tous les protons (atomes d'hydrogène) dans une même direction. Une seconde antenne génère de façon intermittente un autre champ magnétique qui permet d'éjecter les protons de leur direction initiale. À chaque pause de cette seconde émission initiale, émettent une énergie qui est mesurée. Cet énergie peut être décomposée suivant des axes parallèles ou perpendiculaires au champ magnétique, et donc générer deux images.

Le champ magnétique oriente les spins de tous les protons (atomes d'hydrogène) dans une même direction. Une seconde antenne génère de façon intermittente un autre champ magnétique qui permet d'éjecter les protons de leur direction initiale. À chaque pause de cette seconde émission initiale, émettent une énergie qui est mesurée. Cet énergie peut être décomposée suivant des axes parallèles ou perpendiculaires au champ magnétique, et donc générer deux images.

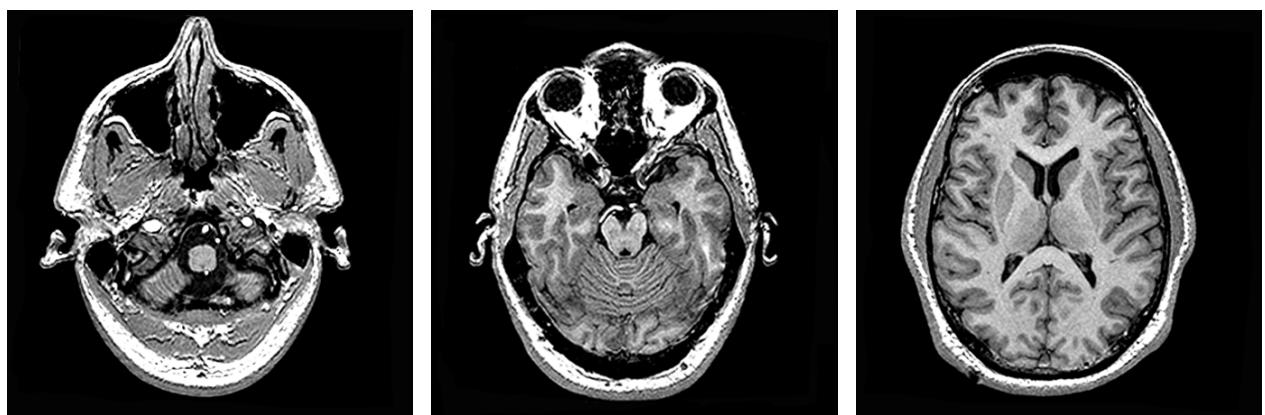


Figure 10: Exemples d'images IRM (coupes de tête)

Il s'agit d'images fonctionnelles du corps humain et non d'une véritable représentation anatomique de celui-ci. Les organes y sont assez bien séparés visuellement. Cependant les images IRM sont généralement de moins bonne résolution que les images scanner. A un niveau fonctionnel, le gros avantage de ce procédé est d'être non invasif.

Malgré ses avantages certains au niveau de la distinction possible des contours, nous n'avons presque pas travaillé sur ce type d'imagerie. En effet notre travail a été réalisé en utilisant des sujets d'anatomie congelés. Or l'IRM a tendance à chauffer les tissus, provoquant une décongélation rapide.

I.3.4. Autre type d'imagerie

Il existe d'autres méthodes d'acquisition qui permettent de générer les sections d'un corps humain, comme par exemple l'échographie 3D ou l'imagerie scintigraphique. Chacune exploite une propriété particulière des atomes : leur réflexion sonore pour l'échographie, la détection de la fixation d'un traceur radioactif sélectif dans l'organisme pour l'imagerie scintigraphique. L'image générée est la plupart du temps décrite en niveaux de gris.

I.4. Détection de contours-Traitement d'une image

I.4.1. Introduction

Afin de choisir avec pertinence les méthodes de segmentation qui seront appliquées au niveau d'une image, il est nécessaire de garder en mémoire certaines remarques :

- Comme nous l'avons précisé précédemment il n'a jamais été envisagé de supprimer l'opérateur humain de la chaîne de détection de contours. Les méthodes de segmentation considérées comme des outils facilitateurs permettant de détecter tout type d'organes sur tout type d'images. Il reviendrait aux utilisateurs de valider le contour ou de modifier si nécessaire et de le rendre valide;
- Comme nous l'avons vu dans la section précédente, les images à traiter présentent des caractéristiques très différentes suivant leur origine : précision, couleurs ou niveaux de gris, complexité des textures... Cette grande diversité oriente le choix des méthodes de segmentation vers des algorithmes robustes ne prenant pas en compte que la valeur des pixels et non ce qu'ils représentent dans la réalité.

Nous avons donc recherché des méthodes génériques, non spécialisées dans la détection de tout organe, peu sensibles au bruit, et sur toutes les méthodes nécessitant aucune connaissance a priori des organes à détecter. En effet nous ne disposons pas d'une base de données pouvant nous donner un indice sur le contour fonctionnel d'un organe recherché. Nous avons donc cartographié des méthodes de segmentation de type analyse d'histogramme ou templates. La méthode des contours actifs, très attractive, a quant à elle été écartée au regard du fragile équilibre à établir entre ses divers paramètres de contrôles.

Nous avons décidé de nous doter d'un panel de fonctions paramétrables. Celui-ci est composé d'une procédure permettant de passer d'une image couleur à une image en niveaux de gris, du filtre de Sobel afin de générer l'image de lissage permettant d'éliminer le bruit ainsi que de "approcher région" :

- En un premier temps, nous avons choisi d'utiliser la méthode de Ligne de Partage des Eaux (LPE) comme méthode principale de segmentation. Cet algorithme répond bien effectivement nos critères : il est générique, robuste, et génère des contours fermés et serrés. Il est

appliqué sur l'image dérivée générée par l'opérateur de Sobel. Sa tendance à produire une sur-segmentation de l'image a été compensée par son couplage avec une méthode d'agrégation de régions. Les objets à détecter sont ainsi souvent divisés entre plusieurs régions mais par post-traitement les diverses parties sont regroupées en une seule.

- Une deuxième méthode de segmentation a aussi été choisie suite aux premiers tests effectués sur des images scanner et IRM. En effet, nous avons parfois rencontré des problèmes d'expansion des régions (les régions se déplacent vers l'extérieur) ou de fusion des régions (les régions se déplacent vers l'intérieur). Ces deux effets peuvent être causés par la présence de zones d'ombre ou de fond dans l'image. Pour résoudre ce problème, nous avons utilisé une méthode de partitionnement basée sur l'histogramme. Un histogramme est une distribution de fréquences qui indique la probabilité de chaque valeur dans un ensemble de données. En utilisant cet histogramme, nous pouvons identifier les zones de haute intensité (qui correspondent aux organes) et les zones de basse intensité (qui correspondent au fond). Nous pouvons alors utiliser ces informations pour déterminer où se trouvent les organes et où se trouve le fond. Ensuite, nous pouvons appliquer une méthode de partitionnement basée sur l'histogramme pour séparer les organes du fond.

L'agrégation des régions suit les méthodes de segmentation spécifiques:

- Similarité d'un niveau de gris moyen des régions à fusionner;
- Englobement d'une région par une autre.

I.4.2. Fonctionnement global

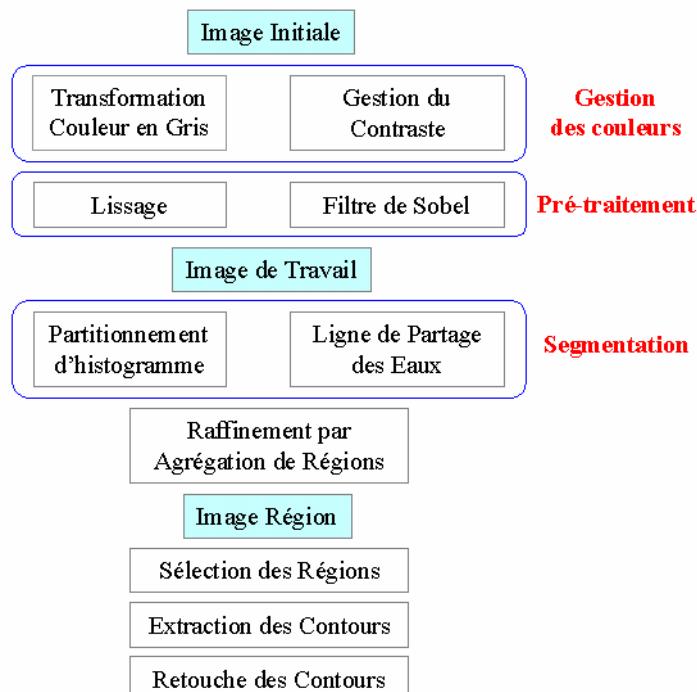


Table 1: Organigramme du traitement d'une coupe

L'enchaînement des étapes qui composent une procédure de détection de contours est donné dans l'organigramme ci-dessus. Le procédé global dépend de la nature de la coupe et de la complexité des structures à détecter. Il est généralement divisé en trois étapes consécutives, chacune étant paramétrable par l'utilisateur :

- La première «Gestion des couleurs» est l'étape qui permet de passer, dans le cas de coupes séries anatomiques, d'une image couleur à une image en niveaux de gris sur

laquelle sera effectuée la segmentation (décrise se paramétrer defaçon à accentuer l'importance de ceintes. Il peut par exemple être intéressant d'appliquer un filtre basé sur les couleurs afin d'éliminer les organes à faible concentration de rouge si l'on désire ne travailler que sur les muscles (section I.7.2.1). Une gestion des contrastes (décrise section I.4.4) met en exergue la partie de l'image qu'on souhaitera traiter.

ction I.4.3). L'utilisateur peut la tain est éteintes. Il peut par exemple être eurs afin d'éliminer les organes à faible que sur les muscles (section I.7.2.1). Il est aussi disponible afin de pouvoir hait et traiter.

- La seconde étape, «*Pré-traitement*», permet d'appliquer des filtres ou des transformations facilitant la future segmentation: correspondant à l'image en niveaux de gris en appliquant le filtre de Sobel (section I.2.2.1) et lisser des niveaux de gris.
- La troisième étape, «*Segmentation*», permet à l'utilisateur de choisir la méthode de segmentation et fixer ses paramètres.

Par la suite, l'image ayant été segmentée, l'utilisateur peut décider de fusionner certaines régions entre elles de façon manuelle ou automatique.

et en extraire les contours.

L'utilisateur a la possibilité de créer ses propres configurations paramétrant les trois étapes ci-dessus ou d'activer des configurations génériques. Elles ont été mises au point à partir d'images test résultant d'expérimentations et des divers travaux menés au laboratoire.

que, permettant de fusionner les petites lignes de Partage des Eaux ont été oins elles se sont avérées généralement inutiles dès lors que de bons paramètres de configuration avaient été choisis pour la segmentation.

Pour finir plusieurs fonctions d'épuration automatique, permettant de fusionner les petites régions parasites générées par l'algorithme de la ligne de Partage des Eaux ont été implémentées (se référer à la section I.4.6). Néanmoins elles se sont avérées généralement inutiles dès lors que de bons paramètres de configuration avaient été choisis pour la segmentation.

I.4.3. Transformation d'une image couleur en image en niveaux de gris

La formule classique de transformation d'une image suivante:

RVB en image en niveaux de gris est

$$I = \frac{m_r R + m_v V + m_b B}{m_r + m_v + m_b} \quad \text{où } (R, V, B) \text{ est le triplet définissant les composantes rouge, verte et bleue de la couleur à transformer, } I \text{ est le niveau de gris obtenu, et } m_r, m_v \text{ et } m_b \text{ sont les coefficients pondérateurs. Ceux-ci sont convenablement fixés respectivement à 0.3, 0.59 et 0.11.}$$

et la variation des paramètres m_r , m_v

et m_b peuvent modifier la luminosité de l'image.

Cependant il nous semble plus intéressant de permettre la variation des paramètres m_r , m_v

et m_b . En effet cela peut permettre de mettre en exergue certaines parties de l'image en

donnant à la proportion d'une couleur plus d'importance qu'à celle des autres. Néanmoins le logiciel travaille par défaut avec les paramètres habituels.

I.4.4. Gestion du contraste

Afin d'augmenter la finesse du traitement, divers modules optionnels sont été implémentés. Il nous a semblé intéressant de pouvoir gérer les contrastes des images, de pouvoir affiner les noir et blancs, et ce afin de mieux distinguer des structures de l'intérieur de l'image.

Nous avons travaillé sur l'histogramme de gris afin de retoucher le contraste. Pour cela nous avons appliquées des variantes de la relation suivante:

$$v = \begin{cases} \alpha u & 0 \leq u < a \\ \beta(u - a) + v_a & a \leq u < b \\ \gamma(u - b) + v_b & b \leq u < L \end{cases}$$

Cette relation transforme le niveau de gris $u \in [0, L]$ en un niveau $v \in [0, L]$. Lorsque l'on désire augmenter le contraste dans une région donnée a et b , alors il faut appliquer cette relation à cette région. Il faut fixer v_a et v_b pour que la courbe passe par ces deux points.

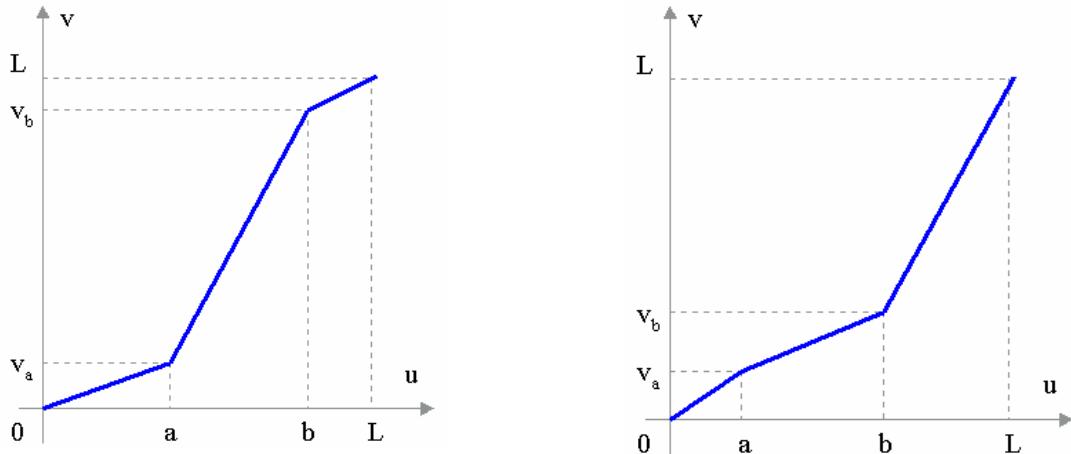


Figure 11: Les valeurs a, b, v_a et v_b fixées pour la courbe de gauche permettent de renforcer les pixels de couleur grise (d'intensité comprise entre a et b) tandis que pour la courbe de droite ces pixels deviennent plus pâles que b qui sont mis à valeur.

Il est ainsi possible de renforcer la partie de l'histogramme dans laquelle les pixels de l'organe à détecter sont inclus.

istogramme dans laquelle les pixels de

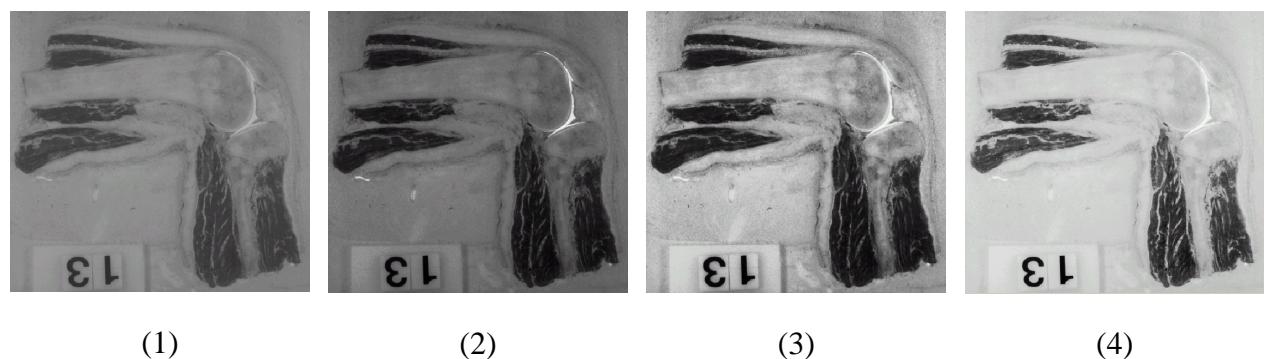


Figure 12: Renforcement du contraste. (1) l'image originale, (2) renforcement des blancs, (3) renforcement des gris, (4) renforcement des noirs.

Dans le cas du membre pelvien traité ci-dessus il est possible de mettre en évidence la capsule articulaire et les muscles.

Il est possible de voir qu'un renforcement des blancs permet de mettre en évidence la capsule articulaire et que lorsqu'il y a un renforcement des noirs, les muscles sont mis en évidence.

I.4.5. Précisionssurlaméthode de LignedePartage des Eaux

L'algorithme de Ligne de Partage des Eaux (dont une revue complète des divers algorithmes est faite dans [ROE99]) est une méthode directement des contours fermés et squelettisés. Mais la sur-segmentation qu'il génère. Afin de palier à ce problème, nous avons couplé

une revue complète des divers systématique et efficace fournissant les séparations les plus flagrantes. Le problème, et avant même d'appliquer une deux variantes de cet algorithme.

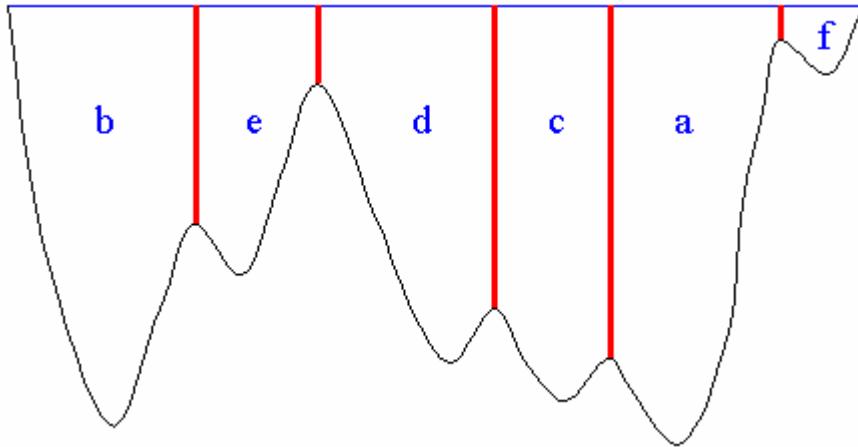


Figure 13: Application de la Ligne de Partage des Eaux à un seul bassin versant ID donné.

La première utilise un seuillage avec la Ligne de Partage des Eaux. Les bassins sont remplis jusqu'à un certain seuil avant de commencer le processus d'inondation et la construction de barrages. Par conséquent, les bassins ne sont pas séparés par une ligne de crête contenant des joints dès le début du processus. Il est donc nécessaire de l'appliquer cette variante pour éviter que l'artefact ne se propage à tout le long de la jonction de deux régions distinctes.

La seconde, le seuillage des dynamiques des bassins, introduit d'une façon légèrement différente le seuillage dans l'algorithme de Ligne de Partage des Eaux. On définit la dynamique d'un bassin associée à un minimum local commun à tous les points de la crête qui le bordent. La différence d'altitude entre ce minimum et le point de crête le plus bas est dite « seuil de dynamique ». Effectuer un seuillage des dynamiques des bassins

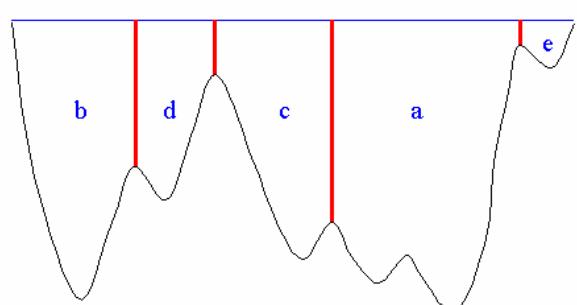
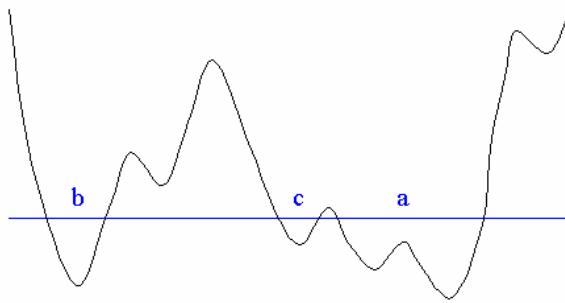


Figure 14: Application de la variante avec seuil initial. La région initialement formée de deux bassins non séparés. La segmentation résultante contient un bassin en moins que pour la segmentation classique.

La seconde, le seuillage des dynamiques des bassins, introduit d'une façon légèrement différente le seuillage dans l'algorithme de Ligne de Partage des Eaux. On définit la dynamique d'un bassin associée à un minimum local commun à tous les points de la crête qui le bordent. La différence d'altitude entre ce minimum et le point de crête le plus bas est dite « seuil de dynamique ». Effectuer un seuillage des dynamiques des bassins

, introduit d'une façon légèrement différente le seuillage dans l'algorithme de Ligne de Partage des Eaux. On définit la dynamique d'un bassin associée à un minimum local commun à tous les points de la crête qui le bordent. La différence d'altitude entre ce minimum et le point de crête le plus bas est dite « seuil de dynamique ». Effectuer un seuillage des dynamiques des bassins

revient à fusionner deux bassins entrant en contact fixé. Cette variante permet de prendre en compte la voisine et permet ainsi de supprimer les petits bassins.

La dynamique est inférieure à un niveau profond des bassins vis-à-vis de leurs voisins parasites.

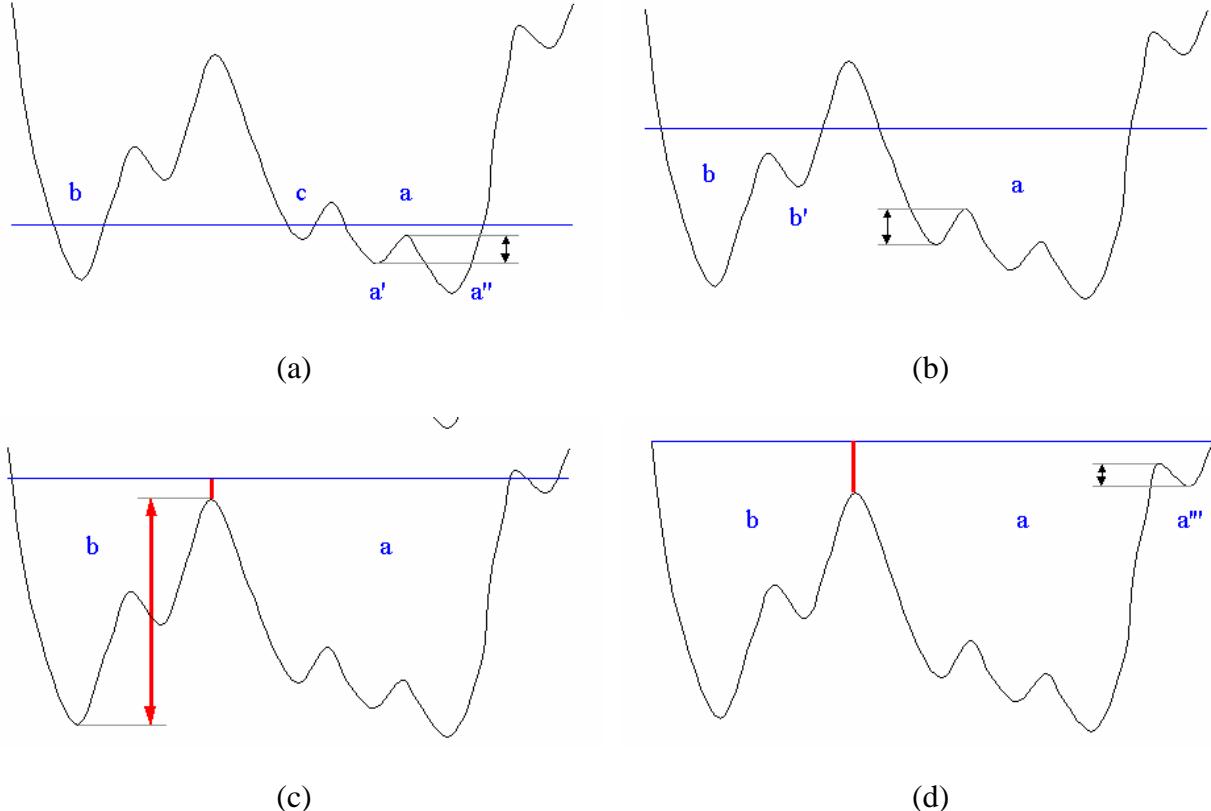


Figure 15: Application de la variante utilisant un seuil de dynamiques

(a) lorsque a et b se rejoignent le seuil dynamique est faible, elles sont donc fusionnées; (b) lorsque a et c se rejoignent le seuil dynamique est laissé, elles sont donc fusionnées; (c) lorsque a et b se rejoignent le seuil dynamique est grand, les régions ne sont pas fusionnées; (d) lorsque a et a''' sont fusionnées lorsqu'il est séparable; La segmentation résultante contient que deux régions, les deux "grandes" régions de l'image.

Il existe une méthode de Ligne de Partage des Eaux [FOG96], traitant de la valeur de voxels et non plus d'un relief est plus difficile à visualiser mais est une méthode, qui aurait pourtant été un point fort d'images c'est parce qu'il est possible d'avoir à traiter des images non recalées dans l'espace (comme les coupes anatomiques séries par exemple). re-découper l'espace en voxels arbitraires pour app

étendue à la troisième dimension de pixels. L'analogie avec l'inondation est toujours valable. Si nous avons écarté une région dans un traitement au niveau d'une série de images non recalées dans l'espace. Dans ce cas il aurait été nécessaire de lier la Ligne de Partage des Eaux entre trois dimensions.

I.4.6. Raffinement par agrégation de régions

Pour chaque région obtenue par segmentation la moyenne et la variance d'un niveau de gris des pixels la composants sont calculées. Lorsque deux régions sont comparées afin de déterminer si leur différence est inférieure à un seuil fixé par l'utilisateur et doivent donc être fusionnées.

Les premières régions testées sont les régions de petite taille. Elles correspondent généralement à des régions parasites générées par l'application de la fusion des eaux.

L'utilisateur a la possibilité de fixer le seuil à suivant l'importance du seuil d'agrégation de la région. Il peut également détailler et d'importance variables.

partir duquel la fusion s'effectuera. En effet, il permettra de travailler sur des structures de taille différentes.

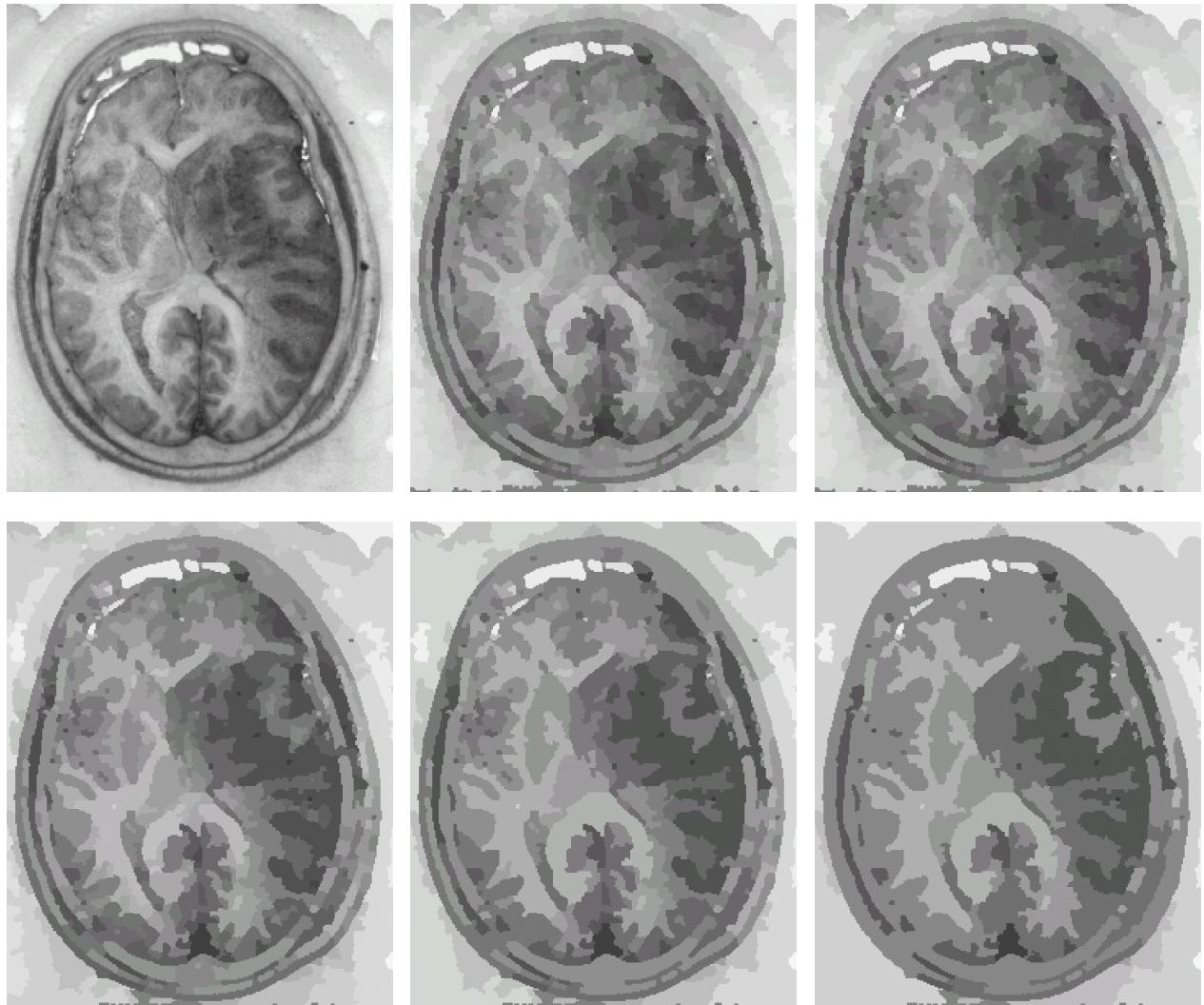


Figure 16: Différents niveaux d'agrégations de régions. En haut à gauche l'image originale. La fusion des diverses parties du cerveau est progressive.

Une agrégation des régions de petite taille a aussi été implémentée. Toute région de taille inférieure à celle fixée par l'utilisateur recherche et parmi les régions qui lui sont voisines celle dont le niveau de gris moyen est le plus proche du sien. Ces deux régions sont alors fusionnées.

I.5. Détection de contours-Traitement d'une série d'images

Une particularité d'une série de coupes séries, quelle que soit leur origine, est de fortement ressembler à une image animée lorsqu'on visionne le défilement des coupes les unes après les autres. Les contours des organes semblent être des formes qui se créent, se

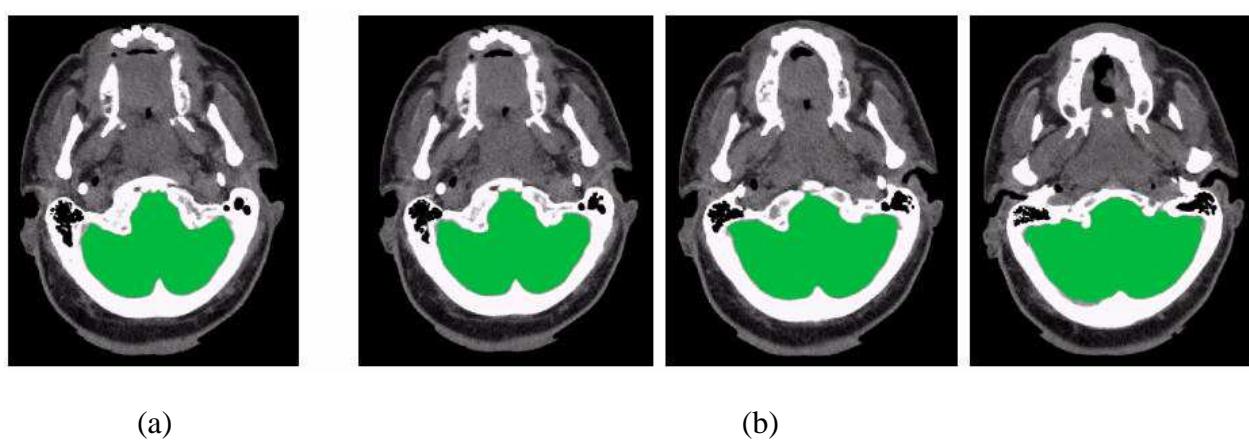
développent et finalement se referment pour disparaître. Il nous apparaît intéressant d'exploiter une telle particularité.

ître. Il nous apparaît intéressant d'exploiter

I.5.1. Fonctionnement global

Nous avons imaginé une procédure globale de détection d'images. Le processus générale est le suivant:

- L'utilisateur va dessiner (à la main ou en utilisant automatiquement disponibles) les organes qu'il désire identifier sur une coupe initiale;
- Par propagation sur les coupes adjacentes le programme identifie ces mêmes organes. Il applique sur chacune d'elles les algorithmes de segmentation disponibles pour un traitement à niveau d'une image. Par comparaison avec les régions définies sur la coupe précédente, il effectue une jonction pertinente des régions détectées sur la coupe courante. Ainsi il extrait les contours des organes recherchés et précédemment identifiés. En répétant ce processus pour toutes les coupes superposées le programme est donc capable d'identifier les contours d'un organe sur la série entière.



*Figure 17: Exemple de traitement du cerveau sur une série de coupes scanner.
(a) la coupe initiale et la région (en vert) contenue dans le contour à propager;
(b) les résultats sur les coupes supérieures.*

Il a été nécessaire de permettre le choix de deux organes identifiables sur toutes les coupes afin de permettre la fonctionnalité. Cela est inutile pour des images fournissant directement des images recalées dans le traitement des coupes sérielles.

ontours de référence qui puissent être recalés entre elles. Cela peut être fait pour les IRM car les appareils d'acquisition sont dans l'espace. Par contre, elle est indispensable au

I.5.2. Propagation de contours sur des images adjacentes

Il a été décidé de ne pas se fier à la forme des organes. La particularité des organes du corps humain est la forme en l'espace de quelques coupes, se séparant et s'interagissant avec les organes voisins.

contours d'un organe. En effet l'une des particularités qu'ils changent radicalement de forme en diverses branches ou s'écrasant sous

De plus il peut y avoir des variations d'intensité. Cependant il est toujours possible de réajuster le n'étant pas sensé fortement varier.

et de contraste d'une coupe à une autre. niveau moyen entre les coupes, celui-ci

La détection de la correspondance se base donc sur des moyens des régions et procède par correspondance. Des effectuées avant de mettre en correspondance les deux images.

ntiellement sur les niveaux de gris
deux étapes préliminaires doivent être
dédé deux coupes adjacentes:

- Le niveau de gris moyen est calculé pour chacune des deux images et est gardé en mémoire.
 - En cas de nécessité de recalage entre les coupes (c'est le vecteur de translation (1), et l'angle de rotation (2) à appliquer à la coupe de base pour faire correspondre les références entre elles sont calculés.

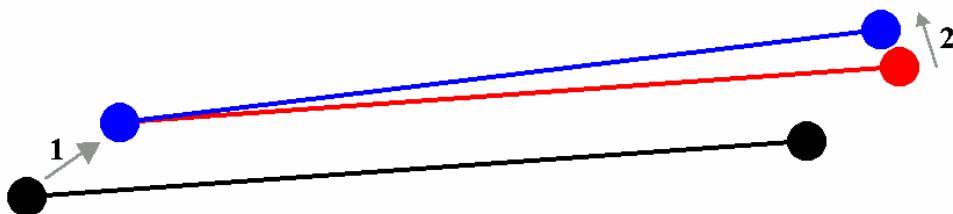


Figure 18: Opérations de recalage des références entre elles.
 En noir le référentiel de la coupée de base, en bleu celui de la coupée à traiter.
 1: translation, 2: rotation

La coupe à traiter est ensuite segmentée en utilisant une méthode d'apprentissage automatique. Les niveaux de gris sont utilisés pour identifier les régions d'intérêt et la différence de niveau de gris entre ces régions et le fond est calculée. Si cette différence dépasse un seuil fixé par l'utilisateur, la région est considérée comme constituante de l'organe. Toutes les régions identifiées sont alors agrégées pour créer une zone correspondante à l'organe. Enfin, les contours extrait et sauvegardé. L'algorithme adjacente à celle venant d'être traitée, c'est-à-dire la coupe suivante, est alors appliquée à la coupe servant de base. Les niveaux de gris sont soustraits afin de corriger une éventuelle variation de luminosité entre les deux coupes. La correspondance entre les deux coupes est alors établie en utilisant le recalage. Si nécessaire, une réajustement des paramètres de segmentation peut être effectué pour améliorer la précision de l'identification des régions d'intérêt.

sa nt la même procédure que celle qui fut
e gris moyen sont calculés pour chacune
g ris moyen des images entières lui est
n'd'intensité. Enfin les régions sont mises en
re. Si la différence de niveaux de gris entre
gan recherche sur la coupe servant de base
région de la coupe en cours de traitement est
les r égions ainsi marquées sont ensuite
rgane sur la coupe en cours de traitement.
ithme applique ensuite ce même processus à
elle - cide evenant la nouvelle coupe de base.

I.5.3. Branches or phelins

Il est primordial de choisir intelligemment la correspondance se faisant en utilisant la superposition d'une nouvelle branche apparaît et ne rejoint l'organite peut ne pas être détectée.

oup e de base. En effet, la mise en
tion des zones définissant les organes, si
e que quelques coupes plus tard, celle-ci

Pour pallier à cela il est possible d'effectuer des sens croissant des coupes) puis de partir de la cou inverse. À ce moment-là la branche jusque-là non délaquelle la jonction entre le corps principal et ce d'itérer ces inversions des sens jusqu'à ce qu'aucun

propagation dans un sens (par exemple le pe finale effectuer une propagation sens déTECTÉE le sera à partir de la coupe sur tte branche se trouve. Il est envisageable en nouvelle branche n'importe où détectée.

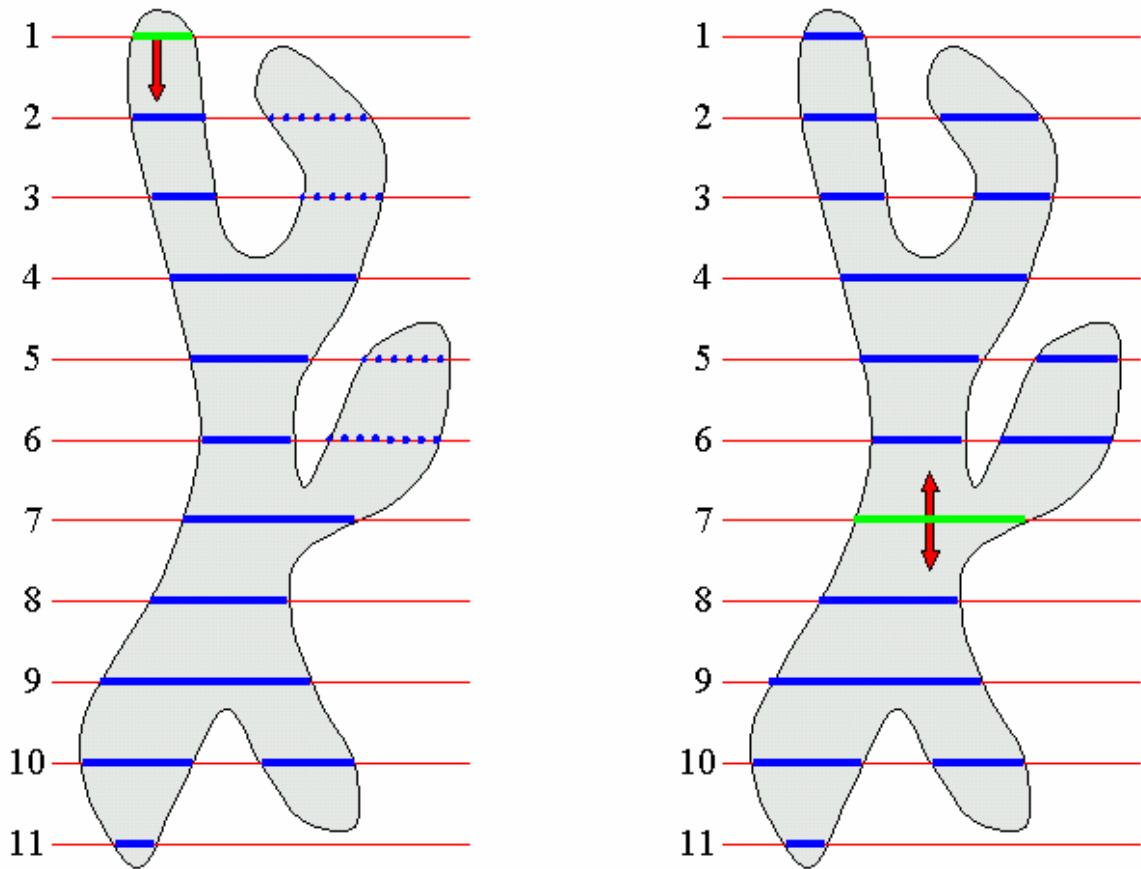


Figure 19: Importance du choix de la coupe initiale; en vert la coupe initiale choisie, en trait plein bleu les contours détectés, en pointillés les contours non-détectés.

Dans l'exemple ci-dessus débuter la propagation de contours détectés sur la coupe numéro 1 (figure de gauche) vers le bas ne permettrait pas de détecter les contours marqués en pointillés. Débuter la propagation en utilisant le contour détecté sur la droite. Il est vrai que cela nécessite une connaissance à priori de l'organe à reconstruire, c'est à dire faire appel aux connaissances de l'

utilisateur humain. Dans l'exemple ci-dessus débuter la propagation de contours en utilisant les contours marqués en pointillés. Débuter la coupe numéro 7 serait plus judicieux (figure de droite). Il est vrai que cela nécessite une connaissance à priori de l'organe à reconstruire, utilisateur humain.

Cependant, si aucune connaissance n'est disponible, débuter la propagation à la coupe numéro 1, puis, une propagation dans l'autre sens en débutant à la coupe numéro 11. Les contours en pointillés seraient alors détectés lors de ce second passage.

il est possible de faire une première fois celle-ci terminée, faire une propagation dans l'autre sens en débutant à la coupe numéro 11. Les contours en pointillés seraient alors détectés lors de ce second passage.

I.6.Implémentation

Nous avons opté pour une implémentation respectant les normes ANSI C (sous Borland C++) et OpenGL pour toute la partie gestion graphique au niveau de la programmation ou de l'interface graphique, qui, par leur présence sur un maximum de plates-formes informatiques, permettent de créer des logiciels portables.

Il existe deux standards, que ce soit ANSI C (sous Borland C++) et OpenGL pour programmer et utiliser une interface graphique, qui, par leur présence sur un maximum de plates-formes informatiques, permettent de créer des logiciels portables.

I.6.1.Cahierdeschargesetchoixd'implémentation

Le caractère modulaire du processus a permis de mettre au point un logiciel construit comme une boîte à outils. Nous l'avons doté des fonctions génériques et graphiques de base (gestion des images et des contours et opérations graphiques telles que le zoom) ainsi que d'une possibilité de gestion par scripts de commandes. Cela permet une automatisation de l'enchaînement des modules ainsi qu'une grande flexibilité. Un script peut être établi pour correspondre à la demande d'image et l'utilisateur se dégage ainsi de la nécessité d'apprehender complètement les différentes spécificités des modules de segmentation. Des exemples de scripts et de configurations spécifiques sont donnés en Annexe B.

Nous avons décidé d'un découpage en modules homogènes avec l'enchaînement des traitements à effectuer pour détecter les contours sur une image. Ces modules correspondent chacun à une des étapes suivantes : passage de l'image en niveau de gris, pré-traitement, segmentation, post-traitement et extraction des contours. Ils sont donc interchangeables à l'intérieur d'une même étape. L'affichage et les menus déroulent logiquement de cet organisation des fenêtres de commande ou dans la succession d'étapes.

Deux types de représentation en mémoire ont été utilisés lors de la programmation. Toutes les structures "permanentes" (les images et leurs caractéristiques, leurs contours associés) ont été placées dans des structures de type tableau aux adresses fixes dans des piles FIFO qui sont détruites lorsque la fenêtre est fermée.

I.6.2.Présentation du logiciel

Le programme a été bâti autour de deux fenêtres principales :

- La fenêtre d'affichage. C'est celle que l'on accoupe actuelle (le nom de l'image et sa hauteur dans la fenêtre) et aux divers menus répertoriant les commandes du logiciel.

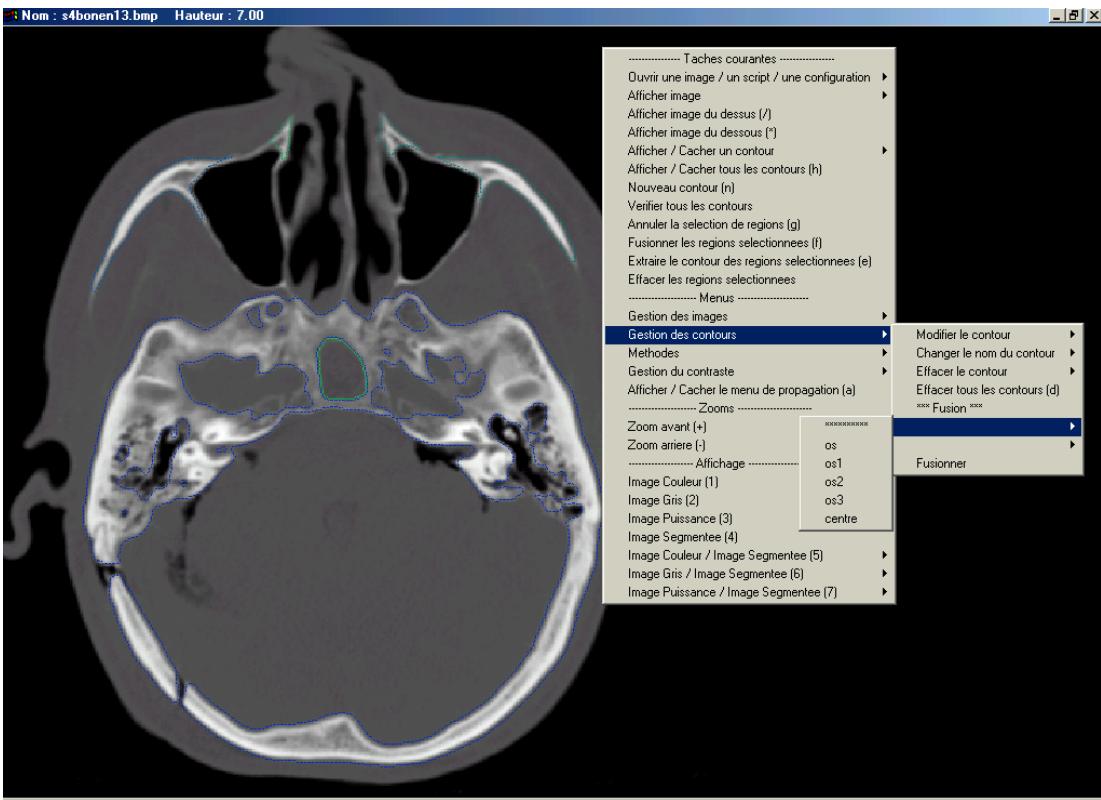


Figure 20: Fenêtre principale.

- La fenêtre d'interaction. C'est dans cette fenêtre que le logiciel demande la valeur des paramètres que l'utilisateur doit spécifier et rend compte du déroulement des opérations qu'il effectue.

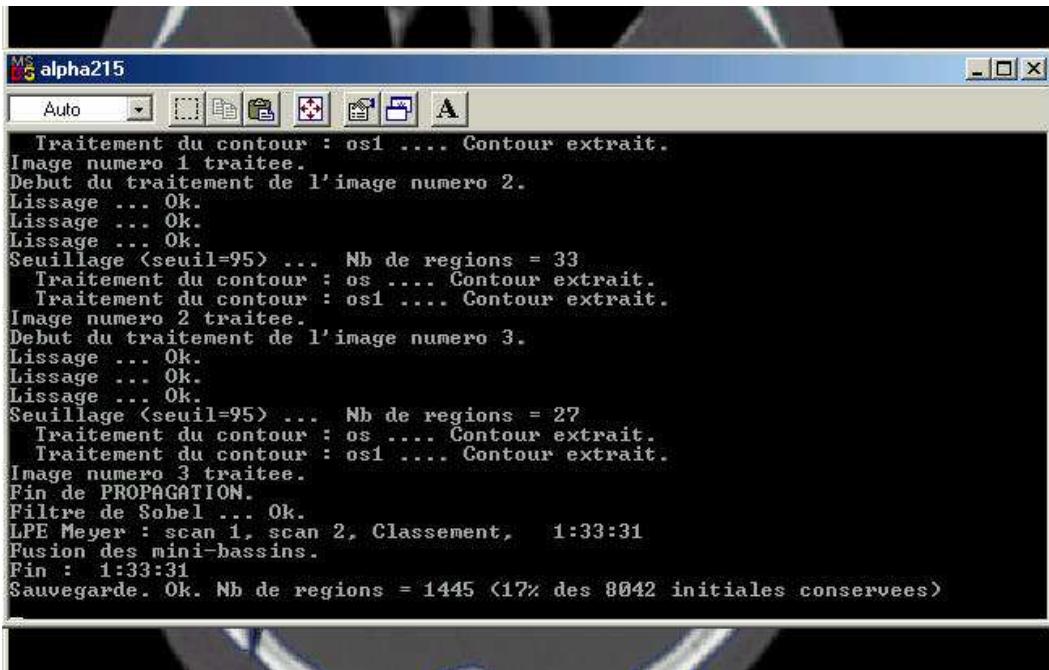


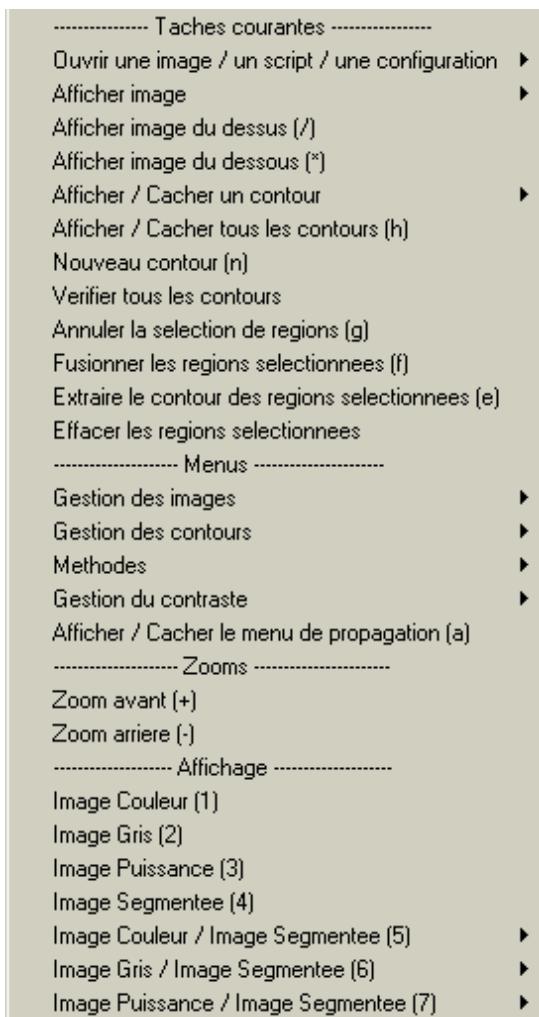
Figure 21: Fenêtre d'état et d'interaction.

I.6.3.L'interface

L'interface implémentée possède un lien vers chacun des fonctions nécessaires au traitement des coupes séries, qu'elles soient d'origine anatomique ou informatique (scanner, IRM ...): possibilités de charger au choix une ou plusieurs coupes, de sauvegarder des contours, de tracer des contours manuellement, de zoomer en avant et en arrière sur une portion de coupe. Les diverses opérations possibles se présentent sous la forme de menus interactifs accessibles par le bouton droit de la souris.

Lors de la création ou la modification de contours, le menu principal sera restreint à la fonction de contours.

Menuprincipal



Menu gestionducontraste



Menu méthodes



Menu modificationdecontours

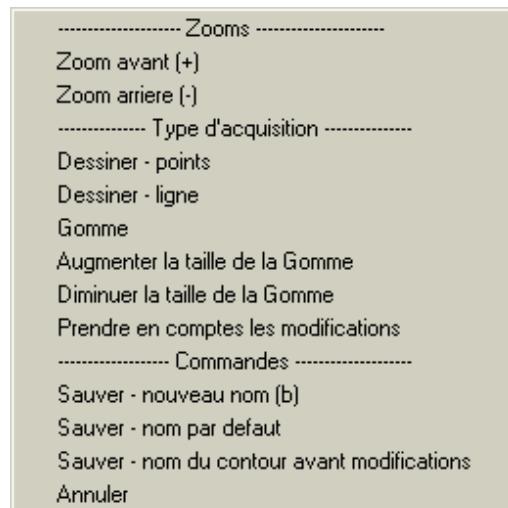


Figure22: Menuprincipale et menus secondaires, accessibles par un clic droit.

I.6.4.Implémentationde la LignedePartagedesEaux

L'algorithme implémenté est décrit par Dobrin dans [DOB94]. L'immersion du relief est simulée en exploitant en premier lieu les points de relief les plus bas. Meyer donne deux versions de son algorithme, la première reconstruit deux bassins ou plus se rencontrent, tandis que la seconde ne construit pas de ligne de séparation entre les différents bassins. C'est cette seconde version de l'algorithme que nous avons décidé d'implémenter. En effet cela facilite l'agrégation de régions car les zones sont fusionnées puis les contours extraits, ce qui évite une étape de détection et suppression des points de contours qui se situeraient entre deux zones agrégées.

Ces algorithmes sont optimaux car ils utilisent des files d'attente hiérarchiques, ce qui permet de explorer qu'une seule fois chaque point du relief.

I.6.5.Scriptsdecommande

Il nous semble intéressant de pouvoir piloter le logiciel à l'aide de scripts. L'utilisation de ce type de méthodes de commandes est grandement facilitée par l'enchaînement logique et systématique des méthodes sans que la définition des scripts soit rédigée à l'aide d'une syntaxe simple (voir tableau suivant). Ils peuvent par exemple être redéfinis pour traiter d'autres types d'organismes.

Il nous semble intéressant de pouvoir piloter le logiciel à l'aide de scripts. L'utilisation de ce type de méthodes de commandes est grandement facilitée par l'enchaînement logique et systématique des méthodes sans que la définition des scripts soit rédigée à l'aide d'une syntaxe simple (voir tableau suivant). Ils peuvent par exemple être redéfinis pour traiter d'autres types d'organismes.

NOM	DESCRIPTION
ALPHA_SCRIPT	Entête d'un script.
ALPHA_DATA	Entête d'un fichier de données de configuration.
END	Fin(définition d'un fichier ou d'une commande multiple).
LOAD_IMAGEfichierz	Charge le fichier en lui affectant la hauteur z.
FORGET_ALL	Décharge les images sauvegardées dans toutes les modifications.
COUPE_MAX	Place le pointeur courant sur la coupure la plus haute.
COUPE_MIN	Place le pointeur courant sur la coupure la plus basse.
COUPE_CYCLE_MINab ... END	Parcours l'ensemble des coupes en partant de la coupe a jusqu'à la coupe b et effectue les opérations listées entre la commande et le END.(a<b)
DELETE_CONTOURS	Efface les contours de la coupe en cours.
CHARGER_CONFIGfichier	Charge le fichier contenant les données de configuration.
COULGR_GO	Lance la transformation Couleur->Gris avec les paramètres actuels.
PRETRAIT_GO	Lance le prétraitement avec les paramètres actuels.
SEGM2D_GO	Lance la segmentation 2D avec les paramètres actuels.
PROPAG_PLUSfichier ... END	Part de la coupe la plus basse vers la plus haute et effectue une propagation des contours listés entre la commande et le END. Les opérations de segmentation à effectuer sont décrites dans le fichier.
PROPAG_PLUS_RECALAGE ref1ref2fichier ... END	Part de la coupe la plus basse vers la plus haute et effectue une propagation avec recalage sur les références ref1 et ref2 des contours listés entre la commande et le END. Les opérations de segmentation à effectuer sont décrites dans le fichier.
COULGR_USUEL	Active la transformation couleur->gris usuelle.
COULGR_PARAM_RVBrb	Active la transformation couleur->gris paramétrée avec les valeurs r pour le rouge, v pour le vert et b pour le bleu.
PRETRAIT_LISSAGEi	Active/Désactive l'option Lissage(i=0 désactive, i>0 active et représente le nombre de lissages à effectuer).
PRETRAIT_SOBEL	Active le filtre de Sobel.
SEGM2D_LPEi	Active la segmentation par LPE avec un seuil d'immersion minimal également.
SEGM2D_SEUILLAGEs	Active la segmentation par seuil, s étant le niveau du seuil.
SEGM2D_HISTOab	Active la segmentation par histogramme, a étant le niveau du seuil bas, b le seuil haut.
PROPAG_Ecart_Gris_MAXf	Fixe(en propagation) le maximum d'écart permettant de deux régions superposables pour être considérées comme représentant le même objet.
PROPAG_PROP_MINf	Fixe(en propagation) la proportion minimale de points d'une région qui doivent concorder avec la région de base pour être considérées comme représentant le même objet.

Table2: Exemple de principales commandes utilisées pour la création de scripts.

```
Ainsiuscriptrédigécomme suit:  
ALPHA_SCRIPT  
PRETRAIT_LISSAGE4  
PRETRAIT_SOBEL  
SEGM2D_LPE12  
END
```

signifierait que l'image courante est lissée quatre fois, puis un filtre de Sobel est appliqué et finalement une segmentation basée sur l'algorithme de la Ligne de Partage des Eaux est menée avec un seuil d'immersion initiale de 12.

1.7. Résultats et discussion

I.7.1. Vitesse d'extraction de contour

Le logiciel implementé est utilisé sur un biprocesseur temps réel d'identification semi-automatique des contours d'image et la complexité des organes à détecter. De nombreux organes entiers sont donnés dans le tableau suivant et retouchés manuellement pour validation des contours.

eur Pentium II cadencé à 300 MHz. Les durées d'organes varient suivant le type sexemples de temps de détection pour des (les étapes de vérification, éventuellement étant incluses dans l'extraction):

Organes	Images	Nb de coupes	Méthode utilisées	Temps requis
Deux groupes: Crâne et massif facial supérieur/Mandibule	Scanner	195	Lissages, Renforcement de contraste et Seuillage d'histogramme.	Une journée (environ 220 contours)
16 os et muscles du membre thoracique	Scanner	296	Lissages, Renforcement de contraste et Seuillage d'histogramme ainsi que Dessin.	Une semaine (environ 4000 contours)
30 os et muscles du membre pelvien	IRM	400	Lissages, Renforcement de contraste et Seuillage d'histogramme.	Deux semaines (environ 10000 contours)
Pelvis	Coupes séries	60	Lissages, Filtre de Sobel, Renforcement de contraste et LPE ainsi que Dessin.	Trois jours (60 contours)

Table 3: Temps de détection et validation en fonction de l'organe, de l'imagerie utilisée, du nombre d'images et de la méthode de détection employée.

Les temps d'extraction et de propagation des contours sont la phase la plus longue est en fait la vérification via les corrections qui en découlent. En effet, si une erreur arrête l'opération pour rectifier le contour erroné, puis elle est reprise.

rs en eux même sont très faibles. La
uelle de chaque contour détecté et les
e détection est repérée la procédure est
ancée.

Même si la détection reste longue pour un grand volume de coupes séries, le temps dédié à l'extraction semi-automatique est considérablement réduit en comparaison de la méthode de correction manuelle et dépend fortement du type d'organe de traitement. L'extraction des os sur un scanner ou

l'ensemble d'organes ou un traitement de l'automatique des contours des organes est équivalente à celle de dessin. La fréquence de détection et du type d'image en cours ne nécessite pas de préparation de l'IRM ne requiert généralement

d'intervention manuelle que lorsqu'un amalgame est fait entre les os, tandis qu'une détection defaisceauxmusculairesurune coupesérie peut nécessiter des corrections manuelles toutes lestrocoupes.

I.7.1.1. Remarques sur la propagation

La propagation est un procédé rapide et transparent pour l'utilisateur. Il est néanmoins nécessaire de contrôler la coupe par coupe pour obtenir une bonne précision. C'est lors d'un traitement manuel de telles images que la connaissance du corps humain des anatomistes et leur capacité d'interprétations sont mises à contribution afin de séparer les organes. Le logiciel ne possède pas de connaissance spécifique en anatomie (qui pourrait être par exemple représentée par une base de données de la géométrie des organes du corps humain) il ne peut effectuer un tel travail de dissociation. Il est alors nécessaire d'arrêter le processus de propagation afin de reprendre manuellement les contours, puis de les séparer. Un exemple de cas à traiter manuellement est donné en section IV.2.3.2.

Ce sont ces interruptions qui ralentissent la procédure de détection de contours sur une série d'organes. Or le nombre de coupes nécessaires pour obtenir une bonne précision dépend évidemment de la taille de l'organe et de la qualité initiale des images. Il est donc nécessaire de porter une attention toute particulière à la phase d'acquisition des coupes car elles conditionnent grandement le temps de traitement.

Il existe plusieurs méthodes pour déterminer si une coupe est terminée ou non. Une méthode courante consiste à comparer l'aspect (texture, forme) de l'organe avec un modèle pré-établi. Si l'organe correspond au modèle, alors la coupe est considérée comme terminée. Sinon, le processus de propagation continue jusqu'à ce que l'organe soit complètement détecté.

I.7.2. Critères d'optimisation et qualité des résultats

Nous avons vu que la plupart des méthodes de traitement utilisent des seuils "fixés par l'utilisateur". La principale raison nous a poussé à faire cela est que nous désirions que le logiciel puisse traiter un maximum de type d'images. Il devait donc être capable de traiter tous les types d'images.

Le logiciel utilise des seuils "fixés par l'utilisateur" pour éviter de perdre trop de temps à ajuster les paramètres pour chaque type d'image. Cependant, cela signifie également que l'utilisateur doit connaître les caractéristiques de l'image qu'il traite pour pouvoir utiliser les meilleures méthodes.

Cependant une implication directe de cette décision est qu'un utilisateur non averti, ne sachant pas exactement à quoi correspond chacun des paramètres, ne pourra pas utiliser l'ensemble des méthodes à leur potentiel optimal.

Il existe plusieurs façons de configurer le logiciel pour optimiser les résultats. L'une des façons les plus simples est d'utiliser des paramètres pré-établis fournis par le logiciel. Ces paramètres sont généralement adaptés aux types d'images les plus courants.

Nous avons donc mis au point un ensemble de configurations spécifiques (répertoriées pour certaines en Annexe B), permettant d'effectuer des groupes d'organes sur les trois principaux types d'images : coupes séries anatomiques, scanner et IRM.

Les configurations spécifiques sont destinées à faciliter la détection des contours des grands groupes d'organes. Elles comprennent une extraction des contours des grands groupes d'organes, coupes séries anatomiques, scanner et IRM.

L'ensemble des paramètres sur lesquels l'utilisateur peut jouer sont :

- Les coefficients de transformation d'une image pour une image en niveaux de gris;
- Les diverses modifications de contraste;
- Le nombre de lissages effectués avant et après un filtre de Sobel;
- Le seuil d'immersion initiale pour la ligne de Partie des Eaux;
- Le seuil dynamique minimum pour la fusion des bassins de la ligne de Partie des Eaux;

- Les seuils fixant l'agrégation ou non des régions.

I.7.2.1. Coupes séries anatomiques

Celles-ci ont la particularité de rendre fidèlement les couleurs des organes. La transformation de l'image couleur en image en niveaux de gris peut donc permettre de renforcer les différences entre organes et donc de mieux distinguer des zones homogènes. Les valeurs des coefficients m_r , m_v et m_b utilisés dans la formule de calcul d'intensité peuvent donc être très différentes.

La seconde particularité des coupes anatomiques seraient leur précision. En effet, la photographie des coupes peut être d'une précision extrême, révélant les fins vaisseaux capillaires ou les minces bandes graisseuses qui séparent les faisceaux musculaires. Si l'on désire justement reconstruire ces petites structures, toute la potentialité de la coupe peut être exploitée. Mais une telle précision peut aussi être un défaut si l'on désire par exemple se contenter d'identifier les grands groupes musculaires. Il faut donc différencier deux types d'opérations sur les coupes anatomiques : le straitement permettant de révéler cette précision intrinsèque et celles permettant de gommer, expulsant un caractère plus global.

Pour finir, les coupes séries anatomiques peuvent être segmentées en utilisant un seuillage par hystérosis car les régions homogènes d'intensité constante. L'algorithme de Ligne de Partage des Eaux est exclusivement utilisé et c'est dans l'optique d'améliorer ses performances que la différenciation des régions.

➤ Gestion de la couleur

Suivant la valeur donnée aux trois coefficients de structures est facilitée. La réponse dépend du coefficient de distinction. Il est intéressant de renforcer cette teinte. Il est intéressant de renforcer cette contraste.

m_r , m_v et m_b la détection des diverses icient m_r par rapport aux deux autres permet une grande partie de rouge ou une absence de distinction en utilisant la gestion des

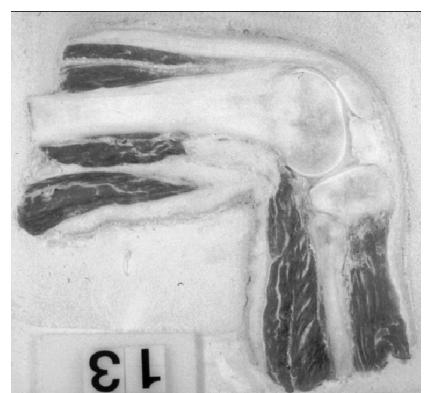
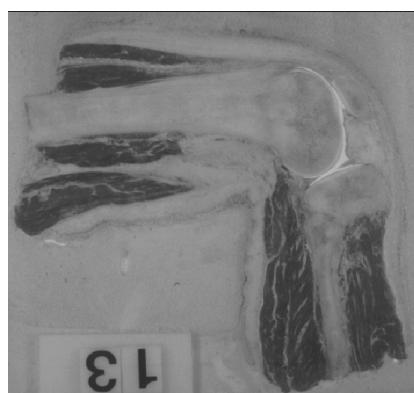
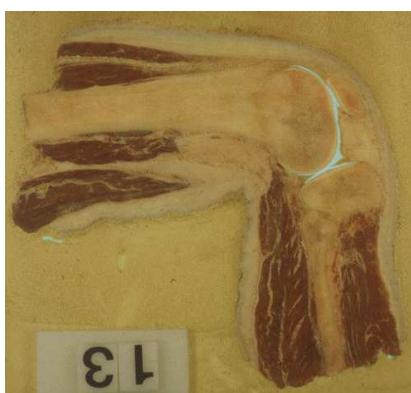


Figure 23: Traitement des muscles du genou. L'image originale à gauche, l'image en niveaux de gris obtenue avec les coefficients classiques au milieu celle obtenue avec les coefficients (1., 0., 0.) ainsi qu'un renforcement des noirs à droite.

Il est clair qu'une telle procédure permet de mettre en exergue les organes tels que les muscles ou le foie, le cervelet, la langue. Ils se détachent ainsi de façon plus évidente des

muscles ou le foie, le cervelet, la langue. Ils se détachent ainsi de façon plus évidente des

organes à leur contact, ce qui rend leur détection véritable utilité pour la différenciation des os ou des structures claires à faible intensité.

plus fiable. Cependant cela n'est d'aucune des graisses entre eux car ces sont toutes deux

➤ *Precision de detection*

Les photographies des coupes séries sont prises avec une taille de 2000x1300 pixels. L'abondance de structures de roupes impossibles sans un long traitement

ec une très grande précision, ce qui peut conduire à des images d'une taille de 2000x1300 pixels. L'abondance de structures de roupes impossibles sans un long traitement

petite taille peut rendre la détection des grands groupes impossible sans un long traitement

types d'actions envisageables, applicables

manuels d'aggregations de régions. Il existe plusieurs types d'actions envisageables, applicables

mettant de gérer ces petites structures.

Une distinction doit cependant être faite suivant que l'on cherche à gommer ces petites structures ou à fusionner des structures similaires.

(comme des faisceaux musculaires).

Un prétraitement basé sur un lissage de l'image permet de faire disparaître les fluctuations dues aux légères variations de texture. Ainsi les minces bandes grasses seules peuvent être gommées.

Enfin un post-traitement sur les régions permet de résoudre les deux problèmes

encore de résoudre les deux problèmes

et il faut également que le résultat soit plus caractéristique.

Les types d'actions suivant le résultat à obtenir au moment d'intervention sont résumés dans le tableau suivant:

	Gommage de petites structures	Fusion de structures similaires
Prétraitement	Fort lissage	Faible lissage
Paramètres du LPE	X	Seuils d'immersion minimal et dynamique de fusion
Post-traitement	Fusion des régions de petite taille	Fusion des régions en contact aux caractéristiques voisines

Table 4: Paramètres de gestion de la précision de segmentation

I.7.2.2. Images scanner et Images IRM

Dans le cas des images scanner et des images IRM, le passage de la couleur a un niveau de gris est évidemment utile, ce qui réduit les possiblités d'affinage de la détection de contours. Cependant nous disposons cette fois des deux segmentations implémentées, à savoir la Ligne de Partage des Eaux et la segmentation par hystérésis.

Comme nous l'avons vu précédemment dans la description de ces deux types d'images, les médecins possèdent déjà une connaissance des niveaux de gris dans lesquels les organes sont représentés (voir section I.3.2). Ce type d'information est exploitable en utilisant un seuillage

par hystérésis et une partition d'histogramme. Il existe plusieurs paramètres en les couplant à un lissage et à un renforcement des blancs, gris ou noirs suivant l'organe à détecter.

Il est possible d'améliorer l'utilisation de ces méthodes en les couplant à un lissage et à un renforcement des blancs, gris ou noirs suivant l'organe à détecter.

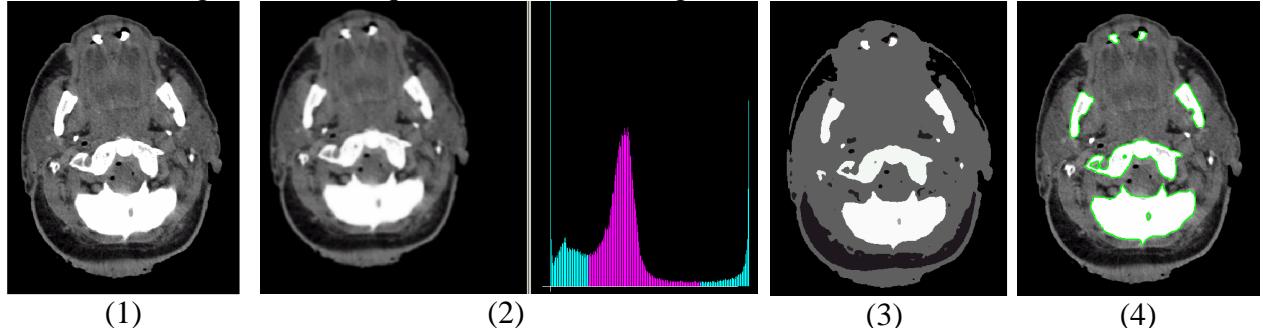


Figure 24: Extraction des contours des os à l'aide de l'histogramme.

1) Image initiale; 2) Image lissée trois fois; 3) Histogramme correspondant sur lequel ont été reportées les connaissances des radiologues; 4) Régions détectées.

L'algorithme de Ligne de Partage des Eaux permet qu'il existe des résultats similaires sans avoir de connaissance à priori sur l'histogramme des niveaux de gris. De la même façon, il est facile d'obtenir des résultats similaires sans avoir de connaissance à priori sur l'histogramme des niveaux de gris. De la même façon, il est facile d'obtenir des résultats

similaires sans avoir de connaissance à priori sur l'histogramme des niveaux de gris. De la même façon, il est facile d'obtenir des résultats similaires sans avoir de connaissance à priori sur l'histogramme des niveaux de gris. De la même façon, il est facile d'obtenir des résultats

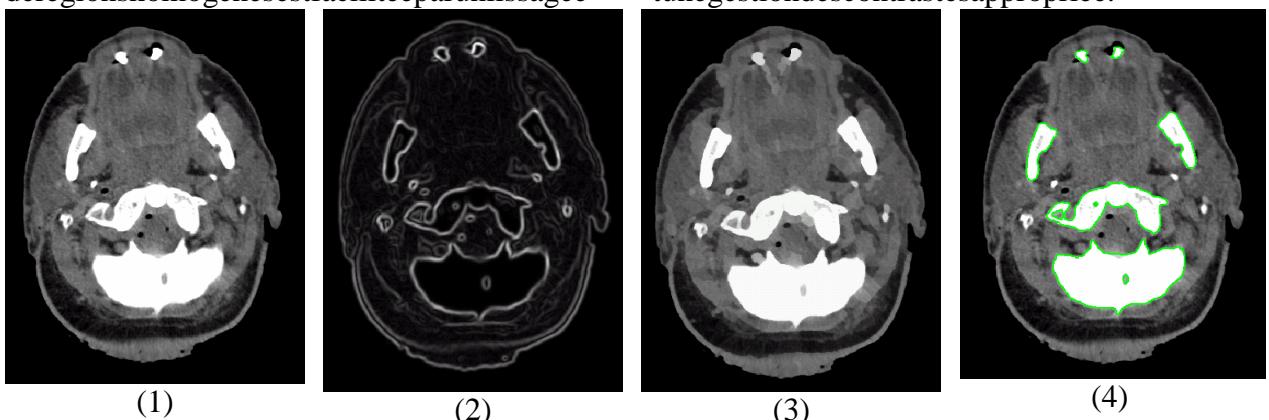


Figure 25: Extraction des contours des os à l'aide de la Ligne de Partage des Eaux.

1) Image initiale; 2) Image obtenue après application de deux lissages et d'un filtre de Sobel; 3) Régions détectées par la Ligne de Partage des Eaux; 4) Résultats.

Les procédures de fusion de région suivante sont généralement inutiles. En effet, contrairement aux images de scanner et d'IRM qui dépassent généralement 512x512 pixels, les images de coupe séries sont généralement de petite taille. Souvent, ces procédures de fusion sont utilisées pour éliminer les parasites qui auraient pu être générés par la fusion de deux images.

Il est donc difficile de détecter des structures de toute petite taille. Souvent, ces procédures de fusion sont utilisées pour éliminer les parasites qui auraient pu être générés par la fusion de deux images.

I.8. Conclusion

Notre procédure de détection semi-automatique de contours osseux utilise deux méthodes de segmentation : l'algorithme de Ligne de Partage des Eaux et l'hystérésis. En complément, diverses procédures sont utilisées afin de permettre une amélioration des résultats. Ces méthodes ont été testées sur chacun des types d'images brutes.

Le résultat final est principalement basé sur l'algorithme de Ligne de Partage des Eaux et le seuillage par hystérésis. Les résultats bruts des deux algorithmes sont alors fusionnés pour obtenir un résultat final.

groupes d'organes. La fiabilité de la détection semble être touchée par des manuelles requises par la suite.

i-automatique est jugée suivant la quantité

Deux remarques importantes doivent être faites. En constater que la détection automatique dépend grandement de la qualité et la précision des images. Ces images ne sont pas différentiables suivant le type d'image. La précision peut conduire à de grandes difficultés d'identification directement sur le nombre de retouches manuelles à la propagation d'un contour sur une série de coupes. Il faut donc faire attention à une phase qui est la phase d'acquisition des images.

un premier temps il est nécessaire de déterminer d'un paramètre qui n'est pas des images. En effet, si quelques organes équell'analyseestfaite, un manque de identification. De plus cela influe effectuer et donc sur le temps de l'est donc nécessaire de porter une inclue dans notre processus de détection,

En un second temps il est important de remarquer au paramètres sont fixés à la discréction de l'utilisat eur. M sont données et servent de guide à leur établisseme nt, i méthodes statistiques afin de faciliter l'utilisati ondologie

niveau applicatif que tous les auteurs si des indications assez précises seraient intéressants de les relier à des ..

Aupointdevueméthodologique, ilseraitintéressant utilisantesméthodesdecontoursactifs. Celaper derniers parasites qui, malgré les options diverses nombre d'interventions manuelles pour rectifier divsûrementréduit.

ntdepost-traiterlescontoursobtenusen nettraitd'affinerladétectionetéliminerles , continuent à affecter les contours. Le ers petits détails des contours en serait

Pour finir coupler la méthode de détection de contours des organes permettrait de franchir une étape possible de reconnaître les organes sans intervention sera it alors plus qu'un rôle de validation et la prédiction serait d'autant plus accélérée.

conto ur avec une base de données des apes supplémentaire. En effet il sera alors on extérieure et le rôle de l'anatomiste ne procédure globale de détection des contours en

Chapitre II: RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE ET MAILLAGE SURFACIQUE

II.1.Introduction

L'utilité première de la reconstruction tridimensionnelle est de permettre la validation de celui-ci par un anatomiste. En effet, véritablement compté d'erreurs possibles sur les contours d'un organe, ou une région décrivant en fait un autre organe voisin, ou aisément repérer les malformations ou les imprécisions. Si des imperfections sont détectées, il suffit de trouver les coupes incriminées et de disposer sur chacune des coupes pour être utilisé possible. Les éléments composant cette représentation sont de taille ou de forme mais doivent être générés de façon tridimensionnelle possible. Cela met à notre disposition une qualité sur lequel la détection d'erreurs ou d'endommagement sera possible.

Un maillage superficiel quant à lui n'a pas les mêmes exigences que le maillage de surface. Il n'est pas nécessaire que le maillage soit d'une manière exhaustive, mais il doit être suffisamment dense pour capturer les éléments essentiels du modèle. Le maillage doit être continu et sans trous, et les éléments doivent avoir une taille uniforme. Les éléments peuvent être quadrangulaires ou triangulaires, mais les triangles sont préférables car ils sont plus stables et moins susceptibles d'être déformés.

Les maillages superficiels sont utilisés dans diverses applications, notamment dans la simulation de crash automobile. Ils sont utilisés pour modéliser la géométrie d'un véhicule et pour simuler l'impact avec un obstacle. Les maillages sont généralement créés à partir d'images numériques, telles que des photos ou des scans 3D, et sont ensuite utilisés pour créer des modèles tridimensionnels.

La reconstruction tridimensionnelle d'un organe est de permettre la validation de celui-ci par un anatomiste. En effet, si l'organe est difficile à voir dans une coupe (inclusion ou exclusion d'une partie d'un organe...), il peut alors être représenté en trois dimensions. Cela facilite le traitement des erreurs commises. Chaque pixel pour générer le meilleur rendu esthétique est alors soumis à aucune contrainte de taille ou de forme mais doivent être générés de façon tridimensionnelle possible. Cela permet d'obtenir la meilleure représentation d'un organe.

Le maillage superficiel est également utilisé dans la simulation de la propagation de la maladie. Il permet de modéliser la progression de la maladie à travers les tissus et de prévoir son évolution. Le maillage superficiel est également utilisé dans la planification chirurgicale pour aider les chirurgiens à préparer la procédure.

Le maillage superficiel est également utilisé dans la simulation de la propagation de la maladie. Il permet de modéliser la progression de la maladie à travers les tissus et de prévoir son évolution. Le maillage superficiel est également utilisé dans la planification chirurgicale pour aider les chirurgiens à préparer la procédure.

II.2.Données d'entrée

Avant tout, il est important d'analyser les données qui conditionneront le choix des méthodes à utiliser. Ces données sont généralement des contours définis par une suite continue de coordonnées qui décrivent la surface d'un objet.

- Soit les contours sont utilisés en tant que tels et correspondants aux pixels sont calculées. Un raffinement peut être effectué en utilisant des algorithmes de détection de points caractéristiques.
- Soit on utilise le fait que les pixels sont disposés à distance entre les divisions de l'axe X et Y est la division de l'axe Z est l'épaisseur des coupes. Il suffit de trouver les pixels qui sont à l'intérieur de l'objet et de les éliminer. Cela permet d'obtenir un allègement des données.

Il existe deux façons différentes d'utiliser ces données : la première consiste à les utiliser directement comme points de données, et la seconde consiste à les utiliser comme pixels d'un maillage.

Le maillage superficiel est également utilisé dans la simulation de la propagation de la maladie. Il permet de modéliser la progression de la maladie à travers les tissus et de prévoir son évolution. Le maillage superficiel est également utilisé dans la planification chirurgicale pour aider les chirurgiens à préparer la procédure.

générant un nouveau recouvrement cubique de l'espace à ceux du recouvrement initial.

En d'autres termes les deux façons d'utiliser les deux approches de segmentation : l'approche contour et

les éléments détaillés supérieure à celles correspondant aux deux grandes régions.

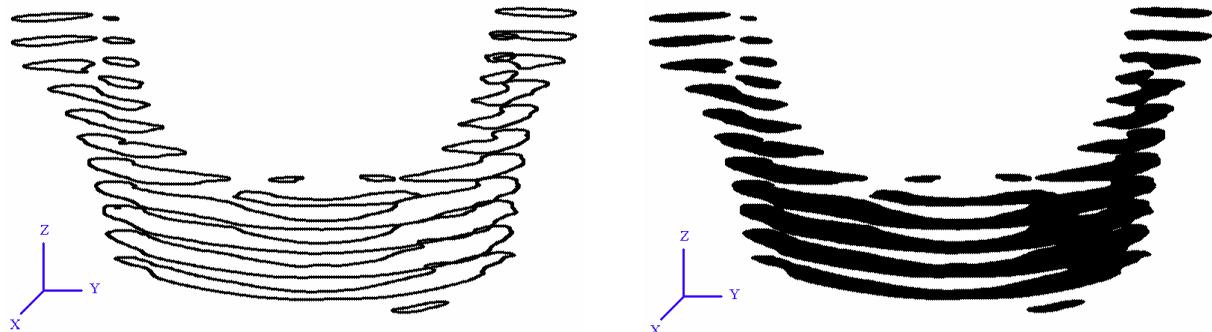


Figure 26: Données d'entrées sous forme de contours pour deux régions.

Il est en premier lieu important de remarquer que la reconstruction tridimensionnelle automatique ne peut pas reconstruire un objet 3D à partir de sections de ce type. Nous sommes toujours confrontés à une limitation intrinsèque : le modèle sur une surface une variation mais que consécutives, cette variation ne sera jamais parfaitement reproduite sur le modèle 3D généré, et ce quelle que soit la méthode de reconstruction utilisée (même si cette variation peut être interpolée à partir des fluctuations qu'elle provoque sur les sections). Il existe toujours la possibilité d'induire une erreur dans l'algorithme de reconstruction.

ce que ce soit une méthode de reconstruction qui permet de reconstruire un objet 3D à partir de sections de ce type. Nous sommes toujours confrontés à une limitation intrinsèque : le modèle sur une surface une variation mais que consécutives, cette variation ne sera jamais parfaitement reproduite sur le modèle 3D généré, et ce quelle que soit la méthode de reconstruction utilisée (même si cette variation peut être interpolée à partir des fluctuations qu'elle provoque sur les sections). Il existe toujours la possibilité d'induire une erreur dans l'algorithme de reconstruction.

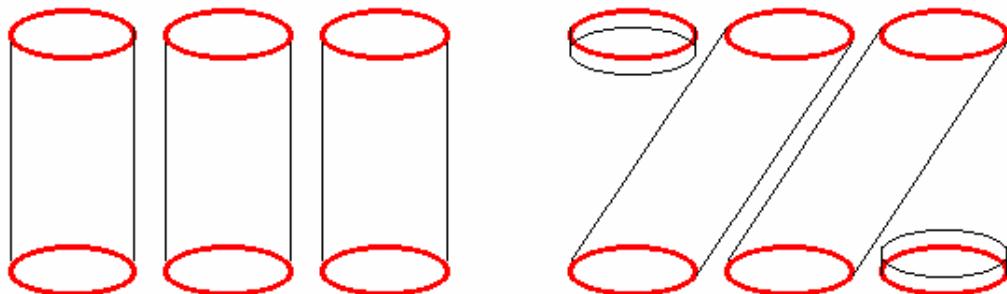


Figure 27: Exemples d'ambiguités incontournables pour connecter trois contours sur deux coupes adjacentes.

Cependant il est logique et normal d'attendre d'un "raisonnablement" juste, c'est à dire que des contours consécutifs devraient être connectés et que la topologie adaptée aux sections pour les joindre. Si l'algorithme de reconstruction génère la configuration

algorithme qu'il produise une surface correspondante sur des sections face devrait adopter la plus simple de la figure précédente, sans d'autres indications que les six contours circulaires, il est logique et normal d'attendre qu'un algorithme de reconstruction génère la configuration

II.3.Etatdel'art

Les méthodes de reconstruction tridimensionnelle et les méthodes de maillage surfacique sont très liées. En effet la représentation en triangulation d'une surface (forme générale d'une reconstruction tridimensionnelle) peut être considérée comme un maillage, même si la qualité de celui-ci n'est pas forcément adaptée aux simulations par éléments finis.

Il nous a donc semblé intéressant de regrouper les bibliographies sur les reconstructions tridimensionnelles et les maillages surfaciques. Nous traiterons cependant cette revue d'algorithmes du point de vue du maillage surfacique.

II.3.1.Définitions

II.3.1.1.Surfaces

Une surface peut être définie et représentée de diverses manières parmi lesquelles on peut trouver les représentations paramétriques, implicites et explicites.

Une surface paramétrique est définie par la donnée d'une fonction f de deux paramètres u et v variant dans deux intervalles fixés. La surface est alors décrite par $f(u, v)$.

Une surface implicite est définie par une relation du type $f(x, y, z) = 0$.

Une surface explicite est définie par une relation du type $z = f(x, y)$.

II.3.1.2.Maillages

Un maillage structuré est un maillage dont la connectivité est de type différenciation finie (le maillage est alors nommé grille). La connectivité est de type (i, j, k) , c'est à dire que pour un point (i, j, k) son voisin à gauche est le point $(i-1, j, k)$, son voisin à droite est le point $(i+1, j, k)$, Ce genre de maillage peut difficilement s'appuyer sur des domaines à géométries complexes.

Un maillage non-structuré est un maillage de connectivité quelconque. C'est une alternative efficace aux maillages structurés dès que l'on traite avec des domaines complexes.

Un maillage mixte est un maillage comprenant des éléments de type géométrique différent (mélangeant par exemple triangles et quadrangles).

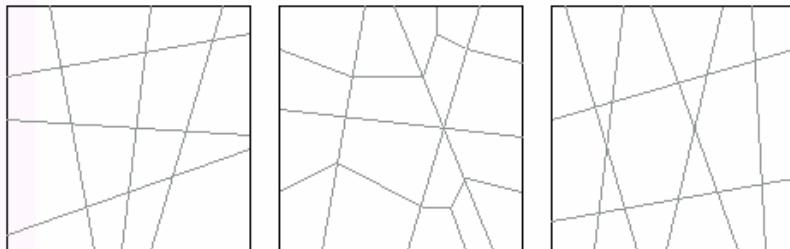


Figure 28: Exemples de maillages: structuré à gauche, non-structuré au centre, mixte à droite.

Un maillage hybride est un maillage comprenant des éléments de degré différent (mélangeant par exemple triangles et tétraèdres).

Un maillage à variété uniforme, ou *maillage manifold*, est un maillage de surface ou de frontière où les arêtes internes sont communes à exactement deux éléments (sauf pour les arêtes frontières).

Un espace de contrôle est un outil permettant de gouverner un processus de construction ou d'optimisation de maillage. Idéalement il s'agit d'une fonction définie en tout point de l'espace qui spécifie la taille et les propriétés directionnelles devant être respectées par les éléments du maillage. Généralement cette fonction n'est connue que de façon discrète.

II.3.2. Maillages surfacique

II.3.2.1. Classes de méthodes

Une première division en classes de méthodes de maillage peut être faite à partir du type de description de la surface sur laquelle elle s'appuie :

➤ *Génération dans un espace de paramètres.*

Si la surface est définie de façon paramétrique, c'est-à-dire si elle est définie par une fonction f telle que

$$\begin{aligned} f : \Omega \subset \mathbb{R}^2 &\rightarrow \Psi \subset \mathbb{R}^3 \\ (u, v) &\rightarrow f(u, v) \end{aligned}$$

Il est alors possible de mailler la surface en maintenant Ω et sa frontière et en reportant ce maillage sur la surface.

➤ *Maillage direct des surfaces*

Les méthodes classiques de maillage sont utilisées directement sur une surface définie explicitement sans utiliser de méthode de projection. La difficulté principale est alors de trouver la position exacte des points optimaux à insérer.

➤ *Maillage des surfaces implicites*

Ces méthodes permettent de mailler des domaines qui sont définis de façon implicite, c'est à dire qu'il existe une fonction f telle que la surface est décrite par les points (x, y, z) avec $f(x, y, z) = 0$.

Dans ces cas, le schéma de méthode de reconstruction suit deux grandes étapes :

- Échantillonnage des valeurs de la fonction aux sommets d'un recouvrement du domaine (généralement donné par la méthode d'acquisition de la surface);
- Connexion des sommets pour former un maillage.

➤ Remaillage des surfaces

Si un domaine est défini par la discréétisation des partird'unetriangulationdecelle-ci.

asurfaceilestpossibledeleremailleurà

II.3.2.2. Types d'approches

Il est clair, à la vue de nos données d'entrée, que dernières classes de méthodes : méthode de maillage une fonction f telle que pour tout pixel X $f(X)=1$ s'il est situé sur un des contours ou dans l'objet, et $f(X)=0$ si l'est à l'extérieur de l'objet) ou remaillage

nous ne pouvons utiliser que les deux de surface implicite (avec dans ce cas 'unetriangulation.

Lorsqu'on parle de maillage il existe une autre type d'approche qu'elles utilisent :

façon de classer les méthodes, suivant le

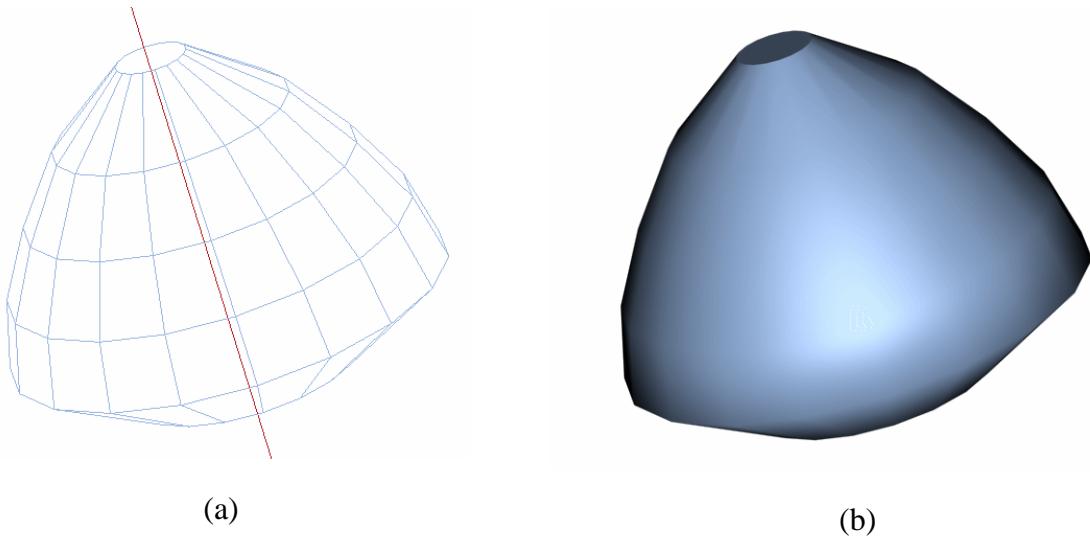
- l'approche directe (où la surface elle-même est maillée);
- l'approche indirecte (où un maillage est construit dans un espace de paramètres puis reporté sur la surface).

II.3.3. Méthodes directes

Nous allons passer en revue les diverses méthodes générant des triangles ou des quadrangles. En effet, comme nous le verrons suite à cette revue bibliographique, une approche indirecte dans la génération de maillages en quadrangles consiste à passer d'un maillage triangulaire à un maillage quadrangulaire.

II.3.3.1. Méthode par Balayage

Si la géométrie du domaine s'y prête une méthode par balayage peut être appliquée [FRE99]. Ainsi si la surface peut être créée en déplaçant une courbe C_1 le long d'une courbe C_2 il est possible de tirer la partie de cette particule afin de générer un maillage de la surface. Ce type de géométrie est typiquement une surface de révolution, une surface réglée ou les surfaces d'extrusion.



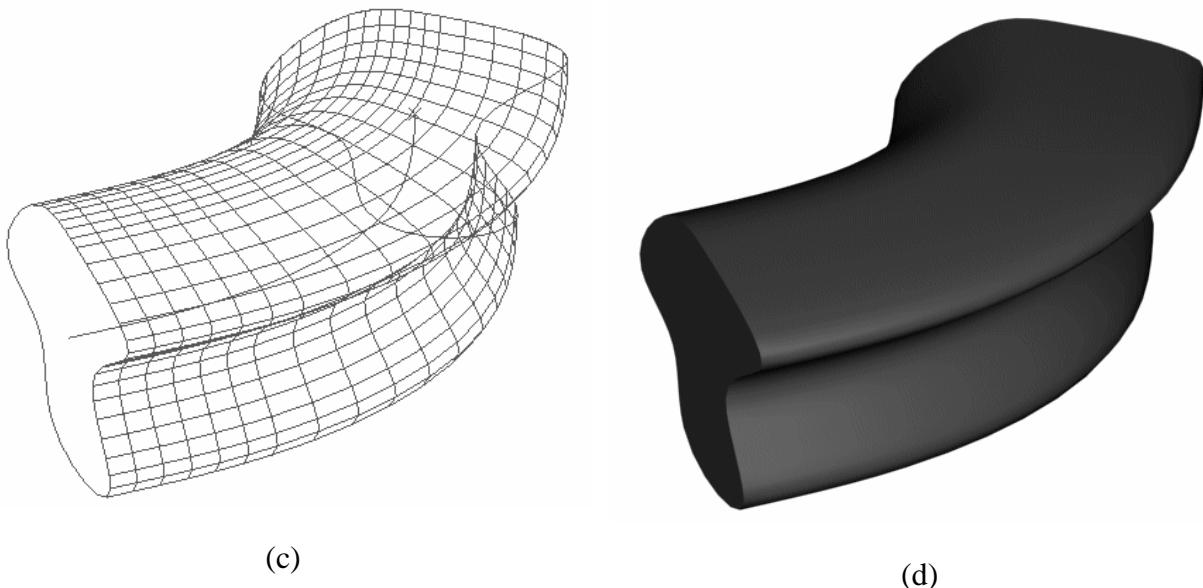


Figure29: Exemples des surfaces de géométrie particulière (a) et (b) surface de révolution, (c) et (d) surface extrudée

Cependant ce type de méthode est non seulement d'un usage limité mais il souffre en plus d'une absence de contrôle effectif sur la qualité de l'approximation géométrique et des dégénérescences peuvent localement apparaître sur la surface.

Cet type de méthode permet de générer des maillages triangulaires et quadrangulaires.

II.3.3.2. Méthode frontale

Cet type de méthode est largement répandu [LOH88][ZHU91][LOH96][WHI97]. Le but est de construire pas à pas un maillage en addition des éléments déjà générés jusqu'à l'obtention d'un maillage recouvrant entièrement la surface. Les schémas classiques d'une telle méthode sont:

- Identification des points caractéristiques décrivant la frontière;
 - Validation de ces points et création d'un sommet du maillage sur chacun d'eux;
 - Maillage des arrêtes reliant ces sommets;
 - Connexion de ces lignes maillées afin de définir les contours;
 - Utilisation d'une approche frontale classique : à partir d'une arrête du front (les segments de lignes maillées du contour formant le front initial) un point de la surface est choisi ou construit pour former un élément du maillage (typiquement un triangle). Ce point est projeté sur la surface et l'élément correspondante est formé. Le front est alors mis à jour.
 - L'étape ci-dessus se répète tant que le front n'est pas vide.

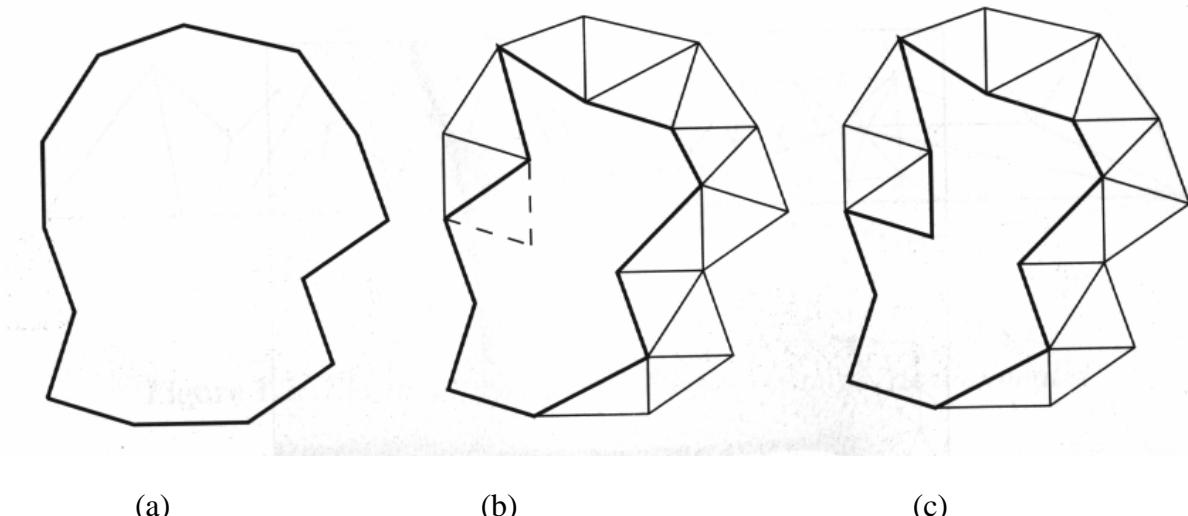


Figure 30: Maillage par avancement de fronten 2D.

(a) frontières de la surface à mailler; (b) front télément à ajouter envisagé; (c) front mis à jour.

Ces schémas, parfaitement connus dans deux dimensions, sont également valables dans trois dimensions. Par exemple, lorsqu'en deux dimensions du domaine il existe forcément une intersection entre maillages en place. En trois dimensions en revanche nécessairement l'existence d'une intersection. Il n'existe pas (à l'aplomb d'un trou par exemple) ou conduise à une ambiguïté topologique (indétermination du choix entre deux modes possibles).

Il est très difficile à appliquer entre trois dimensions. Un point candidat se trouve placé hors de la surface. La même situation n'implique pas nécessairement une intersection entre maillages en place. Il est aussi possible que la projection du point sur la surface soit ambiguë (plusieurs éléments peuvent être adjacents au point).

Cet type de méthode permet de générer des maillages

triangulaires et quadrangulaires.

II.3.3.3. Méthode de subdivision adaptative

Le domaine d'étude est inclus dans un élément de maillage à générer. Celui-ci est subdivisé récursivement de taille inférieure. Ensuite chaque élément d'homogénéité n'est pas satisfait au niveau de l'élément. Cette subdivision hiérarchique est ainsi obtenue. Cette subdivision est proportionnelle au critère d'homogénéité.

La subdivision itérative terminée, une approximation pour chaque élément l'interceptant. L'ensemble des reconstructions tridimensionnelles de l'objet.

Un des plus célèbres algorithmes de cette classe de 2D (pouvant générer des triangles [KNU75] [JOE86] ou des octrees [WIL90]). Le domaine est inclus dans un carré/cube qui est divisé en 4 carrés/8 cubes.

La topologie que les éléments du maillage ont en commun est la même. Les éléments de topologie identiques sont subdivisés tant que le critère d'homogénéité n'est pas satisfait au niveau de l'élément. Une subdivision continue conduit à un partitionnement pour aux variations locales du critère d'homogénéité.

La topologie locale de la surface est déterminée par ces approximations locales. Elles forment la base de la construction de l'objet.

Une autre méthode de subdivision adaptative est la méthode Quadtree (ou Octree) qui divise récursivement un carré/cube en 4 carrés/8 cubes.

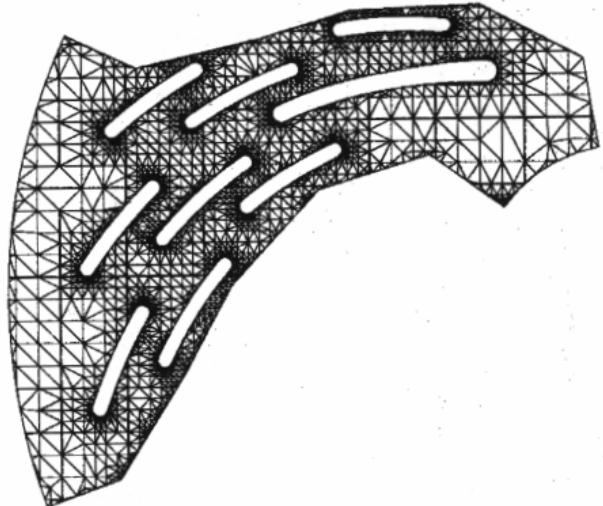
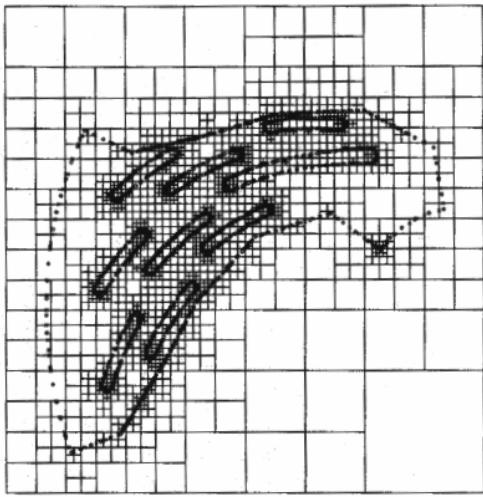


Figure 31: Décomposition d'un domaine 2D suivant la méthode Quadtree et maillage en triangles correspondant.

II.3.3.4. Méthode d'énumération exhaustive

Cet type de méthode s'applique sur une division discrète régulière de l'espace. Une valeur fonctionnelle indiquant l'appartenance ou non à l'objet est connue pour chacun des sommets du pavage de l'espace. Typiquement la valeur d'un point est nulle si l'objet n'est pas dans l'espace, nulle si l'objet est sur la surface et positive si l'objet est à l'intérieur. C'est par exemple le cas lorsque les données proviennent de scanner ou de l'I.R.M. Cette méthode peut être décomposée en trois grandes étapes:

- Identifier les éléments du pavage de l'espace interceptés par la surface;
- Localiser les points d'intersection (par approximation linéaire si les données sont discrètes);
- Générer les portions de la surface discrétisée correspondant aux éléments interceptés en utilisant les points d'intersection calculés.

L'algorithme le plus reconnu dans cette classe de méthodes est sans conteste l'algorithme "Marching Cubes" [LOR87] [MON94]. Il s'agit d'une méthode de type "diviser pour régner" appliquée sur un espace décrit par une grille d'éléments cubiques. Chacune des cellules du pavage est analysée. La valeur fonctionnelle de chaque sommet de cette cellule est égale à la valeur d'une isovaleur. Celle-ci fixe en fait la valeur fonctionnelle de l'ensemble de la cellule. Si la valeur fonctionnelle est donc de signe positif ou négatif, il est possible de se rapporter à la configuration dont la cellule dépend. Il existe $2^{16} = 256$ configurations possibles mais en pratique il est possible de se rapporter à quinze configurations représentatives par rotation, symétrie et inversion des signes de la discréttisation de la surface connue.

Le système à diviser ces polygones en triangles permettent de définir des configurations cubiques. Chacune des cellules du pavage est analysée. La valeur fonctionnelle de chaque sommet de cette cellule est égale à la valeur d'une isovaleur. Celle-ci fixe en fait la valeur fonctionnelle de l'ensemble de la cellule. Si la valeur fonctionnelle est donc de signe positif ou négatif, il est possible de se rapporter à la configuration dont la cellule dépend. Il existe $2^{16} = 256$ configurations possibles mais en pratique il est possible de se rapporter à quinze configurations représentatives par rotation, symétrie et inversion des signes de la discréttisation de la surface connue.

Cependant il existe des ambiguïtés [DUR88] [MAT94]. Pour pallier à ce problème plusieurs méthodes ont été proposées, comme par exemple prendre en compte la valeur fonctionnelle au centre de la cellule cubique [WYV86].

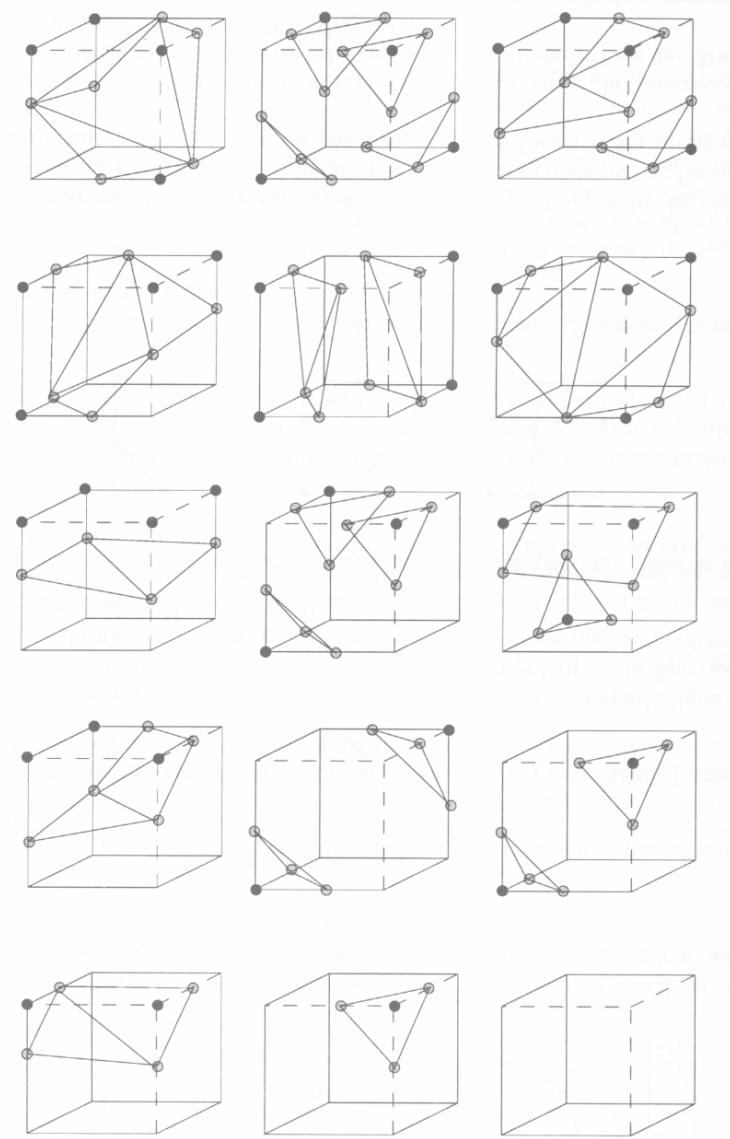


Figure 32: Les 15 configurations de base du Marching Cubes et les facettes générées [LOR87].

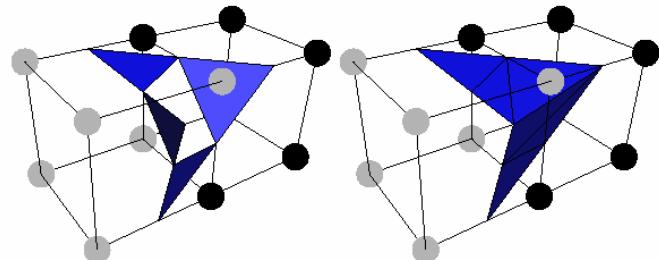


Figure 33: Cas ambigu générée par l'algorithme des Marching Cubes. Un trou est généré entre les deux voxels. Pour y remédier les deux voxels doivent être traités ensemble.

Une méthode plus fiable et sans ambiguïté consiste à pavier l'espace non plus avec des cubes mais avec des tétraèdres [TRE98]. Dans ce cas l'on se ramène à trois configurations de base. Celui quadrangle. Les cas dégénérés où un sommet du tétraèdre appartient à la surface sont également évités en dilatant la surface localement. Cependant passer d'un pavage cubique à un pavage tétraédrique proposées, la méthode de Chan et Purisima [CHAN98] donne les meilleurs résultats.

De nombreuses méthodes ont été étudiées, étant à ce jour celle qui donne les meilleures résultats.

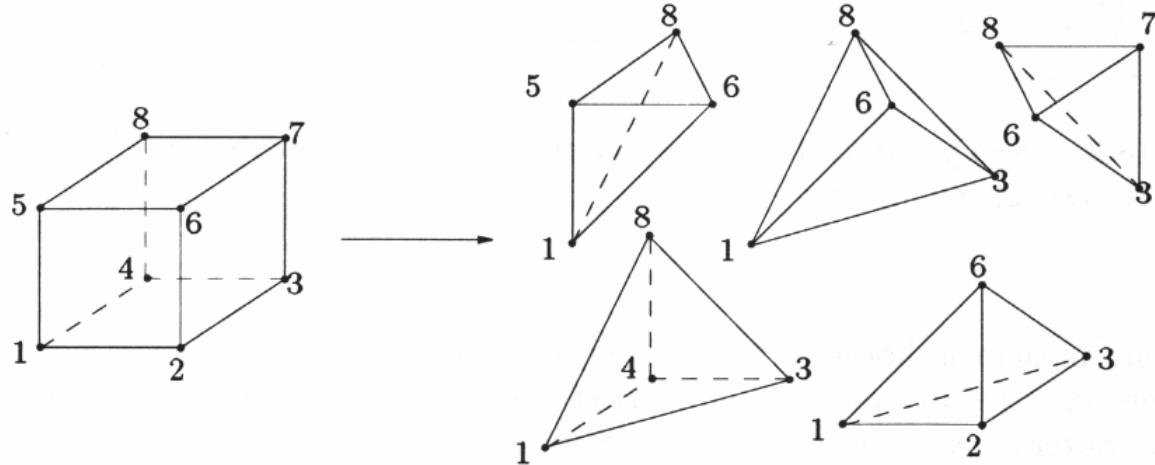


Figure 34: Exemple de décomposition classique d'un hexaèdre en cinq tétraèdres.

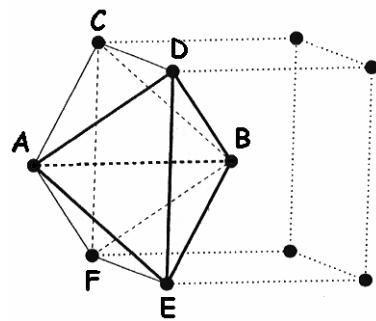


Figure 35: Décomposition d'un hexaèdre en tétraèdres recommandée par Chan et Purisima [CHAN98]. Les tétraèdres formés sont ABCD, ABDE, ABFE et ABFC.

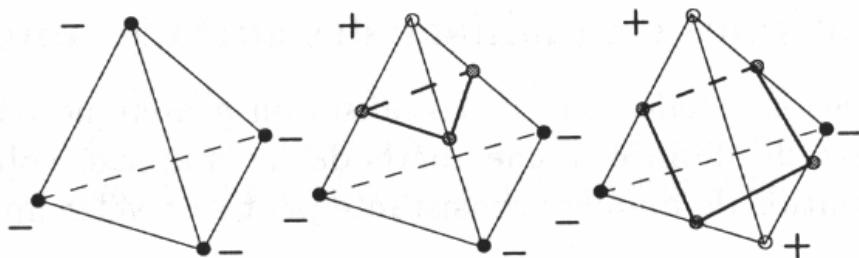


Figure 36: Les trois configurations de base d'un tétraèdre suivant la valeur des sommets et les morceaux de surface générés.

Cependant ces maillages sont des maillages géométriques (maillages typiques correspondant à une reconstruction tridimensionnelle). La taille des éléments générés n'est pas contrôlée. Il est nécessaire d'utiliser une méthode d'optimisation de maillage afin de rendre ce maillage utilisable lors de calculs de type élément finis.

II.3.3.5. Connection des sections

La connection des sections, comme décrite dans [MEY92] et [CHA98], ne peut s'effectuer que lorsque les données de départ sont sous forme d'éléments planaires. Le principe est d'utiliser la structure des sections et de générer les éléments qui permettront de les joindre entre elles.

Le but de l'algorithme est de trouver le pavage (traversant la surface entre deux sections consécutives) proposées à fin de résoudre ce problème, et notamment dans le cas particulier de la mise en correspondance des contours planaires. Le principe est généralement facile de trouver quels sont les contours coupes consécutives, il existe des configurations qui reconnaîtront de façon fiable la connexion existante.

De même un autre problème qui se pose est de savoir mieux les embranchements, c'est à dire comment mettre d'une coupe et les n contours de la coupe adjacente.

iangulaire ou quadrangulaire) optimales. De nombreuses méthodes ont été proposées pour trouver une solution au problème. En effet même si à l'œil nu il est difficile de mettre en correspondance sur deux images deux contours planaires, il existe des algorithmes qui peuvent faire cela avec une grande précision.

comment gérer et représenter au cours de la construction les m contours

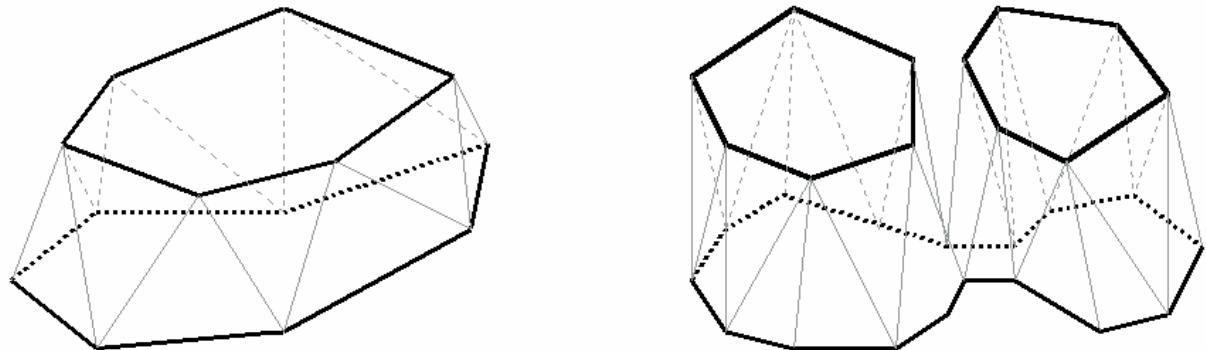


Figure 37: Pavage des sections adjacentes et gestion d'un embouchement à droite.

II.3.3.6. Modèles déformables

Un modèle déformable est un modèle qui, soumis à des forces internes et externes, évolue afin de se mettre en correspondance avec les données. Il est défini par un loïde de comportement décrivant par un modèle géométrique servant de base (généralement un maillage si possède exactement trois voisins). Afin d'obtenir un maillage 2-simplexes, c'est à dire composé de triangles, les sommets du maillage vont se déplacer vers les données et permettre de maintenir la régularité du maillage.

Le modèle déformable est soumis à des forces internes et externes, évolue et décrivent la surface [DEL94][DEL99]. Les propriétés permettant son évolution sont les propriétés permettant son évolution et une sphère). Le modèle géométrique de base est généralement un maillage simplexe, c'est à dire que chaque sommet est triangulation de la surface on utilise des angles. Sous l'action des forces externes les angles vont se déplacer vers les données et tandis que les forces internes vont

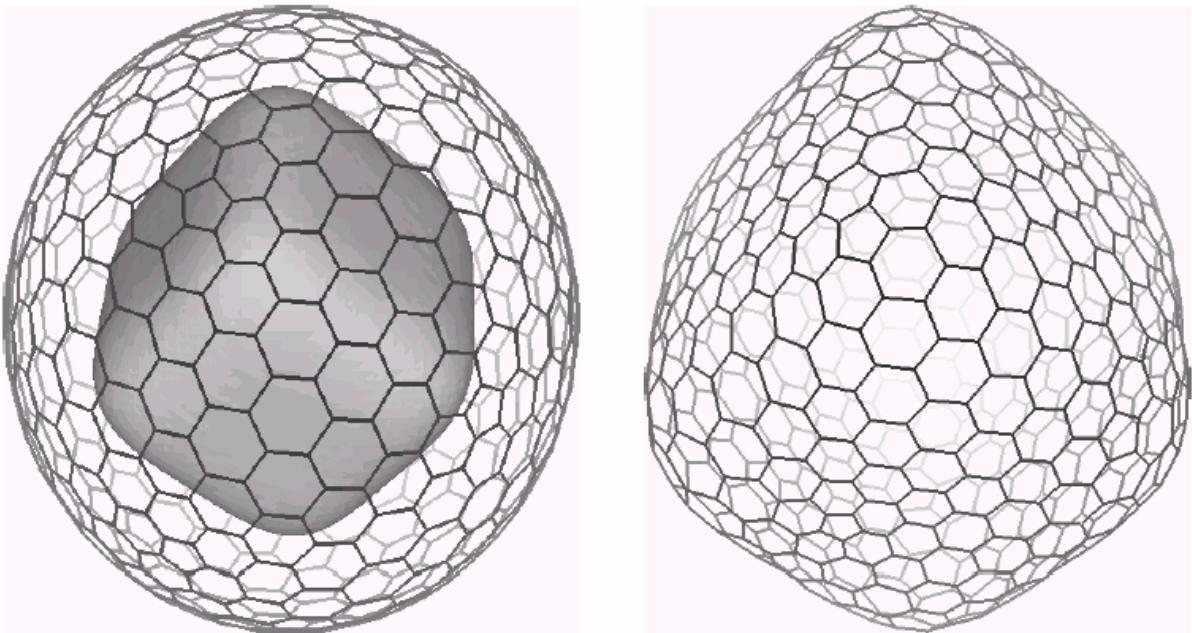


Figure 38: Déformation d'une sphère sur un cube.

II.3.3.7. Triangulation de Delaunay

Suivant le contexte d'application, la triangulation introduite comme le dual d'un graphe de Voronoï ou lemsmesuivant:

T est une triangulation de Delaunay d'un domaine points S , si les boules ouvertes circonscrites aux éléments de T ne contiennent aucun des sommets de S .

En fait il s'agit d'une application globale du critère de Delaunay:

Critère de Delaunay

Les boules ouvertes circonscrites aux simplexes de sommet de S .

de Delaunay [DEL34] peut être comme une triangulation respectant le

Ω , enveloppe convexe du nuage de points de T ne contiennent aucun des sommets de S .

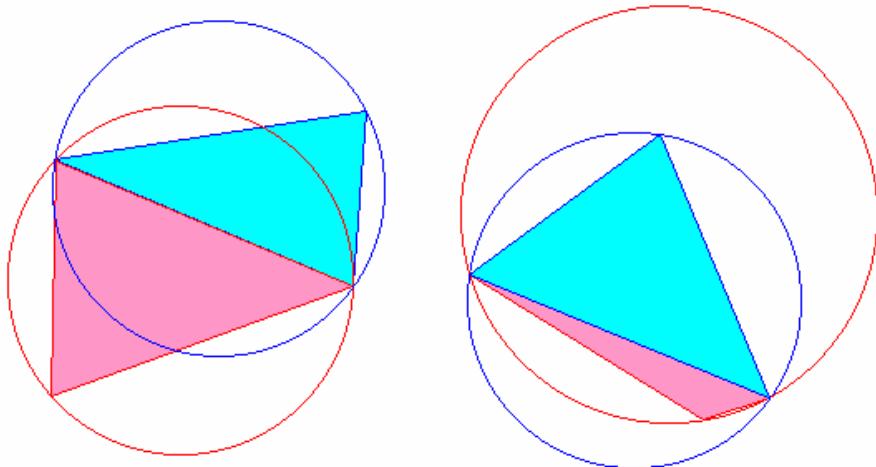


Figure 39: Gauche: triangles respectant le critère de Delaunay yen2D;
 Droite: violation du critère de Delaunay.

Entroisdimensionslabouleouvertecirconscriteà unélémentcorrespondàunesphère.

Cette triangulation possède une propriété intéressante : la triangulation de Delaunay d'un ensemble de pointsexisteetestunique.

Cependant des polyèdres peuvent exister s'il existe une boule circonscrite à un élément de la triangulation telle qu'elle contienne plus de N éléments, N étant la dimension de l'espace considéré.

Un schéma générique d'une méthode basée sur la triangulation de Delaunay serait :

- Discrétisation de la frontière de la surface;
- Création d'une boîte englobant la surface (permet d'éviter de gérer des cas particuliers);
- Triangulation de la boîte englobante;
- Insertion des points de la frontière dans la triangulation et modification de celle-ci pour respecter le critère de Delaunay;
- Insertion un par un des points internes et modification de la triangulation pour respecter le critère de Delaunay.

De nombreuses méthodes utilisant le critère de Delaunay pour générer des maillages triangulaires d'une surface [HIL97] sont connues. La triangulation de Delaunay est couplée avec une méthode de front de grille pour résoudre les problèmes de front de grille.

Il existe plusieurs méthodes pour résoudre ce problème. L'une des méthodes les plus courantes est la méthode de Marching Triangles [CHE89] [GEO98]. Généralement, la méthode de Marching Triangles commence par la génération d'un maillage initial, puis effectue une itération où les triangles sont subdivisés et les sommets sont ajoutés au front de grille jusqu'à ce que l'ensemble de la surface soit couvert.

➤ Marching triangles

L'algorithme des Marching Triangles [HIL97] est un exemple de couplage entre une méthode de triangulation de Delaunay et une autre méthode d'avancement de front. Le maillage se

développe peu à peu, par addition de points sur la triangles. Chaque point inséré est placé dans telles Delaunay en trois dimensions) ne soit pas violé.

ligne de front et forme un pavage de sorte que le critère de la boule vide (critère de Delaunay en trois dimensions) ne soit pas violé.

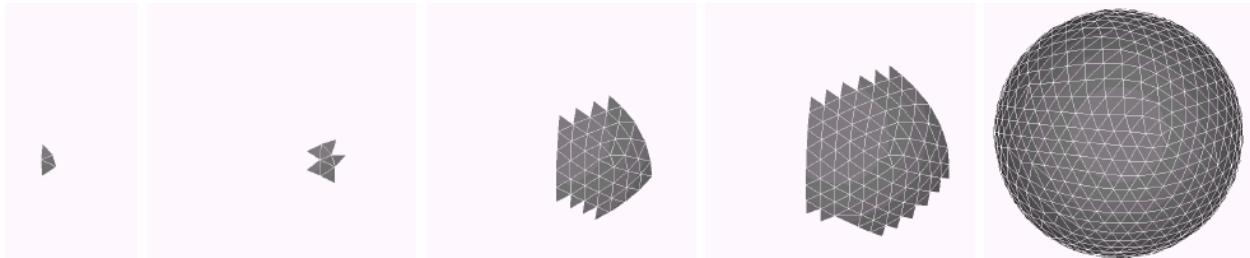


Figure 40: Etapes de reconstruction d'une sphère avec la méthode des Marching Triangles.

II.3.4. Méthodes indirectes

Une méthode de génération indirecte de maillage en s'appuie sur une définition 3D (type CAO par exemple) composé de triangles, et lui applique des transformations de type division-fusion afin de le convertir en un maillage quadrangulaire.

Les quadrangles est une méthode qui se base sur une définition 3D (type CAO par exemple) ou un maillage existant, généralement composé de triangles, et lui applique des transformations de type division-fusion afin de le convertir en un maillage quadrangulaire.

II.3.4.1. Méthode algébrique

Lorsque la surface à reconstruire est définie par des carreaux de Béziers ou de Coons par exemple) ou par des résultats de cette définition peuvent être utilisés.

Interpolation algébrique (grâce à des produits tensoriels), les carreaux sont utilisés pour générer un maillage quadrangulaire.

Cependant la géométrie est alors fortement liée à l'ensemble de parties de la surface sont généralement mal gérées.

Cette méthode offre d'intérêt pour des surfaces bien particulières, définies en CAO par exemple.

II.3.4.2. Projection paramétrée

S'il est possible de définir une relation entre la surface (le plus simple des cas étant lorsque la surface est donnée sous forme de deux cartes de Béziers) il est possible d'utiliser cette correspondance [LAU96]. Un maillage peut être généré en utilisant des méthodes classiques (Quadtree, une méthode d'avancement de front ou une reporté sur la surface).

La reconstruction d'un maillage 2D de l'espace des paramètres (généralement une décomposition de Delaunay) puis être effectuée.

Afin de rendre cette méthode utilisable autrement que les méthodes de découpage de surfaces ont été mises au complexe en un ensemble de surfaces pouvant être mises en correspondance entre les maillages générés.

Le principe de cette méthode est de diviser la surface en éléments simples, des quadrangles dans les cas les plus simples, et de diviser ces derniers en éléments plus petits (triangles) si nécessaire.

II.3.4.3. Transformation de triangles en quadrangles

Changer le type géométrique des éléments d'un maillage est une technique couramment utilisée. Un élément quadrangulaire peut ainsi être

divisé en deux ou quatre éléments

triangulaires. De même un triangle peut être divisé ainsi générés ne sont pas d'une très bonne qualité possible d'obtenir un maillage quadrangulaire en co [LO89][JOH91][LEE94].

entrois quadrangles, mêmes les éléments [SCH99]. Sur le même principe il est mbinant des paires de triangles adjacents

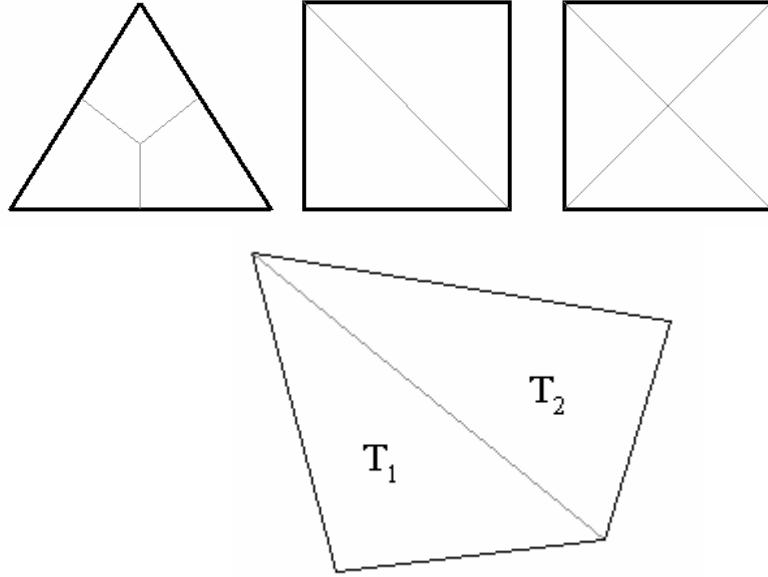


Figure 41: Changement de type d'élément géométrique par coup d'œil; Jonction de deux triangles (T_1 et T_2) pour obtenir un quadrangle.

Le schéma Q-morph proposé par Owen [OWE98] pour convertir des maillages 2D triangulaires en maillages quadrangulaires peut aussi être utilisé dans le cas de surfaces courbes. Il s'agit en fait de former les quadrangles sensuivant un front de propagation tandis que les triangles sont eux supprimés ou modifiés. Des changements locaux de diagonale ou des insertions de nœuds supplémentaires sont effectués afin d'assurer par exemple l'alignement et l'orthogonalité au niveau des frontières.

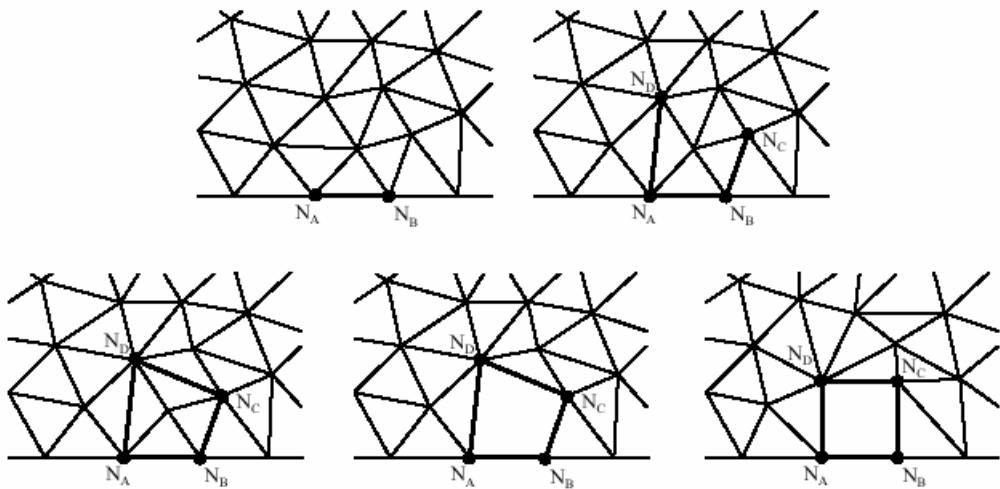


Figure 42: Les cinq étapes de la méthode Q-morph.

II.3.4.4. Remaillage

Dans ce cas un maillage quadrangulaire de la surface est déjà connu. Le but est de le retravailler afin de le faire correspondre à des critères plus pointus. Un remaillage peut être effectué en modifiant la topologie des éléments (fusion de sommets ou d'arêtes,...) ou en retouchant directement la géométrie du maillage (bougeage de points).

Il est aussi possible de raffiner localement ou globalement un maillage en découplant les éléments et d'autres éléments de même type et résolvant les problèmes de reconstruction.

Il est aussi possible de raffiner localement ou globalement un maillage en découplant les éléments et d'autres éléments de même type et résolvant les problèmes de reconstruction.

Il est aussi possible de raffiner localement ou globalement un maillage en découplant les éléments et d'autres éléments de même type et résolvant les problèmes de reconstruction.

II.3.5. Synthèse

Nous avons eu l'occasion de tester certaines méthodes de reconstruction tridimensionnelle. Celles-ci furent implémentées et étudiées au cours de projets antérieurs, tel que le projet HUMOS [SER99] [ROB01] [SER03]. Ainsi les méthodes de connexion de sections, la triangulation de Delaunay, le Marching Cubes et les modèles déformables ont pu être évaluées et confrontées aux problèmes de reconstruction que ces méthodes ont réussi à nous apporter. Mais le but de notre étude diffère. Nous cherchons à obtenir une bonne qualité au niveau de la reconstruction mais aussi à un maillage de qualité.

La création d'un maillage en quadrangles à partir de la topologie du domaine. Plus la complexité de la surface en parties plus simples sera fin de pouvoir les appliquer. Il est souvent nécessaire de subdiviser intelligemment la maillage.

Les méthodes directes dépendent grandement de la topologie du domaine. Plus la complexité de la surface en parties plus simples sera fin de pouvoir les appliquer. Il est souvent nécessaire de subdiviser intelligemment la maillage.

Les méthodes indirectes, surtout celles basées sur des méthodes de reconstruction tridimensionnelle. Celles-ci s'accroissent et plus les méthodes ont besoin de subdiviser intelligemment la maillage.

Les méthodes indirectes, surtout celles basées sur des méthodes de reconstruction tridimensionnelle. Celles-ci s'accroissent et plus les méthodes ont besoin de subdiviser intelligemment la maillage.

Les méthodes indirectes, surtout celles basées sur des méthodes de reconstruction tridimensionnelle. Celles-ci s'accroissent et plus les méthodes ont besoin de subdiviser intelligemment la maillage.

Aucune des méthodes décrites dans cette bibliographie n'est basée sur une extraction de quadrangles. De plus, vu la complexité des formes des organes du corps humain, nous désirions une méthode ayant la capacité de traiter des surfaces non régulières. Nous avons donc décidé de mettre au point notre propre méthode en nous inspirant de la méthode Marching Cubes proposée par Chan et Purisima [CHAN98].

Aucune des méthodes décrites dans cette bibliographie n'est basée sur une extraction de quadrangles. De plus, vu la complexité des formes des organes du corps humain, nous désirions une méthode ayant la capacité de traiter des surfaces non régulières. Nous avons donc décidé de mettre au point notre propre méthode en nous inspirant de la méthode Marching Cubes proposée par Chan et Purisima [CHAN98].

II.4. Un nouvel algorithme : le Marching Octahedra

II.4.1. Introduction

L'idée principale de notre algorithme est d'utiliser un pavage octaédrique de l'espace au lieu d'un pavage cubique ou tétraédrique. Les cellules sont rapportées aux éléments de la géométrie et leur position est déterminée par rapport aux éléments de la géométrie. La méthode permet de gérer les ambiguïtés qui peuvent se produire lors de la décomposition de l'espace en éléments de pavage.

Le pavage octaédrique permet de gérer les ambiguïtés qui peuvent se produire lors de la décomposition de l'espace en éléments de pavage. La méthode permet de gérer les ambiguïtés qui peuvent se produire lors de la décomposition de l'espace en éléments de pavage.

de l'espace permet de générer exclusivement des quadrangles. Ces deux améliorations accélèrent l'algorithme global de génération de maillage surfacique, sans compter la possibilité d'utiliser deux types de variantes dans les configurations de base qui permettent une optimisation durant l'application de l'algorithme.

II.4.2. Mise en forme et ré-échantillonage des données

Les pixels composants les contours sont transformés en voxels de la façon suivante:

Un pixel de coordonnées (i,j) situés sur la coupe k donnera une valeur fonctionnelle au voxel défini inclus entre les sommets $(i,j,k), (i,j,k+1), (i,j+1,k), (i,j+1,k+1), (i+1,j,k), (i+1,j,k+1), (i+1,j+1,k), (i+1,j+1,k+1)$.

Cette opération permet de transformer la représentation planaire des contours en une grille tridimensionnelle recouvrant l'espace.

Afin d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle intéressante il est intéressant d'utiliser tous les pixels composant la disposition. Cependant il n'est pas déraisonnable pour effet cela conduirait à un maillage dont le nombre cours d'une simulation, et de plus la taille des éléments chuterait le pas de temps de calcul. Une méthode de solution pour permettre la génération d'une grille cubique d'était.

la plus précise possible il est nécessaire de faire des contours que nous avons à notre disposition. La génération du maillage surfacique. En effet cela deviendrait vite ingérable au cours d'une simulation, et de plus la taille des éléments serait sûrement trop petite et ferait us-échantillonage a donc été employée et taille inférieure à l'originale si besoin.

Pour ce faire nous avons superposé les deux grilles et la grille sous-échantillonée. Puis la valeur fonctionnelle de la grille est définie comme la moyenne des valeurs fonctionnelles qu'il intersecte. La valeur de chacun des voxels de pourcentage de son volume qui se superpose à un nouveau

recouvrant l'espace : la grille originale recouvrant l'espace : la grille originale et la grille sous-échantillonée. Puis la valeur fonctionnelle de chaque voxel de la nouvelle grille est définie comme la moyenne des voxels de l'ancienne grille qui se superposent à un voxel.

Soit V_N voxel de la nouvelle grille, de valeur fonctionnelle I_N inconnue, interceptant n voxels V_i de l'ancienne grille, de valeur fonctionnelle respective I_i . I_N est calculé suivant la formule :

$$I_N = \frac{\sum_{i=1}^n p_i I_i}{\sum_{i=1}^n p_i} \text{ où. } p_i \text{ est défini comme la fraction de recouvrement du voxel } V_i \text{ par voxel } V_N.$$

II.4.3. Un pavage octaédrique de l'espace

La décomposition de l'espace suggérée par Chan et Purisima dans [CHAN98] consiste à générer un pavage tétraédrique régulier et symétrique. Elle permet de palier à la dissymétrie qui caractérisait les autres schémas de décomposition et entraînait des complications au niveau de la gestion des tétraèdres et de leurs interconnections. Afin de construire ces tétraèdres cubiques ainsi que le point placé au centre de chacun d'eux, Chan et Purisima ont été utilisés. La décomposition conseillée par Chan et Purisima est visible sur la figure ci-dessous.

Le pavage tétraédrique régulier et symétrique consiste à utiliser des tétraèdres réguliers et symétriques. Ils sont utilisés pour couvrir l'espace sans overlaps. Les quatre tétraèdres définis sont

ABCD, ABDE, ABF et ABFC où B est le point central et A le point central de la cellule cubique située à gauche de la face CDEF.

Dans notre cas, et plus généralement lorsque le jeu matrice cubique, la valeur fonctionnelle du point s cubiques doit être calculée. Pour cela une interpolation fonctionnelle des huit sommets de la cellule cubique

est donnée initialement sous forme d'une itié au centre de chacune des cellules ation est effectuée en utilisant la valeur e.

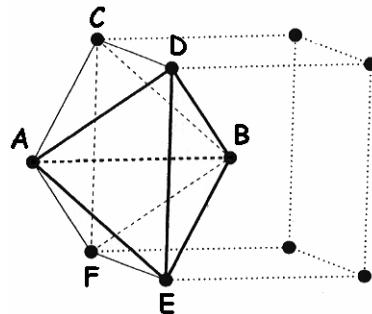


Figure 43: Décomposition d'un hexaèdre en tétraèdres recommandée par Chan et Purisima [CHAN98].

Il est clair que la qualité des tétraèdres ainsi générés est bien meilleure que celle des éléments obtenus par une division "classique" d'un cube en tétraèdres. Le rapport entre les longueurs types A-D et C-E est de 1.155, ce qui est très bon.

Il est clair que la qualité des tétraèdres ainsi générés est bien meilleure que celle des éléments obtenus par une division "classique" d'un cube en tétraèdres. Le rapport entre les longueurs types A-D et C-E est de 1.155, ce qui est très bon.

De plus, un des avantages de ce type de cellule est la création des éléments du maillage surfacique inclus partagé par les éléments du pavage étant triangulaires au comportement de la surface dans la cellule tétraèdre.

Il est clair que la qualité des tétraèdres ainsi générés est bien meilleure que celle des éléments obtenus par une division "classique" d'un cube en tétraèdres. Le rapport entre les longueurs types A-D et C-E est de 1.155, ce qui est très bon.

Cependant, le nombre de cellules de base augmente considérablement. Pour chaque cellule cubique 12 éléments tétraédriques sont créés.

Il est clair que la qualité des tétraèdres ainsi générés est bien meilleure que celle des éléments obtenus par une division "classique" d'un cube en tétraèdres. Le rapport entre les longueurs types A-D et C-E est de 1.155, ce qui est très bon.

Nous proposons de travailler avec l'octaèdre ABCDEF tétraèdres définis par Chan et Purisima [CHAN98]. L'augmentation du nombre de faces de la cellule de la génération de la partie du maillage surfacique particulier est due aux faces triangulaires qui intersectent la surface effectuée sur l'arête AB.

Il est clair que la qualité des tétraèdres ainsi générés est bien meilleure que celle des éléments obtenus par une division "classique" d'un cube en tétraèdres. Le rapport entre les longueurs types A-D et C-E est de 1.155, ce qui est très bon.

II.4.4. Le Marching Octahedra

L'algorithme implémenté est divisé en deux parties

principales:

- En un premier temps il est nécessaire de calculer les huit sommets aux quadrangles;
- En un second temps les quadrangles sont générés en utilisant les coordonnées calculées précédemment.

La première étape est très classique et test déjàut cubes. Chaque paire des sommets reliée par un arrêt sa voit si elle intercepte la surface. Cette situation survient lorsquela valeur fonctionnelle d'un des sommets est supérieure au seuil isosurfacique de celle de l'autre sommet inférieure à ce même seuil. Concrètement cela veut dire qu'un des deux sommets est situé à l'intérieur de l'objet à reconstruire et l'autre à l'extérieur. La surface passe donc forcément entre ces deux sommets et donc intercepte l'arête de la cellule.

Lorsqu'une arrête du pavage intercepte la surface 1 interpolation linéaire entre les deux sommets:

$$I = \frac{(|b|A + |a|B)}{(|a| + |b|)}$$

le point d'intersection entre la surface et l'arête AB.

L'arête reliant les centres des cubes est elle aussi sur la surface (AB sur la figure 43). En effet, non seulement elle intercepte la surface mais aussi l'arête reliant les centres des cubes. Cela nous permet de lever toute ambiguïté à propos du comportement de la surface dans cette cellule de base. Si le point d'intersection est à l'intérieur de la cellule de base, alors la surface passe par l'arête reliant les centres des cubes. Sinon, la surface passe par l'arête reliant les centres des cubes mais pas par l'arête reliant les centres des cubes. Cela nous permet de lever toute ambiguïté à propos du comportement de la surface dans cette cellule de base.

Dans le cas particulier où la surface intersecte la surface, elle est localement perturbée afin d'éviter cette ambiguïté.

La seconde étape est l'application proprement dite de l'algorithme du marching cubes sur la cellule de base. A chaque cellule octaédrique du pavage d'octaèdres correspond une configuration de base.

Il existe six configurations possibles pour un pavage octaédrique. Ces configurations sont représentées sur la figure ci-dessous. Les configurations de base sont les suivantes :

Le point d'intersection est calculé par

A, B et I

testée afin de savoir si elle intercepte la cellule de base. Si elle intercepte la cellule de base, alors la surface passe par l'arête reliant les centres des cubes. Sinon, la surface passe par l'arête reliant les centres des cubes mais pas par l'arête reliant les centres des cubes. Cela nous permet de lever toute ambiguïté à propos du comportement de la surface dans cette cellule de base.

Le corps de l'algorithme du marching cubes est appliqué à la configuration de base.

II.4.5. Les configurations octaédriques

Le nombre de configurations possibles pour un pavage octaédrique est de $2^6 = 64$. En effet, les six sommets de la cellule octaédrique peuvent être soit dans l'objet, soit hors de l'objet. Mais par symétrie, rotation et inversion des valeurs fonctionnelles, le nombre de configurations de base peut être réduit à 10. Pour générer les éléments quadrangulaires inclus dans chacune de ces 10 configurations de base nous leur avons appliqué l'algorithme du marching cubes et fusionné les triangles en résultant. Les configurations de base et les quadrangles qui les génèrent sont représentés sur la figure ci-dessous.

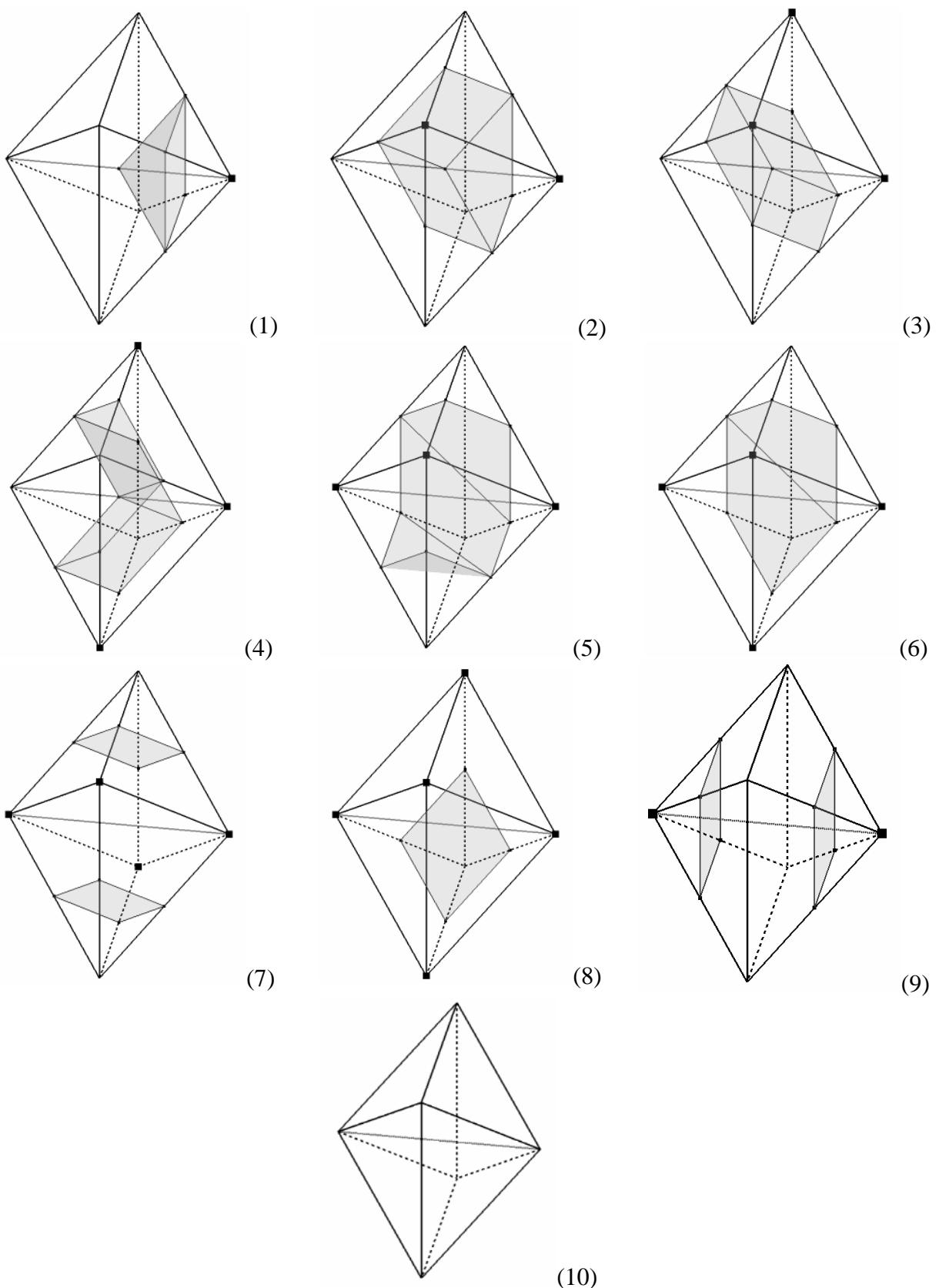


Figure 44: Les dix configurations de base du Marching Octaedra et les surfaces qu'elles génèrent.

Pour quelques configurations (cas 2, 3, 4, 7, 8, 9 et 10) la fusion des triangles est unique. Mais pour les autres il existe des configurations alternatives.

De même pour certaines configurations (cas 1, 2 et 3) un des sommets des quadrangles peut être supprimé sans altérer les arêtes du maillage situées sur la surface extérieure de l'octaèdre, c'est à dire sans modifier la structure globale du maillage surfacique générée.

La complète description des configurations de base (couplée aux configurations optimisées décrites dans les deux sections suivantes) est réservée dans la section II.4.6.

II.4.5.1. Première optimisation intégrée : les configurations alternatives

Pour les cas 1, 5 et 6 deux jeux différents de quad fusion des triangles résultants de l'application d'un arbitraire peuvent être fait mais il est plus intéressant de choisir la configuration alternative.

Les rangles peuvent être générés lors de la marching octaèdra. Bien sûr un choix doit de penser dès à présent au futur maillage qui générera le moins de quadrangles de mauvaise qualité.

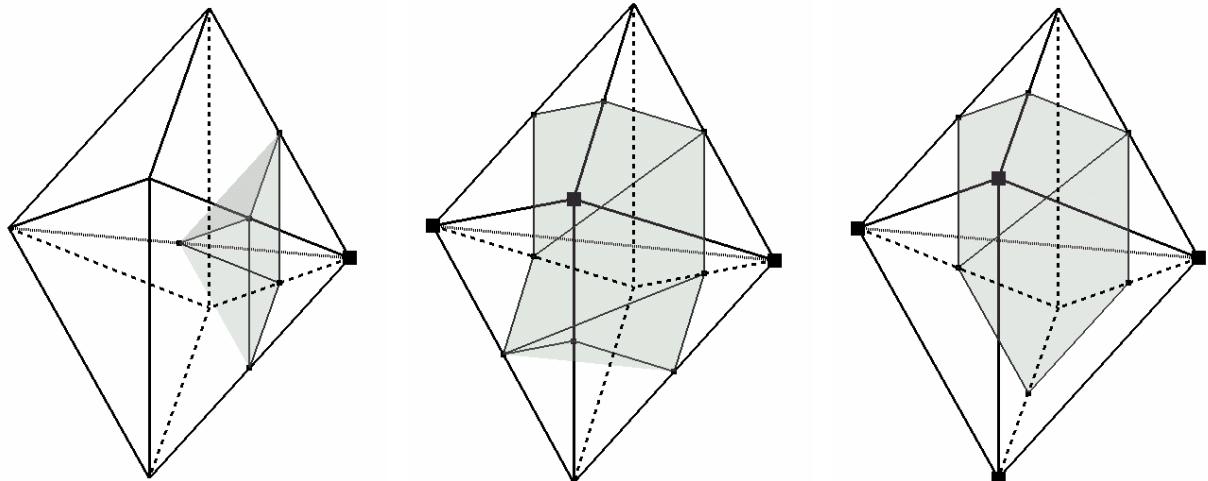


Figure 45: Configurations alternatives pour les cas 1, 5 et 6

Nous avons décidé d'utiliser un critère de qualité défini par Frey et Bourouchaki dans [FRE99] car il inclut tous les éléments importants d'un maillage surfacique : torsion, aspect, angles et longueurs. Ce critère est également utilisé lors de l'optimisation globale du maillage de la surface, se reporter à la section I.4.7.1 pour une formulation précise.

La qualité des différents quadrangles générés est donc évaluée et la meilleure configuration est choisie pour reconstruire la surface. La description complète de chacune des alternatives est résumée dans la section II.4.6.

II.4.5.2. Deuxième optimisation intégrée : suppression des sommets

Les configurations 1, 2 et 3 permettent un autre type de configuration sur le segment joignant les points placés au centre sans altérer la connectivité globale du maillage sans augmenter le nombre de quadrangles générés.

pendant l'optimisation. Le point central, situé des cellules cubiques, peut être supprimé et la surface générée. Cette opération réduit le

Afin de déterminer si supprimer ce point est une alternative valide la distance entre ce point et les quadrangles qui seraient générés s'il était supprimé est calculée. Si celle-ci est négligeable alors le point est supprimé et la configuration alternative est utilisée.

Dans le cas 1 une seule alternative est possible. Mais dans les cas 2 et 3 il existe plusieurs alternatives sans ce point central. De la même façon que dans le paragraphe précédent nous choisissons la configuration permettant de générer les quadrangles de meilleure qualité. Le critère de qualité global décrit section II.4.7.1e st calculé pour chacune des configurations afin de trouver celle qui sera appliquée.

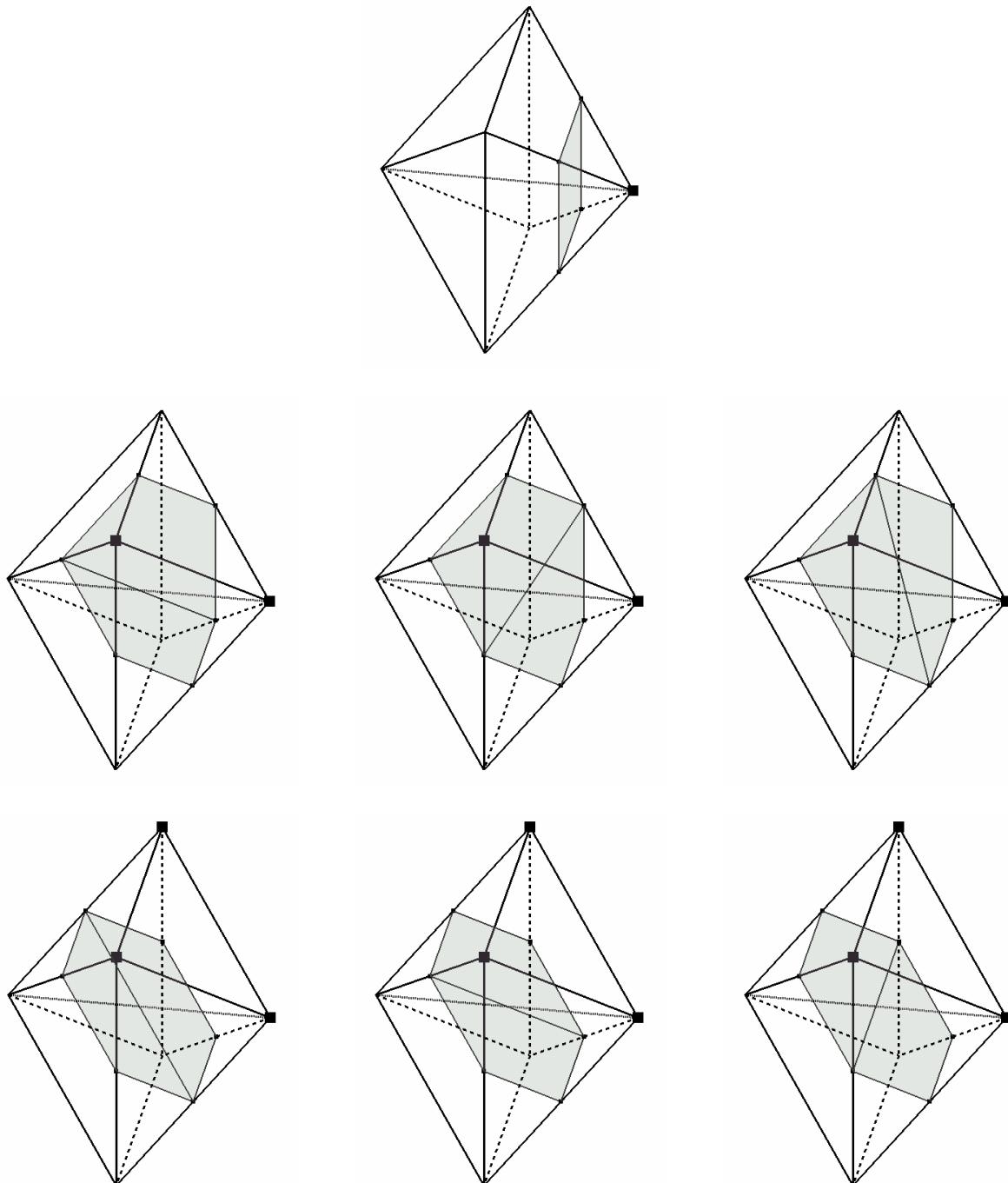


Figure 46: Configurations alternatives obtenues par suppression du sommet pour les cas 1, 2 et 3

La description complète de chacune des alternatives est résumée dans la section II.4.6.

II.4.6. Récapitulatif des configurations de base

Soit un octaèdre ABCDEF défini de la façon suivante :

- A et B sont les centres de deux cellules cubiques partageant une face;
- CDEF est la face partagée par ces deux cellules cubiques.

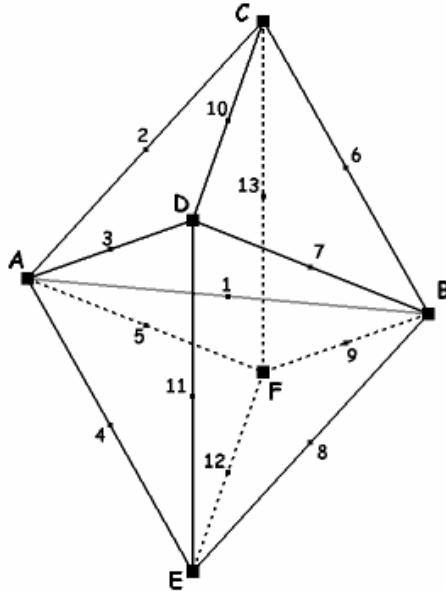


Figure 47: Octaèdre, sommets et arêtes.

Les arêtes sont situées entre les divers sommets de l'octaèdre. Les numéros sont rotés comme indiqué sur la figure ci-dessus. Pour simplifier les notations, l'éventuel point d'intersection entre la surface et une arête sera noté i .

Les configurations de base et leurs alternatives suivantes à la première optimisation (quadrangles alternatifs) sont résumées dans le tableau suivant :

Configurations	Sommets à l'intérieur de l'objet	Quadrangles générés
1	B	{6,7,8,1},{8,9,6,1} ou {7,8,9,1},{9,6,7,1}
2	B,D	{8,1,3,11},{6,1,3,10},{6,9,8,1}
3	B,C,D	{11,1,9,8},{2,1,9,13},{3,2,11,1}
4	B,C,E	{7,1,2,10},{7,1,4,11},{9,1,4,12},{9,1,2,13}
5	A,B,D	{11,8,5,4},{5,8,9,2},{2,9,6,10} ou {11,8,9,4},{4,9,6,5},{5,6,10,2}
6	A,B,D,E	{5,12,9,2},{2,9,6,10} ou {12,9,6,5},{5,6,10,2}
7	A,B,D,F	{12,8,11,4},{13,6,10,2}
8	A,B,D,E,F	{12,9,13,5}
9	A,B	{2,3,4,5},{6,7,8,9}
10	Aucun	Aucun

Table5: Configurations de base et alternatives de la première reoptimisation.

Dans le tableau ci-dessous sont résumées les configurations alternatives pouvant être générées en cas de suppression d'un point numéroté 1:

Configurations	Quadrangles générés
1	{6,7,8,9}
2	{8,11,3,10},{10,6,9,8} ou {11,3,10,6},{6,9,8,11} ou {3,10,6,9},{9,8,11,3}
3	{9,8,11,3},{3,2,10,9} ou {8,11,3,2},{2,10,9,8} ou {11,3,2,10},{10,9,8,11}

Table6: Alternatives de la seconde optimisation (suppression d'un point numéroté 1).

II.4.7. Maillage surfacique: optimisation des quadrangles

La reconstruction tridimensionnelle en quadrangles envisageable pour obtenir un maillage surfacique est une optimisation du critère de qualité de ces quadrangles. En effet quelques quadrangles dégénérés sont générés par le Marching Octaedra, notamment lorsque l'intersection entre un point et la surface est proche d'un des points situés à l'une des extrémités de cette arête.

II.4.7.1. Critère de qualité d'un quadrangle

Il existe de nombreux critères pouvant servir d'estimation du raffinement que l'on désire et des impératifs fixés par l'utilisation future du maillage.

Une des méthodes les plus simples pour estimer la convexité. Pour cela les surfaces des quatre triangles qui composent le quadrangle sont calculées. Si ces quatre surfaces sont toutes positives le quadrangle est convexe. Si l'une d'elles est négative le quadrangle est non-convexe.

La méthode la plus simple générée, la méthode la plus simple est de calculer la somme des angles des quatre sommets. Si cette somme dépasse 360 degrés, alors le quadrangle est non-convexe. Si la somme est inférieure à 360 degrés, alors le quadrangle est convexe.

Le critère de qualité de ce quadrangle est de calculer la somme des angles des quatre sommets. Si cette somme dépasse 360 degrés, alors le quadrangle est non-convexe. Si la somme est inférieure à 360 degrés, alors le quadrangle est convexe.

dégénéré (deux cotés sont alignés). Si deux surfaces quadrangulaire auto-intercepte.

Cependant les maillages utilisés en simulation de poussées. Nous avons décidé d'utiliser un critère de qualité. Celui-ci inclut les éléments importants du type de maillage surface que nous utilisons : torsion, aspect, angles et longueurs.

$$\text{La formulation de ce critère est : } Q = \alpha \frac{h_{\max} h_s}{S_{\min}}$$

Q est la qualité, α un facteur de normalisation, h_{\max} la longueur de la plus longue des arêtes du quadrangle, S_{\min} la plus petite aire des quatre triangles qu'il contient. Il peut être défini en utilisant les quatre sommets du quadrangle et $h_s = \sqrt{\sum_{i=1}^4 h_i^2}$, où h_i est la longueur de l'arête i .

Un autre facteur à prendre en compte est la taille des éléments. En effet, plus les éléments sont petits et plus le temps de calcul nécessaire pour effectuer une simulation sera court. Par conséquent, un contrôle est aussi effectué sur la taille des éléments.

minimale des éléments. En effet, plus les éléments sont petits et plus le temps de calcul nécessaire pour effectuer une simulation sera court. Par conséquent, un contrôle est aussi effectué sur la taille des éléments.

II.4.7.2. Algorithme de bougé de points

Un algorithme de bougé de point pondéré est utilisé pour améliorer la qualité globale du maillage. Ce type d'algorithme est une variante du Lissage par Laplacien.

Définition:

L'ensemble des éléments du maillage ayant un point S .

soit S' son nouveau positionnement.

Soit B le boule d'un sommet S du maillage. Pour chaque élément j , la position Q_j de l'élément j dans le maillage est calculée. Cette position est notée I_j . La nouvelle position du sommet S est définie comme suit :

$$S^* = \frac{\sum_{j=1}^N \lambda_j I_j}{\sum_{j=1}^N \lambda_j} \quad \text{où les } \lambda_j \text{ sont les poids associés aux éléments } Q_j \text{ et } S^* \text{ la nouvelle position du sommet } S.$$

Plusieurs options sont disponibles quant au choix de la méthode de bougé de points.

Il peut être fixé à 1 pour les éléments de qualité élevée et à 0 pour les éléments de qualité basse. Les éléments peuvent également être reliés directement à la qualité des éléments voisins (égal à la qualité de l'élément associé ou à son carré). Nous avons préféré la méthode de bougé de points auxquels le sommet S participe.

Les non-consécutives sont négatives lorsque les deux cotés sont alignés.

Les automobiles ont des exigences plus précises, définies par Frey et Bourouchaki dans [FRE99]. Celui-ci inclut les éléments importants du type de maillage surface que nous utilisons : torsion, aspect, angles et longueurs.

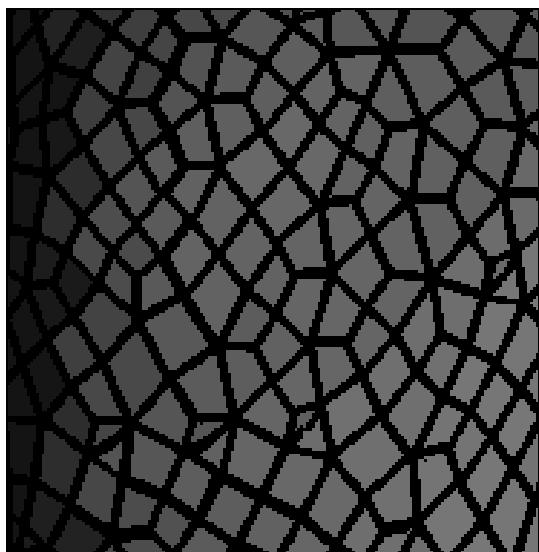
Cependant nous n'avons pas utilisé directement S^* comme nouvelle position du point S . Nous avons suivi un schéma de relaxation afin d'éviter que le point ne se retrouve en dehors de la boule (dans le cas où celle-ci serait non-conexe par exemple).

La nouvelle position S'' du point S est alors calculée comme suit:

$$S' = \alpha S^* + (1 - \alpha)S \text{ où } \alpha \text{ est le facteur de relaxation.}$$

Plus le coefficient de relaxation est proche de 1, plus le déplacement de S sera faible. Cela permet d'obtenir un lissage progressif.

Les résultats de quelques itérations d'une telle méthode sont visibles sur les deux images suivantes:



*Figure 48: Algorithme de bougé des points:
à gauche maillage initial, à droite maillage après quatre itérations.*

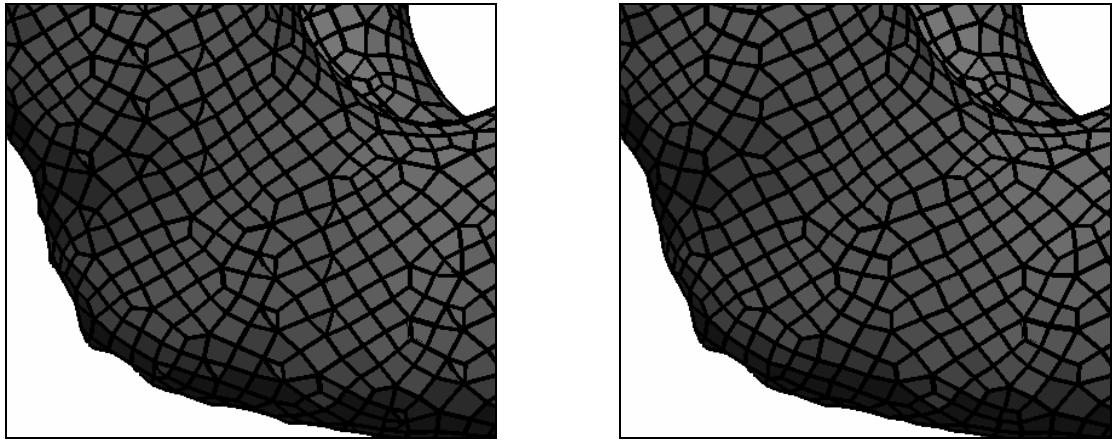
Les disproportions entre les éléments disparaissent et les quadrangles dégénérés sont rectifiés. Cependant les cas de deux quadrangles connectés partageant un sommet restent à traiter (il s'agit des quadrangles ayant la forme de triangles visibles sur la figure 48).

II.4.7.3. Suppression des sommets

Un algorithme de suppression de sommets et de fusion est aussi appliqué. En effet quelques sommets ne sont partagés que par deux quadrangles. Dans ce cas il est possible de les supprimer et de fusionner les deux connectivités du maillage surfacique. La décision de supprimer ce point peut être prise en fonction de la distance entre les sommets et le quadrangle concerné. Si celle-ci est négligeable le point peut être supprimé. En pratique tous les points sont effectivement supprimés et les quadrangles fusionnés afin d'établir une bonne connectivité entre les quadrangles.

Cette procédure permet de supprimer les paires de quadrangles dégénérés ressemblant à des triangles. L'effet d'une telle méthode est visible sur les images suivantes:

Sur les images suivantes, on peut voir comment l'algorithme de suppression de sommets et de fusion améliore la qualité du maillage. À gauche, on voit un maillage avec de nombreux quadrangles dégénérés et des trous. À droite, le même maillage après application de l'algorithme, où les quadrangles sont rectifiés et les trous ont été fermés.



*Figure 49: Algorithmedes suppression des sommets:
à gauche maillage initial, à droite maillage après suppression des sommets.*

Les éléments sont désormais correctement formés. Ils constituent un maillage surfacique non-structuré composé exclusivement de quadrangles.

II.5.Implémentation

II.5.1.Cahier des charges et choix d'implémentation

Le logiciel à créer est décomposé en deux parties distinctes. La première est l'interface d'affichage, permettant de visualiser les modèles et de passer des commandes de calcul. La seconde partie est l'implémentation des méthodes de reconstruction 3D et de génération de maillage décrites dans cette section. Chaque méthode traitant en entrée un maillage. Ils peuvent ainsi être appliqués quel que soit l'ordre choisi par l'utilisateur.

La première est l'interface d'affichage, permettant de visualiser les modèles et de passer des commandes de calcul. La reconstruction 3D et de génération de maillage décrites dans cette section. Chaque méthode traitant en entrée un maillage. Ils peuvent ainsi être appliqués quel que soit l'ordre choisi par l'utilisateur.

Les représentations en mémoire des modèles obtenus sont des listes chaînées. C'est en effet ces structures qui permettent le plus facilement d'ajouter ou supprimer des sommets ou des quadrangles à l'ensemble des éléments déjà existants. Au niveau de la matrice couvrant l'espace, une table dynamique a été créée pour la présenter.

II.5.2.Présentation du logiciel

Le programme a été bâti autour de la fenêtre d'affichage. Elle permet la visualisation des contours empilés, de l'organigramme reconstruit en 3D et du maillage en quadrangle obtenu.

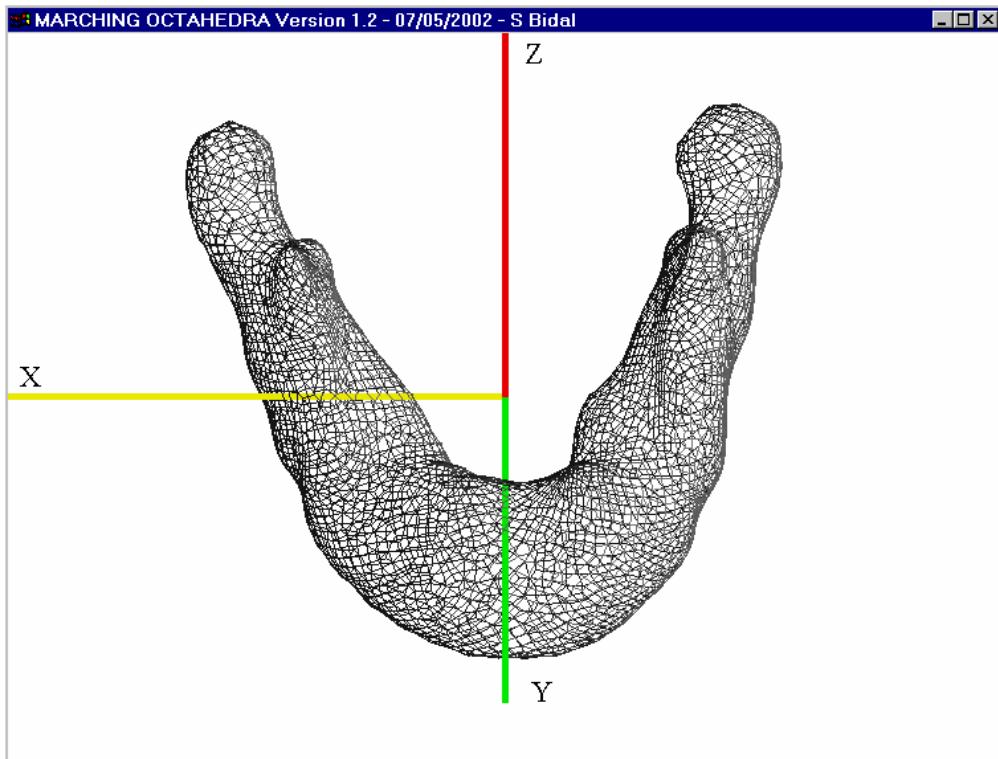


Figure 50: Fenêtre d'affichage.

Diverses options d'affichages ont été implémentées afin d'avoir un bon confort de visualisation: affichage du maillage plein, sous formes d'arêtes ou de points, affichage des normales aux quadrangles, zooms, rotations, affichage/masquage du repère...

II.5.3. L'interface

L'interface implémentée possède les fonctions nécessaires à la gestion des reconstructions et maillages générés. Elle a aussi été programmée en ANSI C, utilisant les bibliothèques graphiques OpenGL et GLUT pour toute la partie interaction graphique. Elle est disponible sous forme de menus interactifs accessibles par le bouton droit de la souris.

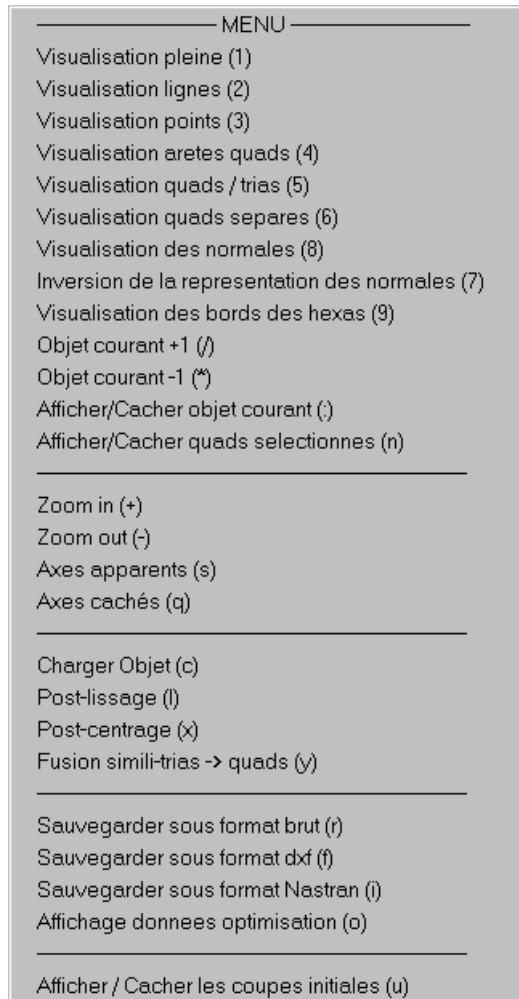


Figure 51: Menu accessible par un clic droit.

II.5.4. Format de sauvegarde des données

Le logiciel permet de sauvegarder le maillage générés sous trois différents formats.

Le premier est un format ASCII pour lequel les quad l'autre, les coordonnées des quatre sommets les sont rangés sous sauvés l'un à la suite de

les autres. posant données à la suite les unes des

Le second est le format DXF [DXF], format classique utilisé en CAO.

Le troisième est le format NASTRAN [NAS], format très utilisé pour transférer un maillage d'un logiciel à un autre.

II.6. Résultats et discussion

II.6.1. Vitesse de reconstruction et maillage

Sur un biprocesseur Pentium II cadencé à 300 MHz les temps de reconstruction et maillage sont infimes. Par exemple pour reconstruire et maille l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur, dont les contours sont pré-sent sur 160 coupes scanner consécutives le

logiciel calcule durant 5 minutes. Le plus long est le nombre de quadrangles résultant.

A titre d'exemple les temps de reconstruction, mailage et optimisation d'une mandibule dont les contours sont détectés sur 72 coupes sont donnés dans la table qui suit. Le nombre de sommets et de quadrangles générés ainsi que le nombre de divisions de l'espace utilisées sont données à titre d'indication.

Nb de divisions	Nb des sommets générés	Nb de quadrangles générés	Temps d'exécution
15x15x15	4256	3543	5 secondes
30x30x30	15668	12855	9 secondes
60x60x60	58554	47775	33 secondes

Table 7: Temps de reconstruction, maillage et optimisation d'une mandibule.

Les quatre cinquièmes du temps sont utilisés à la calcul des valeurs fonctionnelles au centre des cubes, des méthodes propres permettent d'obtenir donc très rapidement une solution.

Il est alors nécessaire de donner des informations supplémentaires pour l'application de l'algorithme.

Les méthodes proposées sont basées sur l'utilisation d'un pavage initial.

II.6.2. Qualité des résultats

Les résultats de l'algorithme du Marching Octahedra de la torsion et de la disproportion des éléments. L'algorithme de reconstruction 3D n'a pas globalement obtenu de résultats meilleurs que ceux obtenus par les deux procédés d'optimisation décrits dans la section précédente.

Les résultats ont été étudiés, notamment au niveau des quadrangles directement générés par l'algorithme. Les quadrangles générés par l'algorithme de reconstruction 3D ne sont pas de bonne qualité. Mais l'utilisation de l'algorithme précédent permet de grandement améliorer les résultats.

Un exemple de maillage surfacique de la mandibule est donné Figure 52. Les données numériques correspondantes sont répertoriées dans la Table 8. Celles-ci ont été obtenues en utilisant le logiciel Hypermesh, ceci afin d'avoir une base de comparaison avec d'autres modèles.

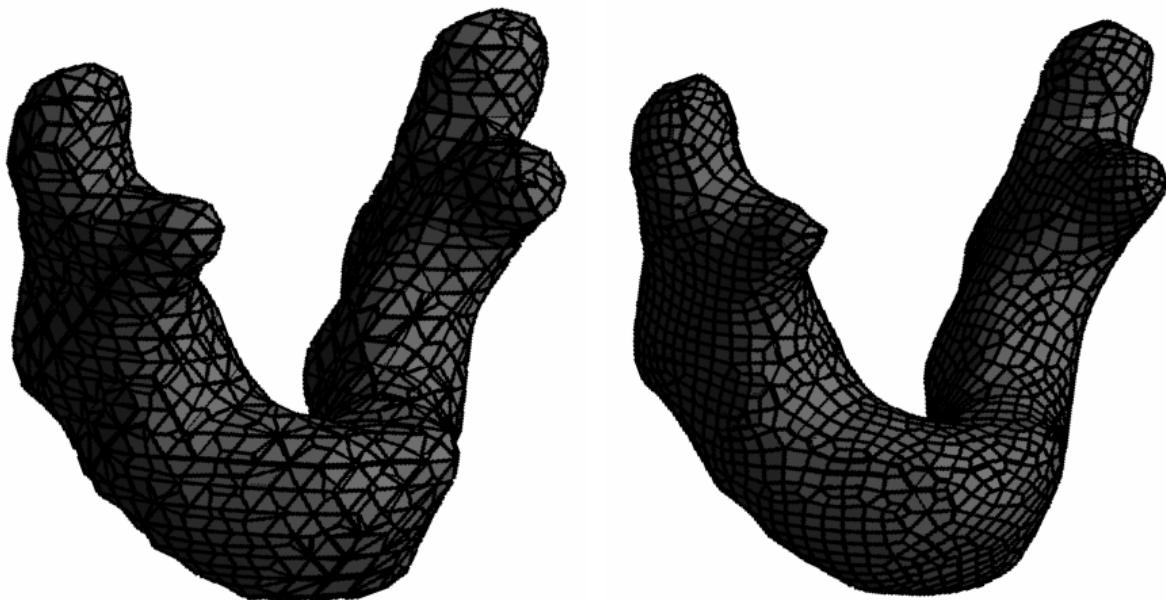


Figure 52: Maillages de la mandibule, à gauche maillage directement généré par le marching octaèdre, à droite maillage après optimisation par lissage et suppression de sommets.

	Mandibulebrut	Mandibuleoptimisée
Tailladelamatricededonnées3D	15x15x10	15 x15x10
Nombredesommets/dequadrangles	2712/2710	2539 /2537
Torsion>10°	1443quadrangles(53%)	717quadrangles(28%)
Torsion>25°	846quadrangles(31%)	59quadrangles (2%)
Torsion>40°	505quadrangles(19%)	0quadrangles
Rapportdeslongueursmaximal	691.66	3.32
Rapportdeslongueurs>2.	2174quadrangles(80%)	182quadrangles(7%)
Jacobienminimal	0.3	0.52
Angleminimal	0.12°	35.85°
Anglemaximal	179.98°	155.74°

*Table8: Spécificationsnumériquesdesdeuxmaillagesdela
(DonnéesobtenuesenutilisantlelogicielHypermes h)*

Nous pouvons noter que la torsion des éléments, le rapport des longueurs (qui donne une idée de l'étirement des éléments) et le Jacobien de maillages servant à la simulation de crashs automobiles doivent être de préférence supérieur à 0.5 et le rapport des longueurs maximal aux alentours de 2.

Le Marching Octaedra, en permettant de créer directement un maillage quadrangulaire, accélère la génération du maillage en supprimant un pavage octaédrique et notamment du point placé au centre des cellules cubiques ralenti le procédé. Une fonction d'interpolation ou des sous-éléments supplémentaires sont nécessaires afin de calculer la valeur fonctionnelle de ce point, ajoutant une étape supplémentaire dans l'algorithme final. Le temps dédié à l'optimisation (suppression de sommets et lissages) est quant à lui négligeable.

Pour finir lorsque la précision des données augmente, le pourcentage d'éléments de basse qualité diminue. Deux maillages de la mandibule de 53. Les deux données numériques qui varient le plus sont les nombres de sommets et quadrangles et la torsion des éléments.

s'élémets sont plus qu'acceptables pour un rapport des longueurs (qui donne une idée de l'étirement des éléments) et le Jacobien de maillages servant à la simulation de crashs automobiles doivent être de préférence supérieur à 0.5 et le rapport des longueurs maximal aux alentours de 2.

entre des cellules cubiques ralenti le procédé. Une fonction d'interpolation ou des sous-éléments supplémentaires sont nécessaires afin de calculer la valeur fonctionnelle de ce point, ajoutant une étape supplémentaire dans l'algorithme final. Le temps dédié à l'optimisation (suppression de sommets et lissages) est quant à lui négligeable.

Le pourcentage d'éléments de basse précision différente sont donnés Figure 53. Les deux données numériques qui varient le plus sont les nombres de sommets et quadrangles et la torsion des éléments.

Leurs valeurs sont répertoriées Table9.

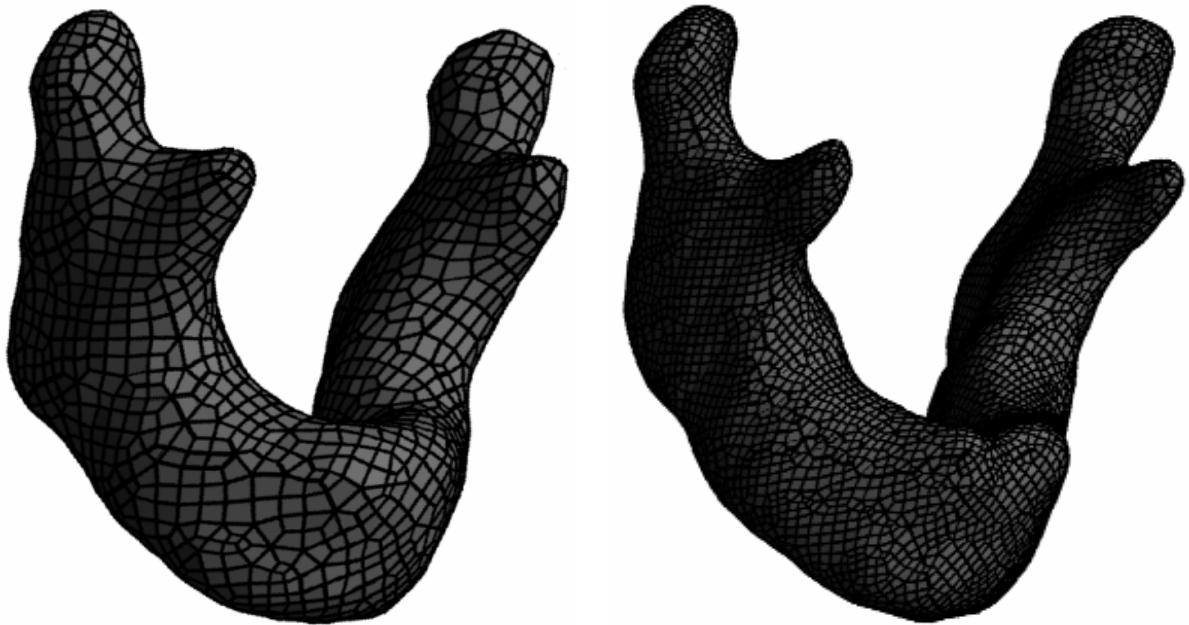


Figure 53: Deux maillages de la mandibule de précision différente.

	Mandibule de gauche	Mandibule de droite
Taille de la matrice de données 3D	15x15x10	30 x30x15
Nombre des sommets/de quadrangles	2363/2830	7283 /8958
Torsion > 10°	704 quadrangles (32%)	1275 quadrangles (18%)
Torsion > 25°	64 quadrangles (3%)	68 quadrangles (1 %)
Torsion > 40°	0 quadrangle	0 quadrangle

Table 9: Spécifications numériques des deux maillages de la Figure 53.

Il est clairement visible que la torsion des éléments diminue avec l'augmentation de la taille de la matrice de ré-échantillonage (et donc celle du nombre de sommets et d'éléments). La création de l'un ou l'autre des modèles est en effet attribuée à un nombre d'éléments et de la précision désirée par l'utilisateur. Car il est aussi clairement visible (et logique) que la fiabilité géométrique est meilleure pour le maillage possédant le plus d'éléments.

II.7. Conclusion

Le Marching Octaedra est une nouvelle méthode permettant de générer rapidement une reconstruction tridimensionnelle et un maillage sur une surface faciale composés de quadrangles en utilisant une technique de génération basée sur l'extraction d'une isosurface. Les particularités essentielles de notre algorithme sont :

- La génération directe de quadrangles sans passer par une étape de fusion de triangles;
- L'inexistence d'ambiguïtés telles qu'il n'est pas nécessaire de choisir celle à appliquer dans les cas où les optimisations ne sont pas utilisées);
- Plusieurs optimisations sont possibles durant la génération même des quadrangles.

Cependant une étape supplémentaire de passage d'une représentation cubique de l'espace en une représentation octaédrique est nécessaire pour que l'algorithme fonctionne correctement.

La représentation 3D et le maillage surfacique obtenus sont de qualité comparable aux résultats provenant des méthodes d'extraction par les méthodes et leur capacité à reconstruire tout type de forme, même les plus distordues, justifient amplement leur choix dans un procédé précis de reconstruction d'organes du corps humain.

Les résultats obtenus sont de qualité comparable aux so-surface. La robustesse de telles formes, même les plus distordues, justifient amplement leur choix dans un procédé précis de reconstruction d'organes du corps humain.

Chapitre III: MAILLAGE VOLUMIQUE

III.1.Introduction

De même que nous avions décidé de générer exclusivement des maillages surfaciques composés de quadrangles, nous avons cherché à générer des maillages volumiques composés uniquement d'hexaèdres. C'est en effet ce type de maillages qui est utilisé le plus fréquemment en simulation numérique et plus particulièrement pour la modélisation de crashs automobiles.

Undesdéfautslesplusflagrantsquel'onpeuttrouver lorsqu'onétudiedesmaillagesdu corps humain est une certaine faiblesse au niveau du comportement global correct des organes l'impass locales lors de leur modélisation. Cependant, l'outil de simulation précisément les traumatismes devient une méthode ne peut être correctement faite si la géométrie des organes n'est pas pleinement respectée, tout du moins sur le domaine étudié. Nous nous sommes portés à développer une grande définition de maillages hexaédriques d'un niveau de détail suffisant pour notre part fixé comme objectif de générer des maillages hexaédriques d'un niveau de détail suffisant pour la modélisation de crashs automobiles.

Il est souvent fait sur leurs spécificités de simulation évoluant, la capacité à mander de plus en plus pressante. Or cela ne peut pas être correctement fait si la géométrie des organes n'est pas pleinement respectée, tout du moins sur le domaine étudié. Nous nous sommes portés à développer une grande définition de maillages hexaédriques d'un niveau de détail suffisant pour la modélisation de crashs automobiles.

Un problème quel l'on rencontre fréquemment lors des simulations impliquant des organes est la gestion et la génération des surfaces de contact. Or c'est un problème crucial dans la modélisation des organes du corps humain. De la qualité de la simulation dépendra la qualité de la simulation de l'ensemble.

Il est souvent fait sur leurs spécificités de simulation évoluant, la capacité à mander de plus en plus pressante. Or cela ne peut pas être correctement fait si la géométrie des organes n'est pas pleinement respectée, tout du moins sur le domaine étudié. Nous nous sommes portés à développer une grande définition de maillages hexaédriques d'un niveau de détail suffisant pour la modélisation de crashs automobiles.

En résumé, notre approche du maillage volumique d'organes est caractérisée par :

- Une génération de maillages composés exclusivement d'hexaèdres;
- Une grande fiabilité vis-à-vis de la géométrie des organes;
- Une attention particulière apportée aux surfaces de contact entre les organes.

III.2.Méthodes de maillage hexaédrique

Le parallèle peut être établi avec les méthodes de génération de maillages en deux dimensions. Mais leur extension à la troisième dimension s'avère bien souvent difficile et des problèmes nouveaux se posent rapidement.

De même que pour un maillage de surface, les maillages peuvent être classés selon qu'ils sont structurés ou non. L'application aux méthodes de maillages en vue d'établir des maillages qu'elles génèrent.

Les méthodes de maillages peuvent eux aussi être classées en deux types : la première discrimination que l'on peut faire est celle entre les maillages structurés et les maillages non structurés. La classification est donc le type de maillage.

III.2.1.Maillages structurés

➤ Méthode par balayage (ou méthode de produit)

Ce type de méthode [BLA96] est dérivé des méthodes de maillages de surfaces par balayage disponibles en deux dimensions. Si l'on définit une surface par une fonction $f(x, y)$, alors le maillage sera obtenu en calculant les intersections de cette surface avec un ensemble de plans parallèles à l'axe z .

La méthode de balayage consiste à générer un maillage de surfaces par une fonction $f(x, y)$. Si l'on définit une surface par une fonction $f(x, y)$, alors le maillage sera obtenu en calculant les intersections de cette surface avec un ensemble de plans parallèles à l'axe z .

possible de tirer parti de cette particularité pour d'étendre un maillage surfacique d'une face sur toute l'extrusion. De même il est possible de tirer parti du mailler.

Il est par exemple possible d'étendre un maillage sur tout le domaine si celui-ci est défini par une évolution.

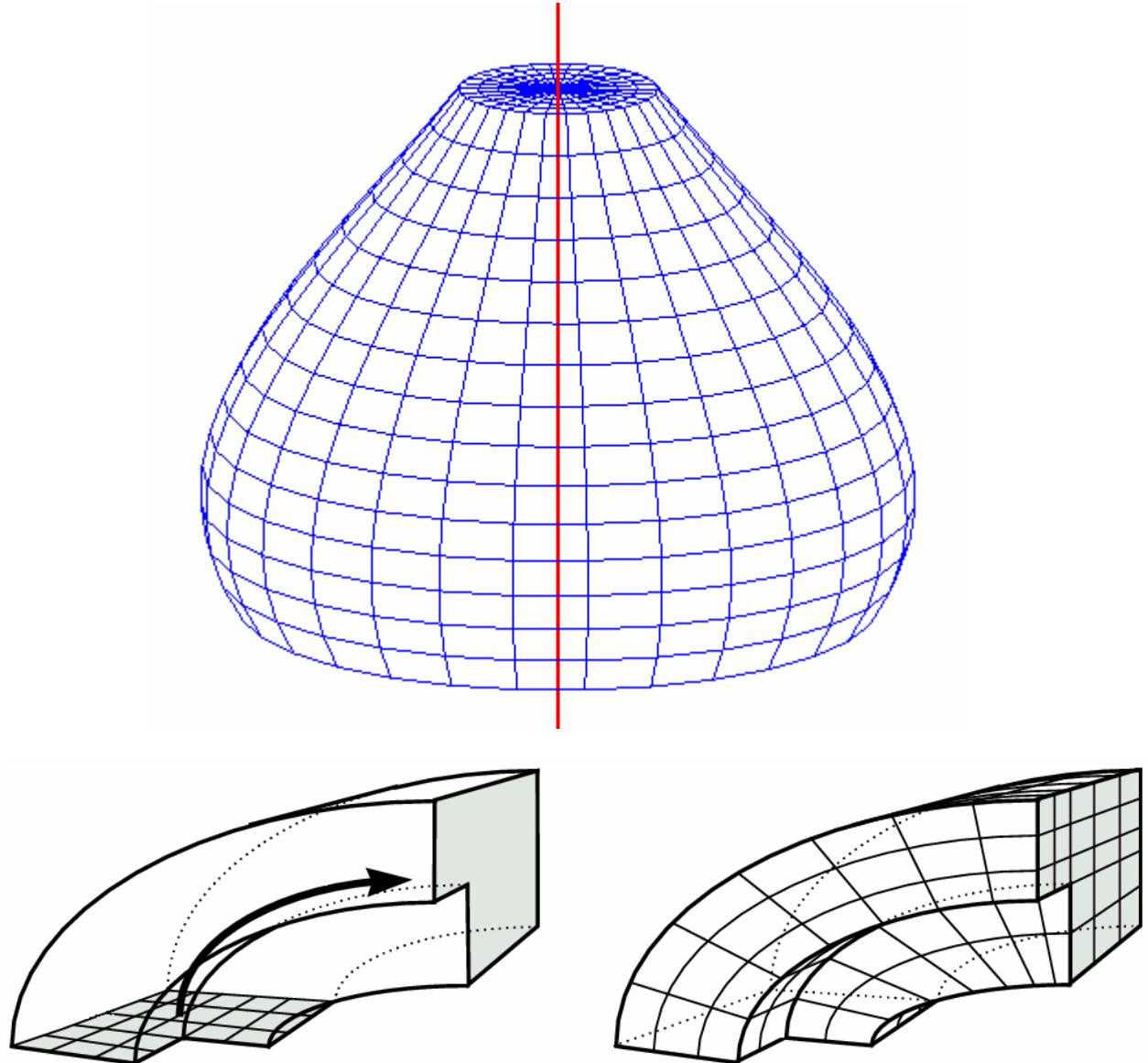


Figure 54: Maillages par balayage

Cependant le nombre d'éléments dégénérés augmente avec la complexité de la surface. Il est donc souvent nécessaire de raffiner le maillage en utilisant des méthodes d'optimisation. De plus, comme nous l'avons déjà constaté pour les méthodes applicables en deux dimensions, il peut apparaître des éléments dégénérés.

➤ Méthodes de type Transport–Projection

Cet type de méthode est utilisé lorsque le domaine à simple dont le maillage est connu. Généralement il régulier de points [COO82]. Dans ce cas ce maillage méthodes de transport - projection, comme par exemp

mailler peut être rapporté à un domaine s'agit d'un domaine maillé par un treillis est reporté dans le domaine à l'aide de la une interpolation algébrique. Les

interpolations transfinies sont souvent utilisées car elles permettent un contrôle sur la distribution des éléments du maillage.

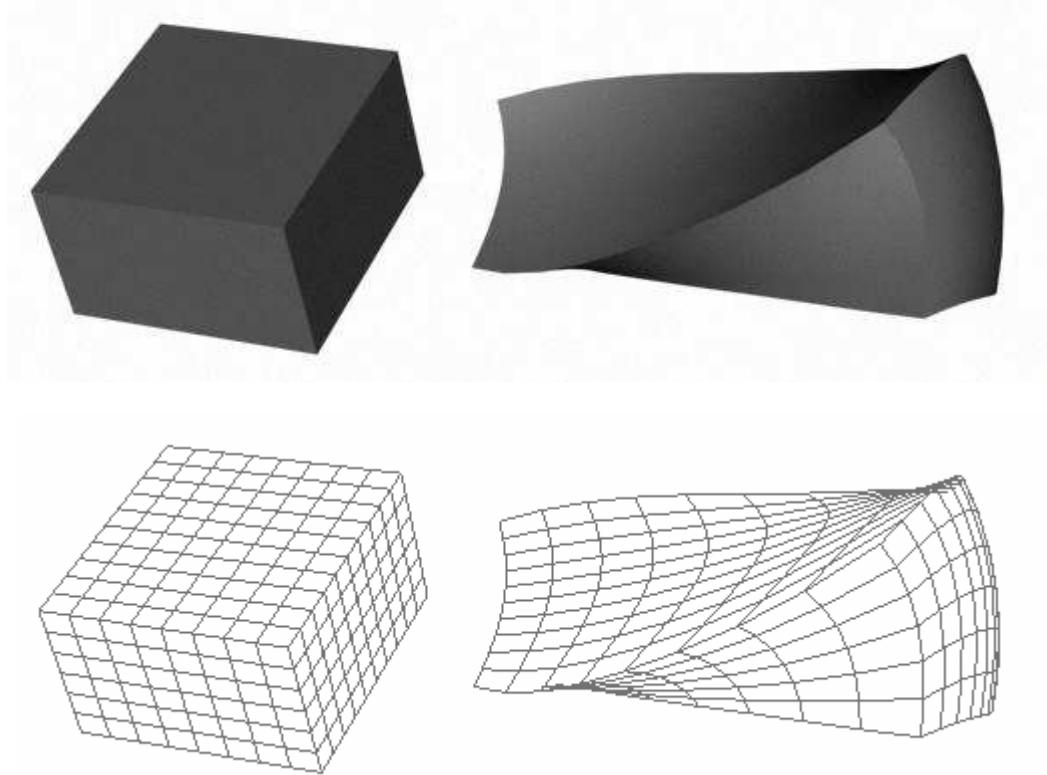


Figure 55: Transport-projection d'une grille régulière 3D sur un domaine déformé.

➤ Maillage par multiblocs

Une méthode de maillage par multiblocs décompose le domaine à mailler en sous-domaines de géométrie plus simple et pour lesquels générer un maillage ne pose pas de problème [OWE97]. Ces méthodes sont typiquement appliquées lorsque l'on possède un modèle CAO d'un objet. L'utilisateur doit le plus souvent spécifier lui-même les divisions du domaine principal même s'il existe aujourd'hui quelques méthodes automatiques de partitionnement. Les sous-domaines définis sont malles, typiquement en utilisant une méthode de transport-projection.

Le problème qui se pose alors est de gérer la jonction des maillages générés. On peut par exemple imposer que les maillages soient conformes aux maillages de surface de leurs frontières communes. Cela conduit généralement à mailler les domaines avant de joindre les différents blocs et de les assembler.

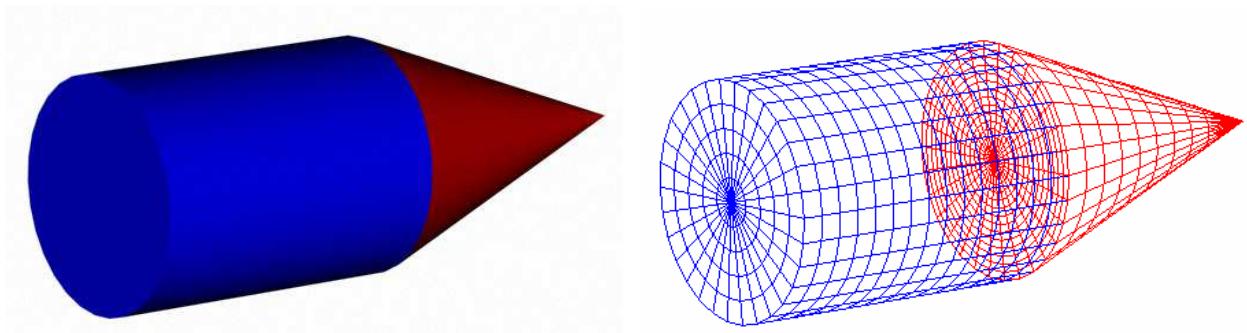


Figure 56: Division d'un domaine en deux blocs maillés par balayage (révolution).

III.2.2. Maillages non-structurés

La génération de maillages non-structurés hexaédriques n'est pas aussi développée que celle des maillages en quadrangles. Cependant, tout comme pour les maillages 2D, deux grands groupes de méthodes peuvent être différenciés : les méthodes de maillages directes et les indirectes.

III.2.2.1. Méthodes directes

➤ Méthode basées sur une grille

Le but de cette méthode est d'inclure une grille d'éléments hexaédriques dans un volume et de compléter l'espace entre la surface et les éléments par des hexaèdres supplémentaires [SCH96][SCH96b][WEI96][SCH97]. Le défaut majeur de cette méthode réside dans le fait que ces hexaèdres ajoutés sont conditionnés par la géométrie du domaine et donc la formation d'éléments de mauvaise qualité est inévitable. De plus le maillage est très sensible à l'orientation de la grille à l'intérieur du domaine.

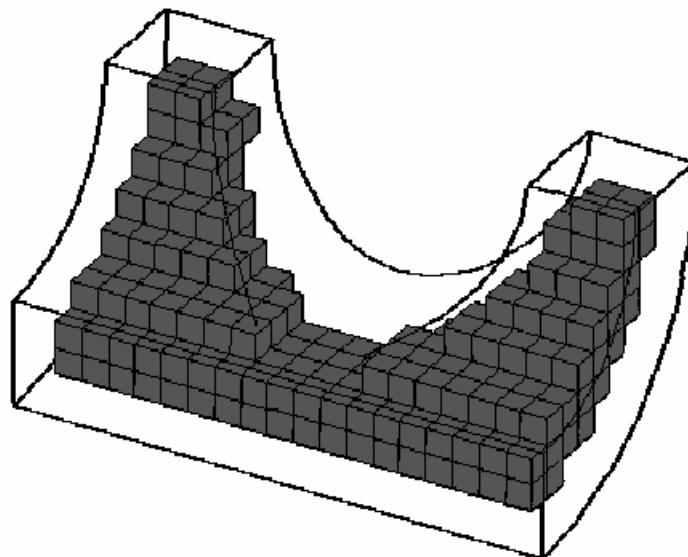


Figure 57: Hexaèdres générés à l'intérieur du domaine.

Une variante de cette méthode suggère d'utiliser un Octree. Cependant il est plus judicieux d'utiliser en 27 et non en 8 comme dans le cas classique. En effet cela permet de gérer la jonction d'éléments détaillés différentes [YER84][SHE91].

➤ *Méthode frontale*

Ils agit avec la transposition des méthodes 2D. Les difficultés rencontrées sont plus critiques encore sur une surface 3D. Là où le problème consistait à quadranguler la surface à mailler, il devient dépendant de la donnée, les différents points susceptibles de forme ont été proposées, introduisant souvent des éléments ou prismes) et conduisant ainsi à des maillages mixtes.

e décomposition hiérarchique en un Octree dont les cellules sont subdivisées effect cela permet de gérer la jonction d'éléments détaillés différentes [YER84][SHE91].

ans la troisième dimension. Toutefois lors de la transposition de ces méthodes il faut placer les points constituants les faces de manière délicate pour trouver, pour une face un hexaèdre. De nombreuses méthodes sont non-hexaédriques (téraèdres, pyramides) [TUC97][MIN97].

➤ *Méthode basées sur la surface moyenne*

Il s'agit d'une extension de la méthode de l'axe méridien [LI95][PRI95][PRI97]. Le domaine est divisé en sous-domaines moyens. Celle-ci est fortement liée aux domaines, elle est l'ensemble des surfaces générées parcourant tout le volume. Cette décomposition définit utilisant une technique de transposition / projection les topologies possibles des régions est utilisé pour définir les hexaèdres. La connexion entre les diverses régions programmation linéaire. Cette méthode souffre cependant de la difficulté à choisir les surfaces moyennes et de la difficulté à choisir les régions.

dian disponible en deux dimensions us-domaines séparés par un ensemble de diagrammes de Voronoï des faces du à partir du point milieu d'une sphère qui divise les régions pouvant être maillées ensemble. Un jeu de motifs fixés d'après lesquels on va diviser les sous-domaines avec des jointives assurées par des méthodes de programmation linéaire. Cependant des problèmes de calcul des régions facilement maillables en hexaèdres.

➤ *Pavage*

Cette méthode est une tentative pour étendre la métode de pavage à la troisième dimension [CAN91][BLA93]. Les éléments sont construits en utilisant les quadrangles de la frontière et l'on utilise une méthode d'avancement. Un ensemble d'heuristiques permet de déterminer l'ordre d'une projection des quadrangles dans le domaine. Cependant qu'une méthode d'avancement de front en tétraèdres. Les configurations complexes et irrégulières peuvent être testées, l'ordre de connections des noeuds et des faces peuvent être vérifiées. Il est souvent nécessaire d'effectuer un remaniement des éléments pour en recréer des nouveaux. Il est alors nécessaire de compléter le maillage par des éléments non hexaédriques. Cette méthode n'a pas encore fait ses preuves pour des applications simples, n'a pas encore fait ses preuves pour des applications complexes et serait difficile d'emploi pour les organes du corps humain.

hode de pavage à la troisième dimension en utilisant les quadrangles de la frontière pour progresser dans le domaine. La formation des hexaèdres à partir de la méthode est plus complexe. Les intersections des faces doivent être évitées. Cela doit être pris en compte et devra être réalisé au fur et à mesure de l'avancée du front. Il est nécessaire de détruire et de recombiner les éléments pour en créer de nouveaux. Il est également nécessaire de compléter le maillage par des éléments non hexaédriques. Cette méthode, fiable pour des domaines simples, n'a pas encore fait ses preuves pour des applications complexes et serait difficile d'emploi pour les organes du corps humain.

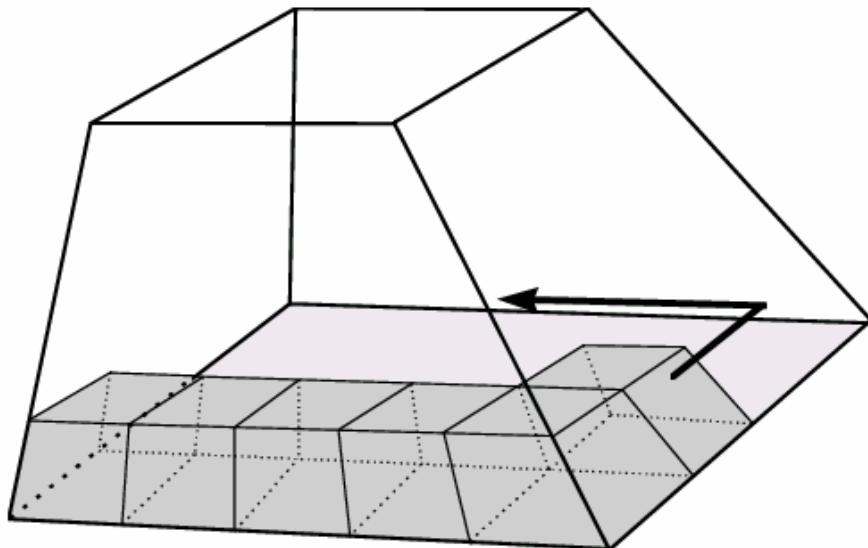


Figure 58: Pavage d'un domaine.

➤ *Laméthode Whiskerweaving*

Cette méthode est basée sur le concept du Spatial Twist Continuum (STC) [MUR95], c'est à dire que le dual du maillage hexaédrique représenté par des surfaces intersecantes qui bissectent les éléments hexaédriques dans chaque direction. Le but est de générer par une méthode d'avancement de front la topologie du maillage avec une géométrie.

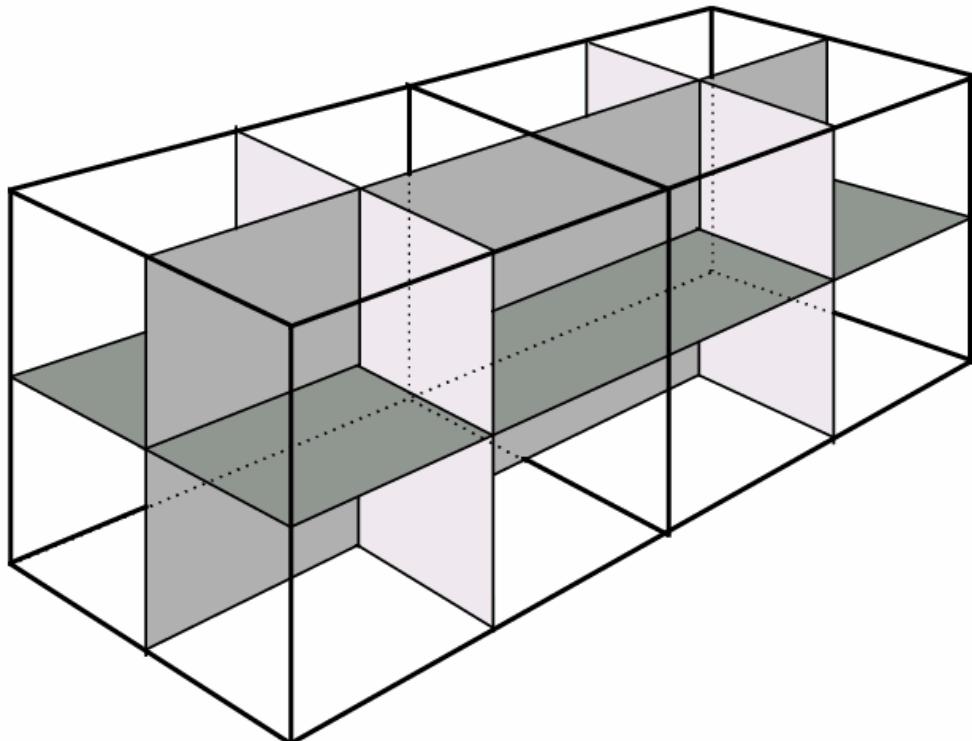


Figure 59: Spatial Twist Continuum (STC). Les quatre surfaces grisées sont le dual des deux hexaèdres.

Partant d'un maillage en quadrangles de la frontière Weaving [TAU95] génère le plan dual du maillage de fermees. Chaque boucle représente la frontière d'un maillage hexaédrique. Une couche peut être représenté lequel un hexaèdre est représenté par un sommet. Un hexaèdre adjacent. Utilisant une méthode d'avancement des feuilles de leurs frontières vers l'intérieur, interpolation les coordonnées des sommets des hexaèdres.

du domaine l'algorithme du Whisker surface et y détecte les boucles e couche d'éléments consécutifs dans le tée par son dual, nommée feuille, sur earête est tracée entre chaque sommet/ nt de front, l'algorithme complète peu à peu les feuilles de leurs frontières vers l'intérieur. La topologie générée, il reste à calculer par interpolation les coordonnées des sommets des hexaèdres.

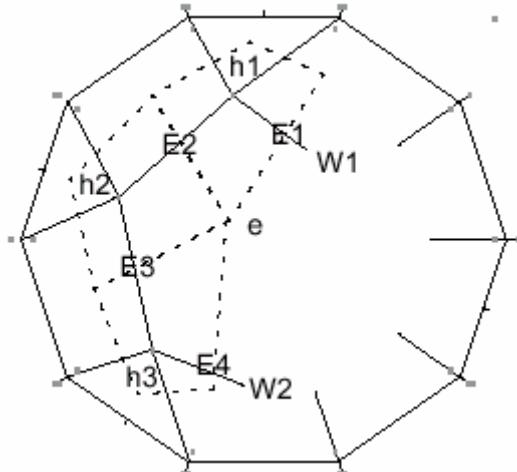


Figure60: Feuille en cours de complétion avec, en surimpression, les hexaèdres correspondants aux liens déjà identifiés.

Cette approche pose un intéressant problème : sous quelles conditions un maillage quadrangle de la frontière peut permettre de générer un maillage volumique en hexaèdres du domaine ? Mitchell et Thurston répondirent à cette question dans un sens topologique, démontrant qu'il suffit que le nombre de quadrangle soit pair pour qu'un maillage en hexaèdre existe [MIT96]. Cependant une augmentation de la taille du maillage pose un autre problème.

quelles conditions un maillage quadrangle de la frontière peut permettre de générer un maillage volumique en hexaèdres du domaine ? Mitchell et Thurston répondirent à cette question dans un sens topologique, démontrant qu'il suffit que le nombre de quadrangle soit pair pour qu'un maillage en hexaèdre existe [MIT96]. Cependant une augmentation de la taille du maillage pose un autre problème.

Il existe une alternative au Whisker Weaving [MUL01], basée elle aussi sur le STC. Elle consiste en une élimination progressive des cycles d'éléments sur le dual grâce à des méthodes d'éliminations topologiques jusqu'à obtenir le schéma dual d'un hexaèdre. Le maillage est ensuite reconstruit en utilisant les opérations duals inverses de celles utilisées pour éliminer les cycles. Le problème est là aussi de localiser géométriquement les éléments.

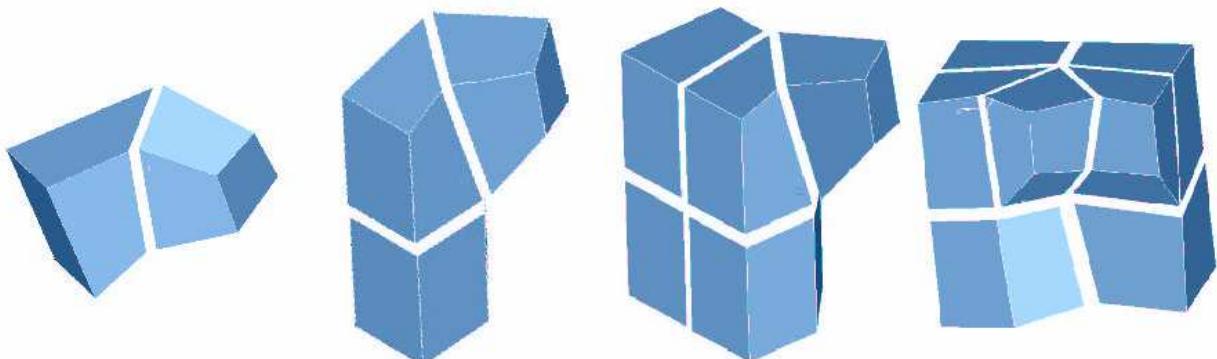


Figure61: Inversion des opérations de suppression pour rajouter des hexaèdres.

III.2.2.2.Méthodes indirectes

Il s'agit des méthodes générant un maillage hexaédrique à partir d'un maillage tétraédrique du domaine. Il est à noter que, contrairement aux méthodes directes de génération d'hexaèdres, celles qui génèrent des tétraèdres sont robustes et bien connues (les principales étant la technique Octree [SCH96], la variante 3D de la triangulation de Delaunay souvent couplée à une méthode d'avancement de front [WAT81][GEO91][WEA94] et les méthodes par raffinement sélectif [LO98]). De nombreuses recherches se sont donc orientées vers des méthodes de division / fusion afin de générer des maillages en hexaèdres ou des maillages mixtes hexaèdres - tétraèdres (pouvant contenir des éléments comme des prismes ou des pyramides pour assurer les jonctions).

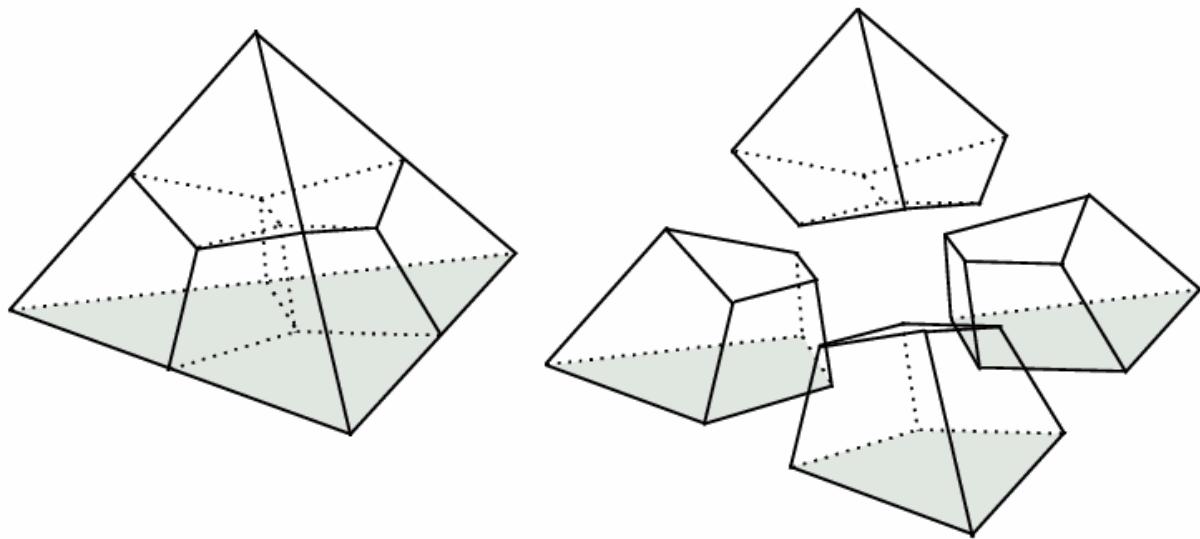


Figure 62: Division d'un élément tétraédrique en quatre éléments hexaédriques.

Parmi ces approches nous pouvons citer celle de Tuchinsky [TUC97] qui joint les méthodes de plastering et de triangulation 3D pour compléter les espaces non-maillables, celle de Min [MIN97] qui se base sur un offsetting de la frontière pour générer des couches d'hexaèdres complétées ensuite par des tétraèdres, ou le remaillage H-morph de Owen [OWE99] qui est un pendant de la méthode Q-morph, qui crée des hexaèdres en détruisant ou modifiant des tétraèdres (une première variante de regroupement ayant été donnée par Taniguchi dans [TAN96]).

III.2.3.Synthèse

Suite à l'étape précédente nous disposons d'un maillage surfacique composé de quadrangles. L'absence de structure telle une description CAO de la surface permet de faire un premier tri parmi les méthodes de maillage volumique. Les méthodes générant des maillages structurés sont difficilement applicables, de même qu'un pavage du domaine. En effet il est clair que celles-ci peuvent difficilement s'appliquer aux géométries complexes du corps humain car il ne possède pas la définition géométrique précise et rigoureuse de pièces de type CAO.

L'analyse de précédentes études sur les méthodes de maillage [OWE98b][SCH99] nous a permis d'affiner notre jugement sur les méthodes indirectes de génération de maillage non

structurés. Celles-ci sont quant à elles très attrayantes mais de plus leurs conditions initiales d'application sont généralement trop restrictives. Cependant elles nécessitent un passage par un maillage en éléments tétraédriques, ce qui rallonge l'opération nécessaire à la génération.

Nous désirions cependant continuer à exploiter notre idée de pavage octaédrique afin de conserver une homogénéité dans l'ensemble des outils créés. Son application à la génération de maillage surfacique ayant été fructueuse nous avons décidé de l'appliquer à nouveau pour générer un maillage hexaédrique. Nous avons donc mis au point une méthode de maillage en couplant la description octaédrique de l'espace avec une méthode basée sur une grille cubique.

III.3. Génération d'un maillage hexaédrique

III.3.1. Choix du type de méthode

Les données initiales sont organisées suivant une grille tridimensionnelle cubique. Les plans de coupes forment les plans XY de cette grille cubique et c'est sur ses cellules que nous allons nous appuyer pour générer la grille interne. Les cellules octaédriques serviront quant à elles à mailler l'espace situé entre la grille et la surface.

Notre approche se décompose en trois temps. En un premier lieu huit hexaèdres sont générés pour chaque couple d'éléments cubiques inclus dans le domaine à mailler. Ensuite chacun des éléments qui interceptent la surface sont décomposés en octaèdres et en pyramides (pour les octaèdres en contact avec un cube - voir section III.3.5). Ceux-ci permettront de générer les éléments qui rempliront l'espace situé entre les hexaèdres générés et la surface. Finalement la forme des éléments hexaédriques décrivant le maillage sera optimisée en utilisant un algorithme de bougé des points.

Le principal avantage de cette procédure de maillage est son applicabilité maximale. Néanmoins, celle-ci peut être reconstruite quelle que soit sa complexité. De plus la rapidité d'une telle méthode est non négligeable. Il s'agit à dire le motif auquel il correspond parmi une multitude de configurations possibles.

Cependant les méthodes de génération de maillages s'appuyant sur une grille possèdent toutes en commun la difficulté d'obtenir une bonne qualité pour les éléments situés au contact de la surface de l'objet.

III.3.2. Parcours des cellules cubiques

Chacune des cellules cubiques de la grille englobant l'objet et des sommets hors de l'objet et des sommets hors de moins six octaèdres font tous partie de deux cellules cubiques : la cellule en cours de test et une de ses six voisines. Les cellules voisines doivent donc être également testées afin de savoir si un octaèdre doit être considéré pour la génération du maillage correspondant ou non.

ne pas provoquer d'intersection entre un cube décom

posé et un octaèdre utilisant son point

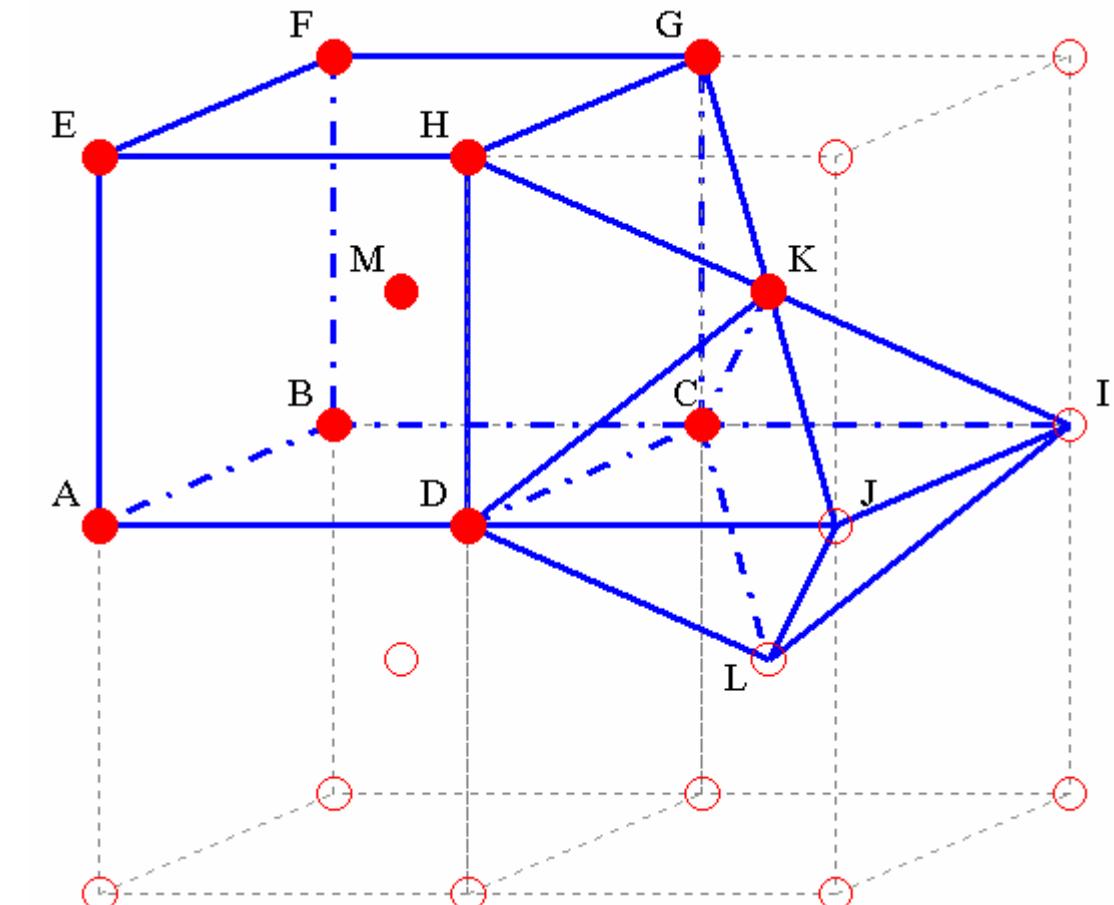


Figure 63: Tous les sommets du cube ABCDEFGH sont dans l'objet . Il sera décomposé en hexaèdres. Le cube à droite intercepte la surface générée. Mais il interférera avec les hexaèdres de la pyramide KGHD C est donc générée à sa place. L'octaèdre MKGHDC devrait être évidemment générés dans le cube. La pyramide KGD est donc générée à sa place. L'octaèdre LKDJIC est quant à lui générée car il n'intercepte aucun cube dont tous les sommets sont dans l'objet.

En conséquence l'espace situé entre la surface du cube générés par les éléments cubiques entièrement inclus dans l'ensemble d'octaèdres et de pyramides.

domaine et les éléments hexaédriques dans le domaine est décrit par un

III.3.3. Connectivité entre les éléments

Deux types différents de surfaces décrivent le contact entre deux cellules à décomposer. L'interface se fait suivant une face triangulaire ou quadrangulaire. Ces deux types de faces permettent de construire les trois types de cellules à décomposer afin de générer le maillage: cellules cubiques, pyramides ou octaèdr

es. Il s'agit entre deux cellules à décomposer. La face quadrangulaire sera divisée en quatre faces triangulaires, et toute face triangulaire sera divisée en trois faces quadrangulaires (voir Figure 64).

Afin d'obtenir une bonne connectivité pour notre maillage nous avons décidé de fixer la décomposition de ces faces. Toute face quadrangulaire sera divisée en quatre faces triangulaires, et toute face triangulaire sera divisée en trois faces quadrangulaires (voir Figure 64).

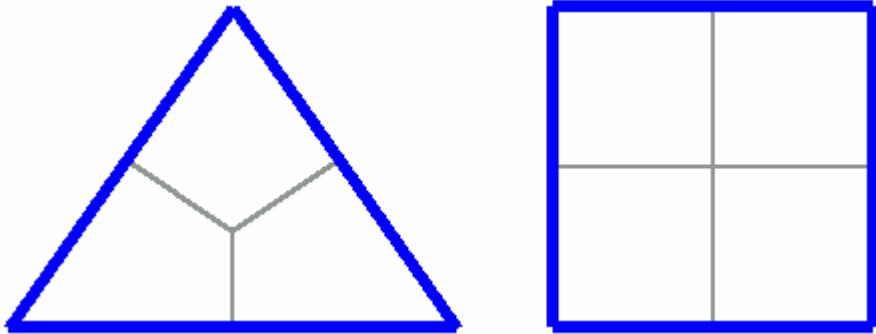


Figure 64: Décomposition des faces se trouvant à l'intersection des cellules.

III.3.4. Traitement des cellules cubiques

Pour chacune des cellules cubiques dont tous les sommets sont générés. Cela permet de respecter la division section III.3.3. Les sommets de ces éléments sont que les milieux de chaque une des faces et le milieu d

o mmettent dans l'objet huit hexaèdres en quatre des faces quadrangulaires définies sur les sommets de la cellule cubique ainsi que la cellule.

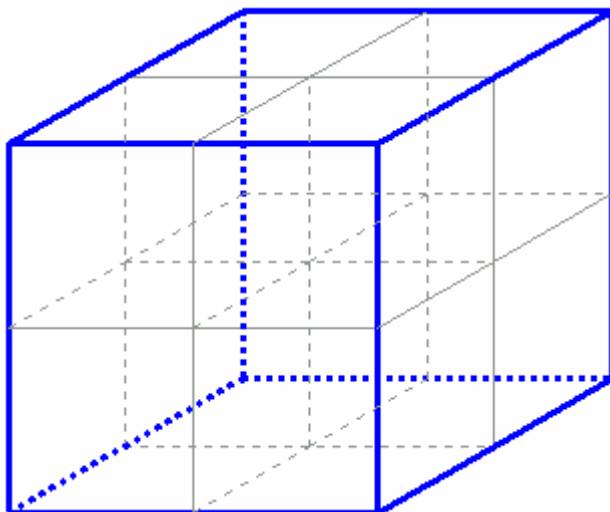


Figure 65: Division d'une cellule cubique en huit hexaèdres.

La qualité de ces éléments se situe identique à la qualité

té de la cellule cubique décomposée.

III.3.5. Traitement des cellules pyramidales

Des pyramides sont générées lorsque la cellule est entièrement incluse dans l'objet. Donc les sommets des mèches sont une valeur fonctionnelle supérieure. Il y a deux configurations possibles pour les pyramides : soit la pyramide est dans l'objet, soit elle est hors de l'objet.

Cependant, autant respecter la décomposition des faces de la génération des hexaèdres correspondants à une cellule

voisine à celle en cours de test est communs à la pyramide et au cube sont égal l'iso-valeur. Il n'existe donc que deux le cinquième point (le sommet de la

ces fixées en III.3 est simple lors de l'aire pyramidale tronquée (voir Figure

66), autant il n'existe pas de décomposition simple connue d'une pyramide respectant ces conditions initiales. C'est ce qu'on nomme le problème de Schneider [SCH].

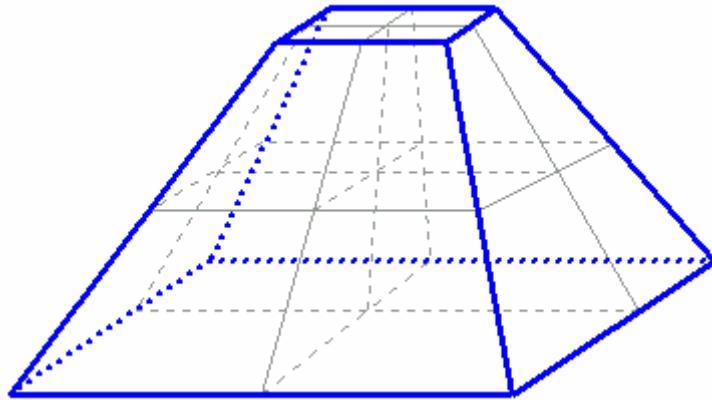


Figure 66: Décomposition d'une pyramide tronquée en hexaèdres.

Afin de résoudre ce problème nous avons choisi de générer des pyramides non tronquées. Ceux-ci représentent en effet des sommets de cube le point sommet est déplacé jusqu'à pénétrer dans une zone extérieure à l'objet, c'est à dire que la valeur fonctionnelle d'un nouveau point est inférieure à l'iso-valeur. Cette zone existe obligatoirement car la cellule cubique possède au moins un sommet hors de l'objet (sinon le cube n'aurait pas généré de pyramide mais aurait directement été décomposé en hexaèdres).

Le point I, barycentre des sommets du cube extérieur à l'objet est calculé. Par interpolation linéaire, les valeurs fonctionnelles de tous les points situés entre le sommet à tle point I sont calculées. Le point M est alors défini comme le point dont la valeur fonctionnelle est égale à l'iso-valeur, c'est à dire que le segment [AI] est la nouvelle pyramide est désormais tronquée et le segment [MI]. Cependant, le point M possède une valeur fonctionnelle égale à la moyenne entre l'iso-valeur et la valeur fonctionnelle du point I; il est hors de l'objet. Les hexaèdres permettant de décomposer peuvent être générés en utilisant la décomposition présentée Figure 66.

édéfinir les points centraux des cubes sent en effet des sommets de cube le point sommet est déplacé jusqu'à à dire que la valeur fonctionnelle d'un nouveau cube n'aurait pas généré de pyramide mais aurait directement été décomposé en hexaèdres.

rs à l'objet est calculé. Par de tous les points situés entre le sommet à tle point I sont calculées. Le point M est alors défini comme le point dont la valeur fonctionnelle est égale à l'iso-valeur, c'est à dire que le segment [AI] est la nouvelle pyramide est désormais tronquée et le segment [MI]. Cependant, le point M possède une valeur fonctionnelle égale à la moyenne entre l'iso-valeur et la valeur fonctionnelle du point I; il est hors de l'objet. Les hexaèdres permettant de décomposer peuvent être générés en utilisant la décomposition présentée Figure 66.

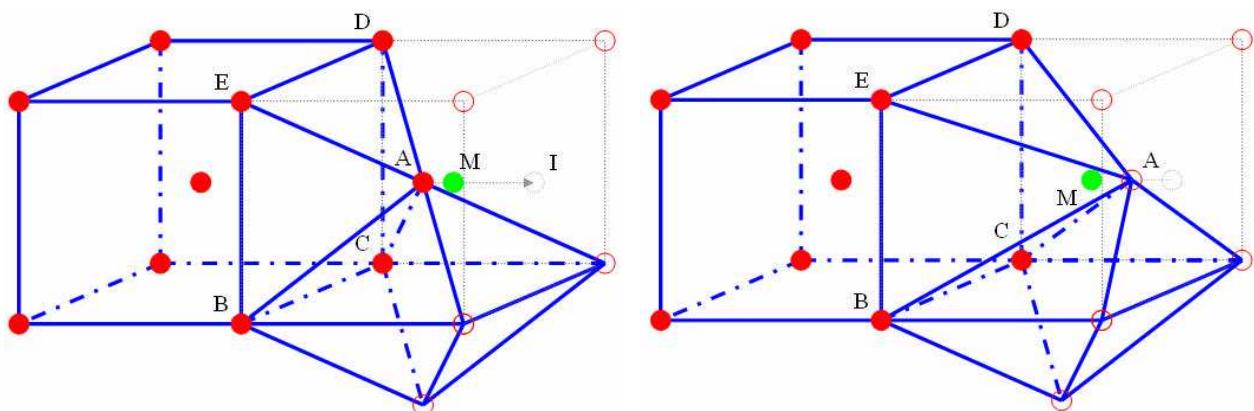


Figure 67: Transformation d'une pyramide ABCDE en pyramide tronquée par changement de point A.

III.3.6.Traitementscellulesoctaédriques

III.3.6.1.Etablissementdesconfigurationsdebase octaédriques

Pour créer les motifs qui doivent être appliqués dans les cellules octaédriques nous nous sommes appuyés sur la décomposition en quatre tétraèdres proposée par Chan et Purisima [CHAN98]. Le nombre de configurations de base appliquées peut être réduit grâce aux rotations et aux symétries mais, contrairement au maillage surfacique vu au chapitre précédent, les inversions fonctionnelles ne peuvent évidemment pas être utilisées. Le nombre de configurations différentes est cependant réduit à 18 motifs de base respectant les conditions placées sur la décomposition des faces dans la section III.3.3. En effet l'absence d'inversion fonctionnelle double le nombre de motif de base.

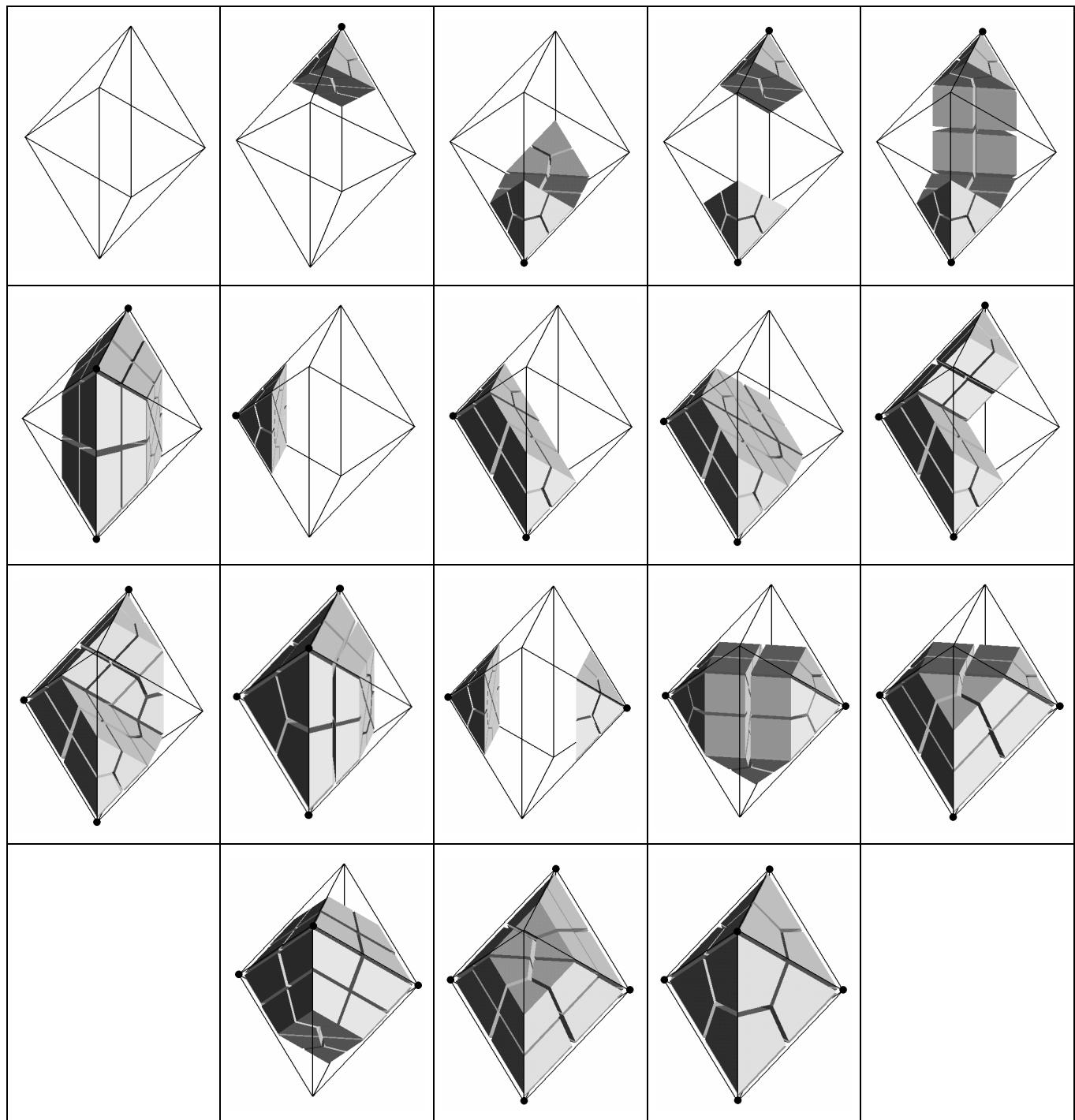


Figure 68: Les 18 configurations de base permettant de générer le maillage hexaédrique d'une cellule octaédrique. Lessommets marqués d'un point noir sont à l'intérieur de l'objet.

III.3.6.2. Codage des configurations de base octaédriques

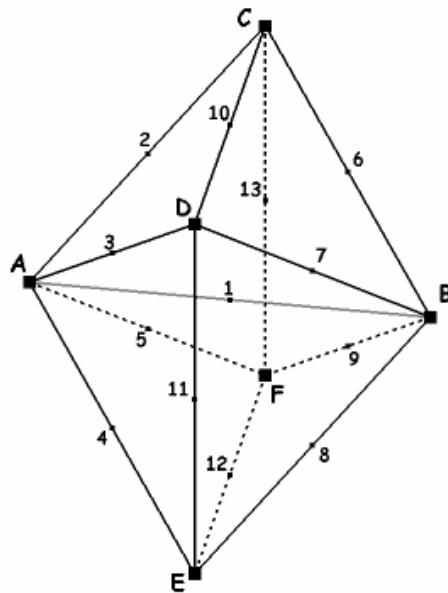


Figure 69: Rappel: numérotation de l'octaèdre, des sommets et des arêtes.

En plus des 15 points déjà utilisés lors de la description des hexaèdres générés, chaque motif est en fait décomposé en tétraèdres et en pentaèdres plutôt qu'en hexaèdres. Ceux-ci sont ensuite créés en utilisant une décomposition systématique des tétraèdres et des pentaèdres suivants les motifs exposés sur la figure 70.

Afin de faciliter la description numérique des configurations de base et de réduire la liste des quadrangles dans la section II.4.6 nous employerons les points a et b définis respectivement comme les milieux des segments $[A1]$ et $[B1]$.

igurations de base et de réduire la liste des quadrangles dans la section II.4.6 nous employerons les points a et b définis respectivement comme les milieux des segments $[A1]$ et $[B1]$.

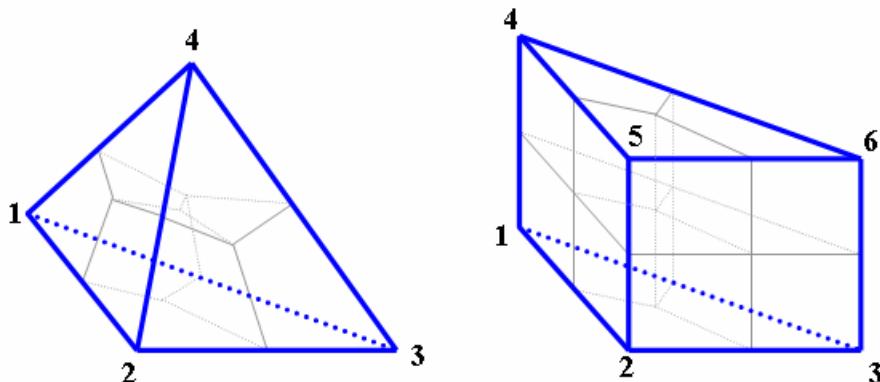


Figure 70: Décomposition d'un tétraèdre et d'un pentahedre en hexaèdres.

Dans la liste des configurations de base répertoriées dans la Table X seront notés:

- $(A, 2, 3, 1)$ le tétraèdre composé des points A, 2, 3 et 1 de l'octaèdre, ordonnés suivant la figure 69.
- $(A, 2, 3, B, 6, 7)$ le pentaèdre composé des points A, 2, 3, B, 6 et 7 de l'octaèdre, ordonnés suivant la figure 69.

Les points non spécifiés des tétraèdres et des pentes hexaédriques sont placés au milieu des arêtes, fac-

aëdres servant cependant à la génération des volumes suivant leur position relative.

Dans les tables suivantes sont répertoriées les configurations des cellules octaédriques. Les noms et numéros des notations de la Figure 69.

urations de base permettant le traitement des sommets des arêtes font référence aux

Configs	Sommets à l'intérieur	Tétraèdres à décomposer	Pentaèdres à décomposer
1	Aucun	x	x
2	C	(2,10,6,C)(2,6,13,C)	x
3	E,F	(4,8,11,E)(5,13,9,F)	(E,4,8,F,5,9)
4	C,E	(2,10,6,C)(2,6,13,C) (4,8,11,E)(4,12,8,E)	x
5	C,E,F	(4,8,11,E)(2,6,10,C)	(E,4,8,F,5,9)(F,5, 9,C,2,6)
6	C,D,E,F	(a,1,2,3)(a,1,5,2)(a,1,4,5) (a,1,3,4)(b,1,7,6)(b,1,6,9) (b,1,9,8)(b,1,8,7)	(E,4,8,F,5,9)(F,5,9,C,2,6) (C,2,6,D,3,7)(D,3,7,E,4,8)
7	A	(A,a,2,3)(A,a,3,4)(A,a,4,5) (A,a,5,2)	x
8	A,E	(1,3,2,A)(1,2,5,A)	(A,1,3,E,8,11)(A,5,1,E, 12,8)
9	A,E,F	(1,3,2,A)	(A,E,F,1,8,9)(A,1,3,E,8,11) (A,5,2,F,9,13)
10	A,C,E	x	(A,3,1,C,10,6)(A,1,5,C,6,13) (A,1,3,E,8,11)(A,5,1,E,12,8)
11	A,C,E,F	x	(A,3,1,C,10,6)(A,1,3,E,8,11) (A,F,C,1,9,6)(A,E,F,1,8,9)
12	A,C,D,E,F	(b,1,7,6)(b,1,6,9) (b,1,9,8)(b,1,8,7)	(A,E,F,1,8,9)(A,F,C,1,9,6) (A,C,D,1,6,7)(A,D,E,1,7,8)
13	A,B	(A,a,2,3)(A,a,3,4)(A,a,4,5) (A,a,5,2)(B,b,7,6)(B,b,8,7) (B,b,9,8)(B,b,6,9)	
14	A,B,F	x	(A,2,3,B,6,7)(A,3,4,B,7,8) (A,F,B,4,12,8)(A,B,F,2,6,13)
15	A,B,E,F	(A,B,E,F)	(A,E,B,3,11,7)(A,B,F,2,6,13) (A,2,3,B,6,7)
16	A,B,C,E	x	(A,B,D,4,8,11)(A,D,B,2,10,6) (A,B,F,2,6,13)(A,F,B,4,12,8)
17	A,B,C,E,F	(A,E,F,B)(A,F,C,B)	(A,E,B,3,11,7) (A,B,C,3,7,10)
18	A,B,C,D,E,F	(A,E,F,B)(A,F,C,B) (A,C,D,B)(A,D,E,B)	x

Table 10: Liste des configurations de base pour générer le maillage hexaédrique d'une cellule octaédrique.

III.4. Amélioration de la qualité du maillage

Le maillage hexaédrique généré en utilisant la méthode possède les mêmes défauts que toutes les méthodes basées sur une grille. Les éléments situés entre la surface et ceux générés par la grille sont généralement pas de bonne qualité. Pour remédier à ce problème nous avons utilisé une métho-

de décrite dans la section précédente asées sur une grille. Les éléments situés ont généralement pas de bonne qualité. Pour de d'optimisation de maillage à

connectivité fixe, c'est à dire que l'on n'agit que sur la position des sommets du maillage et nonsur sa topologie.

Il est important de remarquer que les éléments de bordure du domaine. Nous avons donc décidé d'appliquer cette méthode d'optimisation par pas successifs. Une optimisation de la surface du maillage est en utilisant la méthode d'optimisation par bougé de la surface. En un second temps la position des sommets directement modifiée en utilisant l'algorithme d'optimisation d'ajustement de la surface. Puis l'on passe à la couche de sommets suivante, et ainsi de suite jusqu'à ce que les déplacements de tous les sommets deviennent négligeables ou que tous les sommets du maillage aient été traités. Ce moment-là le processus est recommandé depuis le début de l'utilisation, soit jusqu'à ce que tous les sommets soient déplacés plus qu'en égagement.

auvaise qualité sont concentrés en bordure du domaine. Nous avons donc décidé d'appliquer cette méthode d'optimisation par pas successifs. Une optimisation de la surface du maillage est en utilisant la méthode d'optimisation par bougé de la surface. En un second temps la position des sommets directement modifiée en utilisant l'algorithme d'optimisation d'ajustement de la surface. Puis l'on passe à la couche de sommets suivante, et ainsi de suite jusqu'à ce que les déplacements de tous les sommets deviennent négligeables ou que tous les sommets du maillage aient été traités. Ce moment-là le processus est recommandé depuis le début de l'utilisation, soit jusqu'à ce que tous les sommets soient déplacés plus qu'en égagement.

III.4.1. Algorithmed'optimisationdessimetstintes

Nous utilisons à nouveau (comme vu au paragraphe II) un algorithme de bougé de point. Soit B l'ensemble des éléments appartenant à la boule d'un sommet S donné du maillage. (Rappelons que la boule d'un sommet S est l'ensemble des éléments du maillage ayant S comme sommet.)

Pour chaque élément H_j de B la position idéale du sommet S est calculée, c'est à dire la position dans laquelle le critère de qualité de l'élément H_j est maximal. Cette position est notée I_j . Nous avons défini ce point comme le barycentre de ces trois points rendant les trois faces auxquelles S participe de bonne qualité.

En se basant sur ces points le processus de lissage peut être défini comme suit:

$$S^* = \frac{\sum_{j=1}^N \lambda_j I_j}{\sum_{j=1}^N \lambda_j} \text{ où } S^* \text{ est la nouvelle position du sommet } S, \text{ et les } \lambda_j \text{ les poids associés aux éléments } H_j.$$

Nous avons dans ce cas aussi préféré le relâchement à la participation. Et de même S^* n'est pas directement utilisé comme nouvelle position du point S . Nous avons suivi le même schéma de relaxation que pour le lissage du maillage quadrangulaire afin d'éviter que les points se rapprochent trop hors de la boule.

La nouvelle position S' du point S est calculée comme suit:

$$S' = \alpha S^* + (1 - \alpha) S \text{ où } \alpha \text{ est le facteur de relaxation.}$$

Plus le coefficient de relaxation est proche de 1, plus le déplacement de S sera faible. Cela permet d'obtenir un lissage progressif.

III.4.2. Critère de qualité

Examiner les faces quadrangulaires d'un élément hexaédrique ne donne qu'une estimation médiocre de la qualité réelle de cet élément. Nous avons opté pour un critère basé sur la

décomposition en tétraèdres d'un élément hexaédrique correspond à la plus mauvaise des qualités des six éléments [FRE99]. La qualité de l'hexaèdre est égale à la somme des six tétraèdres qu'il génère.

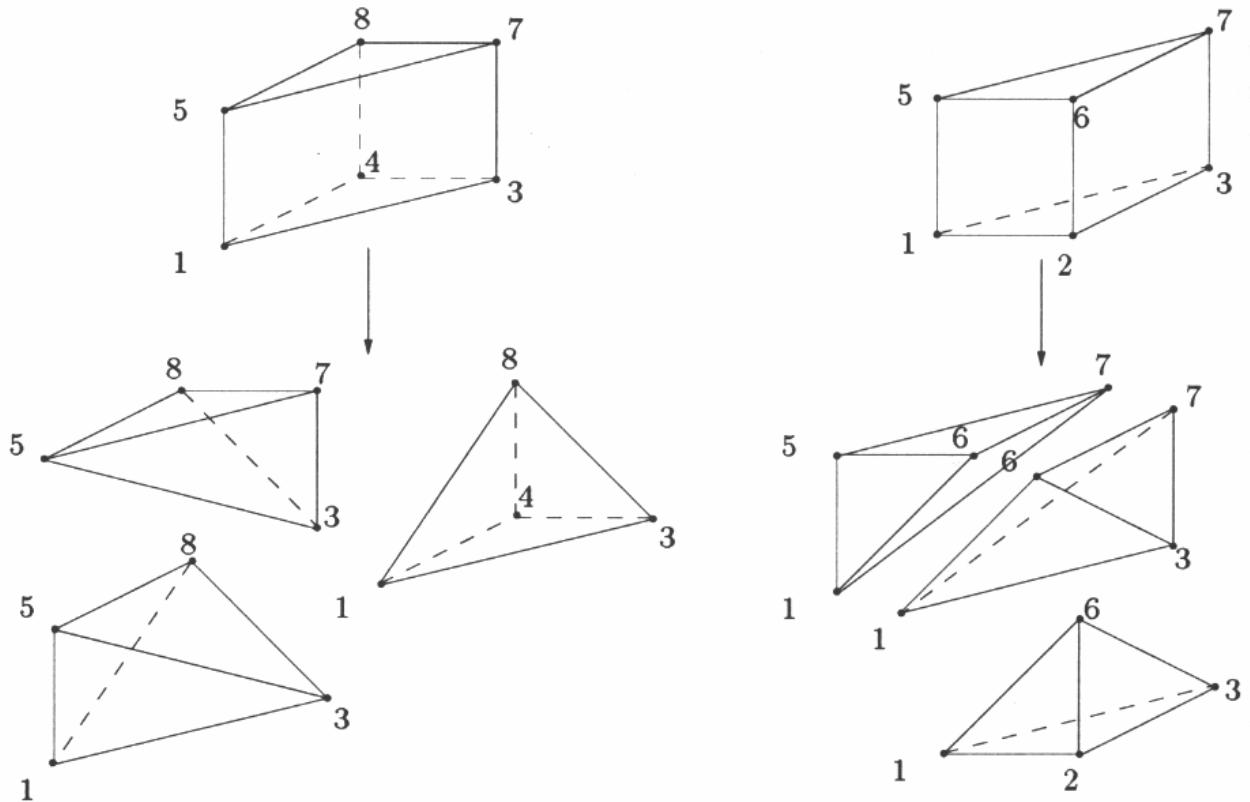


Figure 71: Décomposition de l'hexaèdre 12345678 en six tétraèdres afin de déterminer sa qualité.

La mesure que nous utilisons pour estimer la qualité formule [FRE99]:

$$Q_K = \alpha \frac{h_{\max}}{R_K} \text{ où } h_{\max} \text{ est la longueur de la plus grande arête du tétraèdre } K, R_K \text{ est le rayon}$$

de la sphère inscrite dans K et α est le coefficient de normalisation choisi pour un tétraèdre régulier. La qualité estimée par cette fonction varie de 1 à l'infini. Son utilisation dans l'algorithme de bouge des points est donc la suivante :

$$\lambda = \frac{1}{Q_H} \text{ où } \lambda \text{ est le poids qui est associé à l'hexaèdre } H.$$

III.5. Interface organes-organes

Nous voulions apporter une attention très particulière aux positions relatives des organes du corps nécessitant des maillages dont les sommets soient gérés pour éviter par exemple une interpénétration des éléments de simulation.

Le deuxième aspect important est l'interface entre les organes. En humain et leur interaction constante éométriquement en concordance pour s de chacun des organes lors de la

Générer séparément les maillages de deux objets en contact implique une étude ultérieure des interactions entre ceux-ci, passant par un détection des sommets en correspondance. Cela impliquait de nombreux calculs. Nous avons opté pour une solution différente.

- En un premier temps les deux organes à reconstruire sont fusionnés afin de n'en former plus qu'un seul. Si les deux organes se superposent en certains endroits les points appartenant aux deux sont arbitrairement affectés au premier.
- Le maillage de cet objet est ensuite généré en utilisant l'algorithme exposé dans les sections précédentes. Cependant nous gardons trace de la surface séparant les deux organes. Les faces des hexaèdres à son contact suivent.
- Ensuite les hexaèdres sont optimisés comme décrit dans section III.4. Cependant les sommets appartenant à la surface séparant les deux organes sont ajoutés aux sommets externes de l'objet lors du lissage utilisant un algorithme d'optimisation de maillage de surface quadrangulaire. Puis les hexaèdres intérieurs sont optimisés.
- Finalement les deux organes sont séparés. Les sommets situés sur la surface sont légèrement déplacés suivant la normale à celle-ci (voir section suivante).

Ce type d'algorithme est aussi très utile lors de la création de maillages d'organes connectés. Par exemple lors de la jonction entre un tendon et un muscle il permet d'avoir un maillage continu aux sommets bien identifiés. Nous avons donc mis au point une variante de l'algorithme précédemment décrit qui ne sépare pas les organes, quittant la procédure ci-dessus à l'avant dernière étape.

III.5.1. Séparation de deux organes

La distance de séparation des organes est une donnée conditionnée par le code de calcul utilisé et la taille des éléments.

Le pixel utilisateur. En effet, suivant utilisés celle-ci peut être différente. Elle a une surface de contact longue et normale à celle-ci en chaque un des éléments.

Les sommets communs aux deux maillages sont déplacés de façon linéaire le long de la normale à la surface (voir Figure 72). Un contrôle est effectué au niveau des hexaèdres déformés afin que le déplacement ne provoque pas un écrasement ou une inversion des éléments.

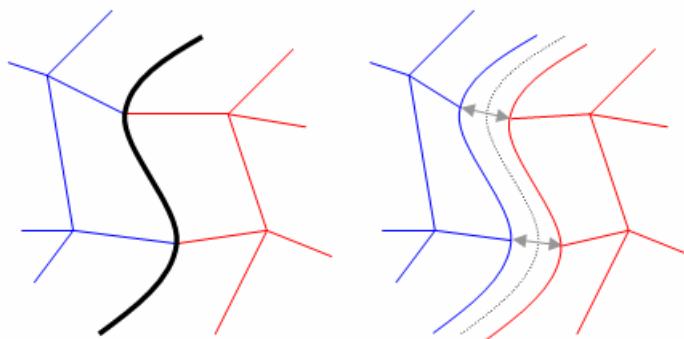


Figure 72: Séparation de deux organes reconstruits de manière jointive (exemple 2D).

Une possibilité de déplacement des sommets dans le plan tangent à la surface a été implémentée. En effet, lors de la simulation numériques les faces constituant la surface de contact doivent fixer la valeur et la direction de la force que s'a Cependant une erreur peut survenir si ce point projette l'autre objet, et non sur une face. Or les sommets tous deux sont sur la normale à la surface. Une infime perturbation du plan tangent permet de les désaligner et donc de ne pas

que le projeté d'un sommet d'un objet sur un autre doive être recalculé. Ce point permet de appliquer les deux objets entrant en contact. Il est alors trouvé exactement sur un sommet de l'autre objet, et non sur une face. Or les sommets tous deux sont sur la normale à la surface. Une infime perturbation des sommets dans le plan tangent provoque alors un décalage entre les deux objets.

Cet type de séparation convient par exemple parfaite pour la séparation du cerveau et de l'intérieur du crâne.

ment à la création de l'interface entre

III.5.2. Maillages connectés

Afin de permettre l'étude de déconnexions inter-organes, nous avons autorisé une sauvegarde sans séparation. L'optimisation des sommets des éléments situés sur la surface de contact suivent celle-ci avec fidélité. Lors de la sauvegarde, les organes sont séparés afin de faciliter leur utilisation ultérieure.

nest elles les jonctions tendon-muscle d'organes sains ou reconstruits. Ainsi, grâce à la surface de contact suivant celle-ci avec précision, il sera possible de faciliter leur utilisation ultérieure.

III.6. Implémentation

III.6.1. Cahier des charges et choix d'implémentation

Ce programme possède les mêmes pré-requis que le logiciel de reconstruction 3D : tridimensionnelle et de maillage surfacique. En effet, il existe deux parties distinctes, la première dédiée à l'interface graphique et la seconde étant l'implémentation de la méthode de maillage volumique. La structure du programme correspondant au chapitre précédent a donc été réutilisée afin d'avoir une homogénéité entre les logiciels de maillage.

Le logiciel de reconstruction 3D possède deux parties principales : la génération de maillages et la visualisation des résultats. La génération de maillages est réalisée à l'aide d'une bibliothèque de maillage volumique, qui fournit les fonctions nécessaires pour créer des maillages complexes et précis. La visualisation des résultats est réalisée à l'aide d'une bibliothèque de visualisation 3D, qui permet de créer des visualisations interactives et dynamiques des maillages et des données associées.

De plus, les structures en mémoire ont été adaptées en rajoutant une dimension aux variables nécessitant une liste chaînée pour gérer les sommets et les éléments du maillage.

Le logiciel de reconstruction 3D possède également une interface graphique qui permet de gérer les paramètres de maillage et de visualiser les résultats. Cette interface est basée sur une fenêtre d'affichage qui affiche les maillages et les données associées. Les utilisateurs peuvent modifier les paramètres de maillage et voir immédiatement les résultats de la génération de maillages.

III.6.2. Présentation du logiciel

Ce programme se présente sous une forme identique à celui effectuant le maillage surfacique. Il a été bâti autour de la fenêtre d'affichage. Celle-ci permet la visualisation de l'organisme maillé en 3D et des hexaèdres générés.

Le logiciel de reconstruction 3D possède une interface graphique qui permet de gérer les paramètres de maillage et de visualiser les résultats. Cette interface est basée sur une fenêtre d'affichage qui affiche les maillages et les données associées. Les utilisateurs peuvent modifier les paramètres de maillage et voir immédiatement les résultats de la génération de maillages.

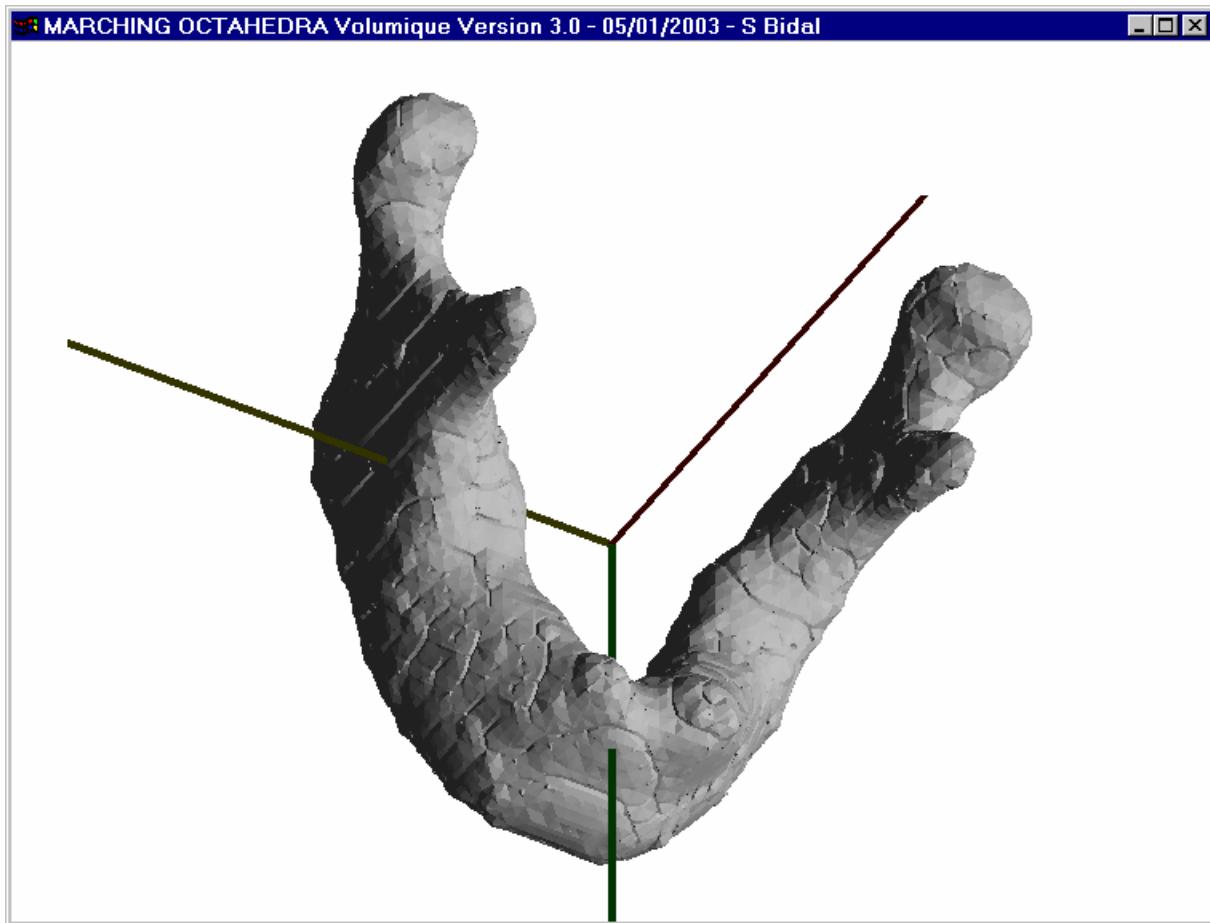


Figure 73: Fenêtre d'affichage.

Les diverses options d'affichage sont implémentées dans le programme de maillage surface. Elles sont toutes disponibles afin d'avoir le même confort de visualisation : affichage du maillage des hexaèdres disjoints, zooms, rotations, ...

III.6.3. L'interface

Elle est disponible sous la forme d'un menu interactif similaire à celui du programme mis au point pour le chapitre II. Celui-ci est accessible par le bouton droit de la souris.

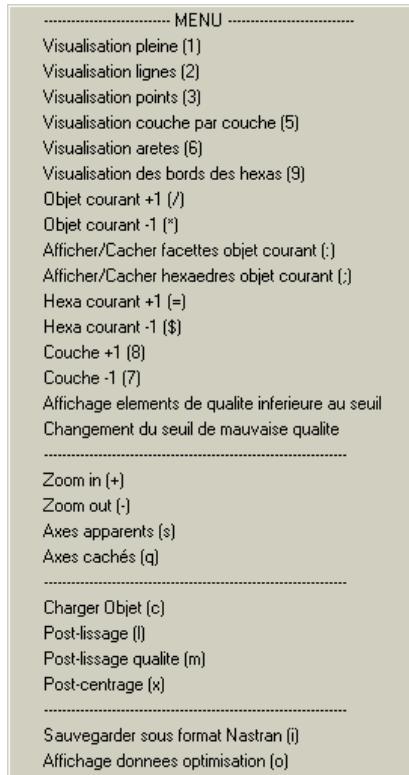


Figure74: Menuaccessibleparunclicdroit.

III.6.4. Formatdesauvegardededesdonnées

Le logiciel permet de sauvegarder le maillage génér é sous le format NASTRAN [NAS]. Celui-ci est très employé pour transférer un mailla ged d'un logiciel à un autre.

III.7. Résultatsetdiscussion

III.7.1. Vitesse demaillage

Sur un biprocesseur Pentium II cadencé à 300 MHz. L es temps de reconstruction et maillages sont faibles. Par opposition les temps d'optimisations sont quant à eux bien plus long, occupant jusqu'à 80% du temps global de génération du maillage.

Des exemples de temps de génération et d'optimisati on des hexaèdres décrivant la mandibule ayant servi à l'illustration des différen tes options du générateur de maillages surfaciques (section IV.3) sont donnés en exemple d ans la table suivante.

Taille de la matrice	Nombre des sommets/hexaèdres générés	Temps de maillage
80x63x48	584180/465054	5min
60x47x36	335881/267200	1min
40x31x24	207179/139376	15s
24x19x14	73900/50680	5s
12x9x7	18395/12808	3s

Table11: Temps demaillages suivant la taille de la matrice initiale.

III.7.2. Qualité des résultats

Le principal avantage de notre méthode est sans aucun doute la géométrie du domaine, ce qui concerne les maillages hexaédriques d'organes du corps humain. Les algorithmes de maillage basés sur l'application d'un critère de qualité de la frontière du domaine ne sont pas de très bonne qualité. Cependant, l'algorithme employé permet d'améliorer la qualité globale des maillages en éliminant tous les hexaèdres dégénérés.

Une première optimisation peut être effectuée au niveau de l'application de la variante volumique du Marching Cubes sur les données initiales un résultat plus souhaitable.

tesse. L'algorithme peut être appliqué
stitue un point crucial pour la génération
main . Cependant, comme tous les
égrille les éléments situés entre la grille et
ualité. La méthode de bougé de points
éléments sans toutefois complètement

u ni veau de la forme de l'organe avant Octaedra. Suivant le nombre de lissages coumoins haché est obtenu (figure 75).

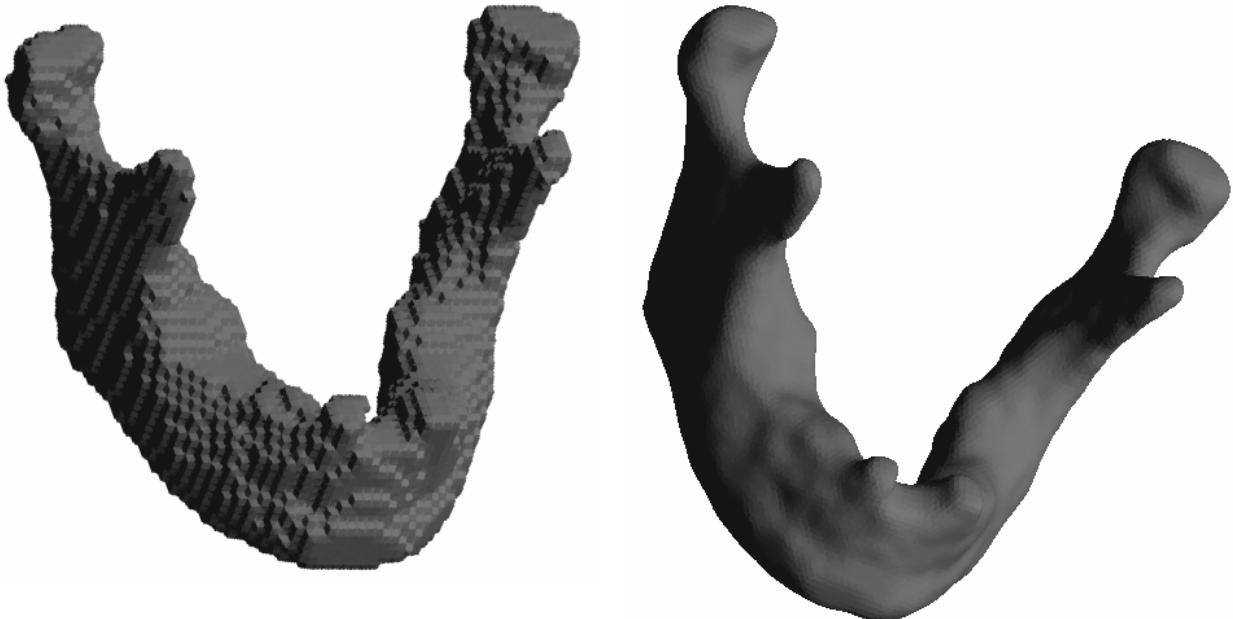


Figure 75: Maillage hexaédrique de la mandibule (pavage de l'espace $60x47x36$) à gauche sans lissage des données initiales, à droite avec 6 lissages.

La seconde optimisation se fait au niveau du post-t
hexaédrique d'une mandibule est représenté Fig
correspondant aux deux versions du maillage (sans p
répertoriées dans la Table 12. Le but de l'exemple
analyser les éléments, le pavage de l'espace est vo
clairement visibles. Cela entraîne par conséquent u
anatomique.

raitements des hexaèdres. Le maillage figure 76. Les données numériques utilisées pour l'optimisation des hexaèdres sont de la Figure 76 étant de visualiser et lontairement grossier afin de les rendre une baisse ostensible de la fidélité

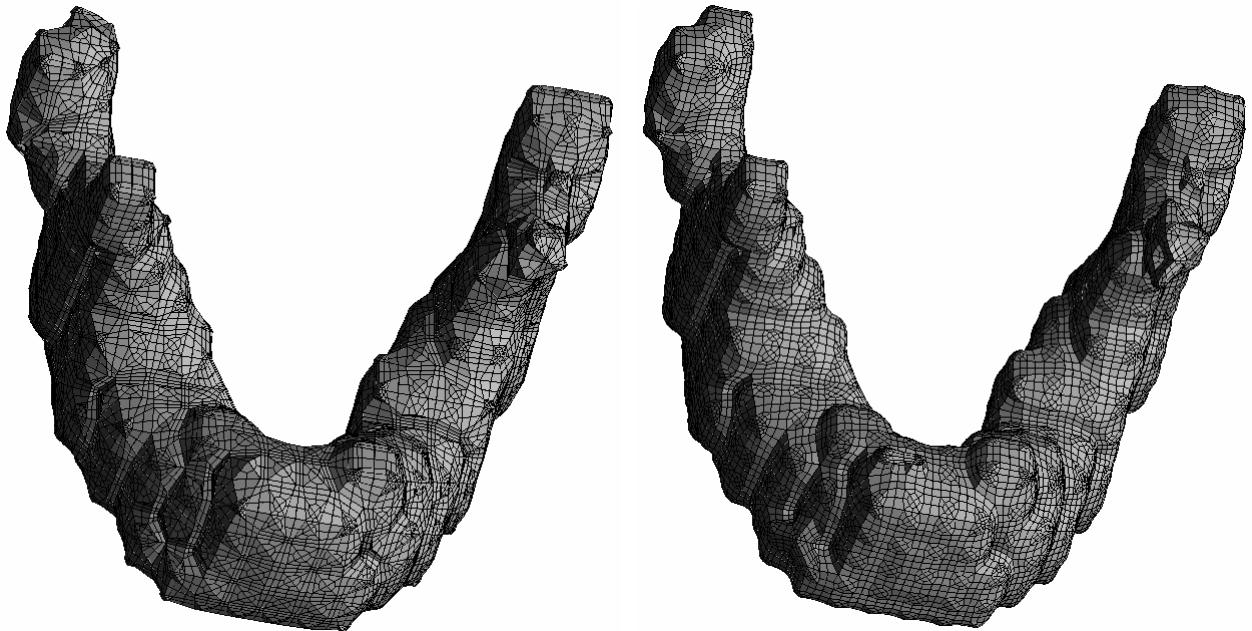


Figure 76: Maillage hexaédrique de la mandibule (pavage de l'espace 17x13x10) à gauche sans optimisation (brut), à droite après optimisation (10 lissages).

	Mandibule brute	Mandibule optimisée
Taille de la matrice de données 3D	17x13x10	17x13x10
Nombre des sommets/d'hexaèdres	33931/24552	33931/24552
Torsion > 10°	2004 hexaèdres (8%)	8830 hexaèdres (35%)
Torsion > 25°	308 hexaèdres (1%)	3610 hexaèdres (14%)
Torsion > 40°	17 hexaèdres (0%)	632 hexaèdres (3%)
Jacobiens minimal	0,14	0,3
Jacobiens < 0,25	1760 hexaèdres (48%)	4457 hexaèdres (18%)
Jacobiens < 0,5	8203 hexaèdres (74%)	15963 hexaèdres (63%)

Table 12: Données numériques sur les maillages de la mandibule de la Figure 76. (Données obtenues en utilisant le logiciel Hypermesh h)

Le but premier de l'algorithme d'optimisation est d'améliorer la qualité globale des éléments et plus particulièrement leur jacobian. Ce pendant nous constatons que la torsion augmente. En effet, les éléments «parfaits» de la grille interne se déforment afin de permettre une amélioration des éléments de la surface.

Même si globalement la qualité des hexaèdres s'améliore (au niveau du Jacobien), les éléments situés à proximité de la surface sont toujours d'une qualité décevante. Ce sont ces éléments qui possèdent un Jacobien faible. Cependant il s'agit là d'un problème récurrent dans les méthodes de maillage basées sur des grilles. Il est alors nécessaire d'utiliser un logiciel de retouche de maillage, tel Hypermesh, afin de retrouver une qualité inférieure au seuil requis.

Dans un développement futur une optimisation basée sur la fusion et la division d'éléments devrait être envisagée. La fusion des hexaèdres près de la surface rendrait par conséquent moins sensibles aux défauts de torsion.

Sur la fusion et la division d'éléments mettrait à augmenter leur taille moyenne et formations qui entraînent une augmentation

Il est à noter que la fiabilité géométrique elle ne lissage est tout autant fidèle à l'organe.

change pas. Le maillage avant et après

Un exemple de contact inter-organes est donné Figure 77.

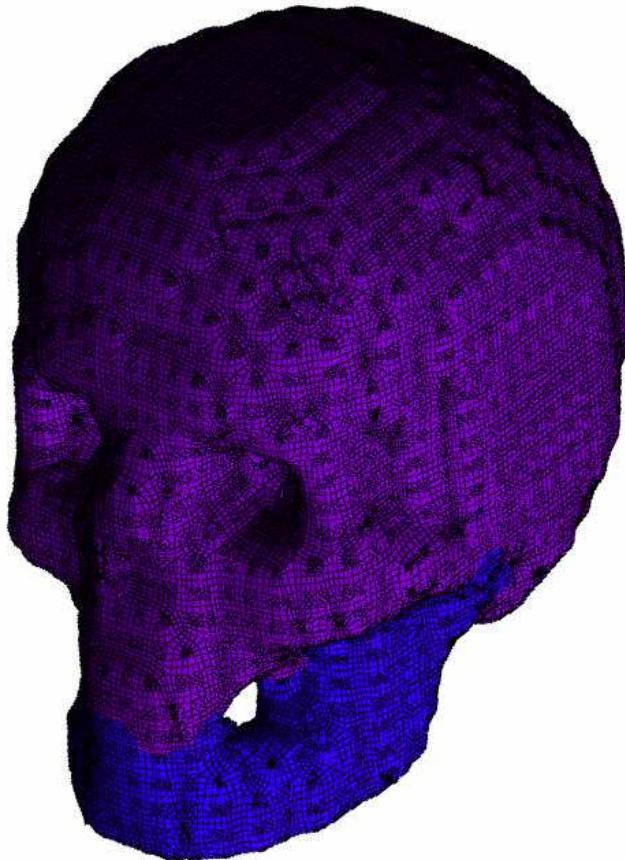


Figure 77: Maillage d'organes en contact, vision des éléments contigus. En bleu la mandibule, en violet l'ensemble crâne et massif facial supérieur.

Le logiciel gère le contact entre la mandibule et l'ensemble crâne et massif facial supérieur. Ceux-ci sont à un niveau de densité et sont en contact avec les processus condylaires et coronoïdes. En effet la résolution utilisée ($60 \times 47 \times 36$) est trop faible pour que les écarts entre les os à ce niveau puissent être percutés. Les organes sont positionnés de manière à ce que les sites de contact soient séparés.

III.8. Conclusion

Nous disposons d'une méthode de type maillage pour générer de façon fiable et rapide un maillage volumique des particularités essentielles de notre algorithme sont :

- Une possibilité d'application quelle que soit la géométrie du domaine à mailler;
- Une génération dirigée d'éléments hexaédriques;
- Une étape d'optimisation obligatoire afin d'améliorer la qualité des hexaèdres compris entre la surface et la grille 3D.

application d'une grille permettant de être composés d'hexaèdres. Les

Cependant, comme toute méthode de génération de maillages obtenus pêchent par la qualité moyenne de malgré une bonne efficacité des méthodes d'optimisation. Une phase de retouche manuelle du maillage obtenu est généralement à envisager.

Un point fort de la méthode employée est la fiabilité des hexaèdres n'entraîne que peu de modifications si s'éloignent des faces de la réalité anatomique.

Les organes du corps humain étant très souvent en contact, même au repos, la possibilité de générer une interface adaptée entre les maillages résultants aux nœuds face à face est adaptée à la

modélisation se basant sur une grille, les éléments proches de la surface, et cette phase de retouche manuelle du

té géométrique. En effet l'optimisation sur la surface du maillage. Le modèle ne

est très appréciée. Les maillages pour la simulation numérique par éléments finis.

Chapitre IV: RÉSULTATS ET APPLICATIONS

IV.1.Introduction

Afin de tester et de valider l'ensemble des méthodes et des logiciels en découlant mis au point au cours de cette thèse, nous avons choisi un segment anatomique particulier sur lequel appliquer la chaîne de traitement. Nous avions déjà dédié de nous intéresser de plus près à l'extrême tête céphalique, et ce pour deux principales raisons.

En un premier lieu la tête est l'un des segments les plus endommagés au cours des accidents de la route. Celui-ci donc valide d'être l'objet de nombreux travaux (une revue peut être trouvée dans [DEL02]). Notre but n'étant pas d'e mettre au point un modèle totalement novateur mais plutôt de pouvoir comparer nos résultats à ceux d'autrui, la disponibilité de nombreuses études pouvant servir de base comparativ e était un point fort.

Le second argument ayant mené au choix de l'extrême tête céphalique comme segment de validation est son extrême richesse. La tête recèle en effet une grande complexité de formes et de textures, ainsi que d'une multiplicité d'organes qui ne pouvait que nous attirer afin de pousser l'utilisation de notre chaîne de traitement jusqu'à un maximum de ses possibilités.

Notre ambition première était d'aboutir à une reconstruction et au maillage fidèle d'un maximum d'organes inclus dans l'extrême tête céphalique. Cependant, faute de temps, nous n'avons pu nous intéresser qu'en nous limitant à l'ensemble des éléments finis de la tête. En conséquence, nous avons pu pousser la validation de notre méthode plus profondément que prévu initialement en menant une collaboration avec le LAMIH. Nous avons en effet participé à l'élaboration d'un nouveau modèle élément fini de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur qui fut validé en comparant simulation numérique et expérimentations.

Par ailleurs notre logiciel a trouvé plusieurs applications en particulier travaillé sur la reconstruction tridimensionnelle du pelvis et du membre pelvien thoracique. Ces études menées en annexe ont démontré la validité de notre méthode sur un plus grand nombre d'organes du corps humain.

Ce chapitre est dédié à une analyse plus détaillée du fonctionnement de l'ensemble que représentent les trois logiciels mis au point [BID02]. Il va donc s'appuyer sur l'étude de la tête que nous avons menée. Nous avons décidé de nous focaliser sur la mandibule afin d'illustrer les possibilités des programmes implantés. Une étude anatomique approfondie de cette organie est menée en introduction à sa reconstruction et son maillage. Puis ceux-ci sont détaillés afin de jauger les qualités et les défauts de notre procédure. Nous avons intégré les parties du corps humain lorsque nous désirions effectuer des remarques sur les détails additionnels que ceux-ci peuvent apporter et que la mandibule nous permettait pas de mettre en évidence.

IV.2.Détectiondecontours

IV.2.1.Acquisition des données – comparaison Coupe Sériées / Scanner

IV.2.1.1.Introduction

En plus de l'acquisition proprement dite de données, il est intéressant de mener une comparaison entre les deux méthodes d'acquisition dans un laboratoire : les coupes obtenues par scanner et par confrontation nous permettent de mieux définir quelle méthode est la meilleure pour une acquisition de données de recherche.

Nous avons mis au point un protocole expérimental pour combiner deux acquisitions d'images de tomodensitométrie. En effet, superposer les deux acquisitions d'images de tomodensitométrie permet de mieux affiner les reconstructions d'organes et de réduire les erreurs d'estimation des déplacements entre deux acquisitions.

ées séries sur la tête, il nous a paru types de données les plus utilisées au sujet des coupes séries anatomiques. Leur sont les particularités de chacune d'entre elles à utiliser suivant le résultat que l'on

tal p ermettant leur comparaison, mais ux types de données permet de les utiliser . Nous avons donc mis en place un système épouvoir par la suite recalculer les données

IV.2.1.2.Ancien protocole expérimental

Nous nous sommes basés sur le protocole de découpes séries utilisée depuis quelques années au laboratoire l'élément atomique est congelé. En effet cela permet un rapport aux autres une fois que la coupe a eu lieu.

pe étaquisation decoupes anatomiques
re [GHA93][CHA98]. En un premier temps
met que les organes n'ont pas déplacé et pas les
réalisation effectuée.

Ensuite l'élément anatomique est placé dans un « sac » en polyuréthane et coulée. Celle-ci a pour fonction d'empêcher les références (règles en plastique opaque) servant de repères préalablement été liées au sarcophage, de se déplacer. La mousse permet donc de créer une solidarité entre l'élément anatomique et le « sac ».

a «rcophage» dans lequel de la mousse élier l'élément anatomique au sarcophage. au recalage des coupes entre elles ont irent au plan de coupe souhaité. La élément anatomique et ces références de

Cebloccestpourfinir placé sur une scie verticale de la scie (et donc des copeaux) est parfaitement pour chacune d'elles. Une photo de chacune des faces mémorisée.

et les coupes sont réalisées. L'épaisseur
onnu et l'épaisseur des coupes est mesurée
ce que s'est prise et sa hauteur relative est

Au final nous avons un jeu de photographies découpé. Y sera grâce aux règles placées dans les sarcophages découpé.

• esetleurhauteur.LerecalageenXet
gedefaconàêtreperpendiculairesauplan

Nous avons cependant apporté quelques améliorations nécessitées par l'interaction avec l'imagerie scanner.

à ce protocole, améliorations

IV.2.1.3.Nouveau protocole expérimental

Afin de pouvoir comparer ou combiner les deux séries, il faut les superposer de la façon la plus exacte possible. Pour ce faire,

lées, il est nécessaire qu'elles se rconséquent fixer avec précision la position

de la tête dans l'espace est primordial. Pour ce faire nous avons utilisé un cadre de positionnement existant dans le laboratoire.

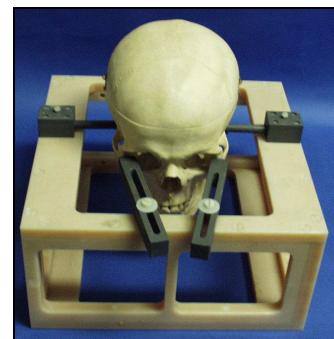
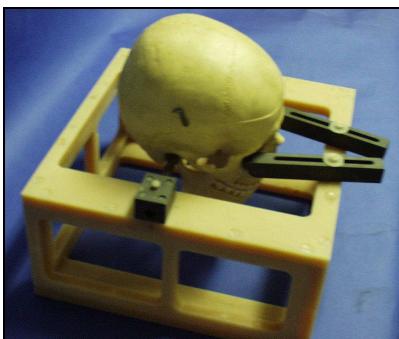


Figure 78: Cadre permettant de positionner la tête dans l'espace.

En utilisant ce guide la position de la tête est parfaite et répétabilité au niveau des coupes et des l'espaces à l'aide de mousse polyuréthane. Celle-ci la découpe, mais, même si elle n'est pas radio-opaque au scanner.

Pour ce faire un second cadre a été fabriqué. Il est composé de cinq plaques rigides non métalliques formant un bac. Il s'inscrit parfaitement dans le cadre de positionnement. Sur lui nous permettent de superposer les images. Il est au niveau du cou du sujet. La tête peut donc être fixée dans l'espace. Le cadre de positionnement peut ensuite être retiré.

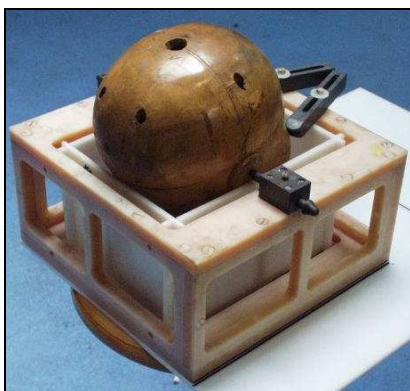
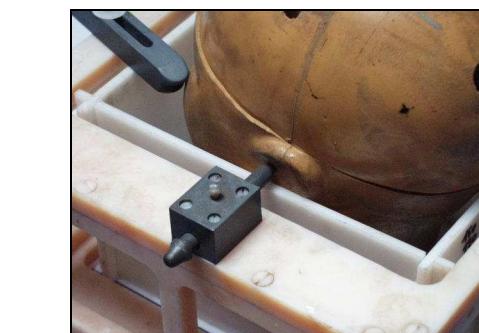


Figure 79: Cadre de mousse en position dans le guide.

Les deux composantes de la mousse polyuréthane sont intérieur jusqu'à ce que la mousse recouvre le cou effectué sur place les références sur l'extérieur du à pouvoir tendre de petits tubes le long des plaques liquide de contraste qui sera visible au scanner et obtenues. Une deuxième série de références est placées en plastique qui elles sont destinées à servir de points de référence pour la superposition des coupes séries anatomiques. Elles seront parfaitement identifiées sur les coupes.

La tête est parfaitement définie. Cela permet d'obtenir acquisitions. Il faut ensuite la fixer dans le cadre de positionnement. Sur lui nous permettent de superposer les images. Il est au niveau du cou du sujet. La tête peut donc être fixée dans l'espace. Le cadre de positionnement peut ensuite être retiré.

Le cadre est composé de cinq plaques rigides non métalliques formant un bac. Il s'inscrit parfaitement dans le cadre de positionnement. Sur lui nous permettent de superposer les images. Il est au niveau du cou du sujet. La tête peut donc être fixée dans l'espace. Le cadre de positionnement peut ensuite être retiré.



Les deux composantes de la mousse polyuréthane sont mélangées et versées dans le cadre et étendues sur le sujet. Une fois la mousse prise, le cadre est enlevé. Les références sont alors fixées sur l'extérieur du sujet. Ceux-ci sont destinés à recevoir un liquide de contraste qui sera visible au scanner et obtenues. Une deuxième série de références est placée en plastique qui elles sont destinées à servir de points de référence pour la superposition des coupes séries anatomiques. Elles seront parfaitement identifiées sur les coupes.

Connaissant la position exacte des règles par rapport aux tubes contenant le liquide de contraste il sera facile de superposer les coupes séries et coupes scanner.

Nous avons placé sur le coffret quatre règles de référence, une longue plaque parallèle à l'élément auquel les règles plastiques sont fixées. Nous avons placé dans le coffret six tubes de référence au bas du coffret et six au sommet pour pouvoir corrélérer les références.



Figure 80: Tête moussée dans son cadre.

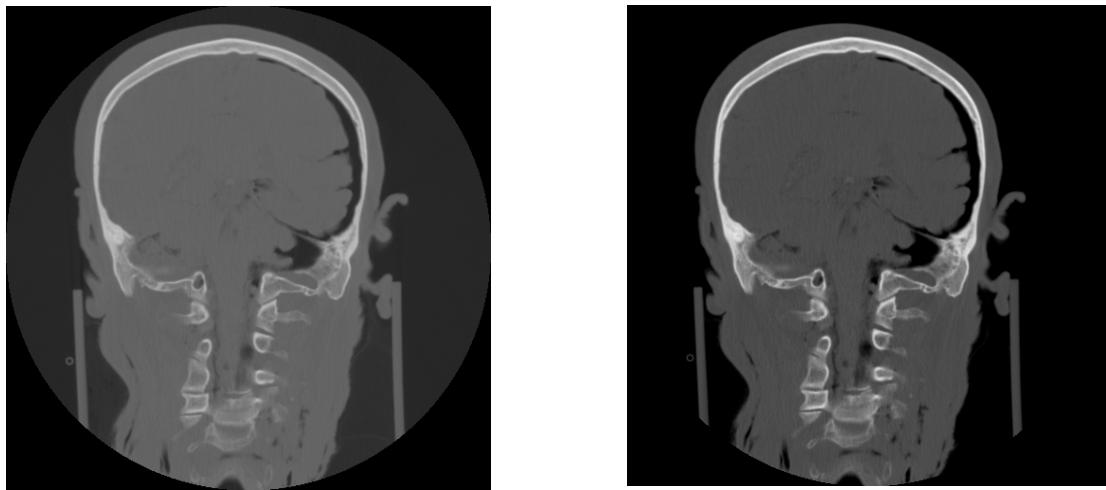
➤ *Acquisitions scanner*

Nous avons acquis deux séries de données scanner. La première série est composée de 65 coupes frontales de taille 512 x 512 pixels. Les images sont en format DICOM. La seconde série est composée de 193 coupes acquises tous les 3 millimètres.

Illes sont toutes deux composées de 65 images ont été récupérées sous format DICOM. Les images acquises tous les 3 millimètres, la



Figure 81: Montage en position sur la table du scanner.



*Figure82: Résultatsduscaner.
Réglassesducontraste:Automatiqueàgaucheet«Boîte»àdroite*

On remarque que la mousse polyuréthane ne perturbe en aucun cas l'acquisition des données situées au niveau du cou. Elle ne montre aucun radio opacité. De plus les tubes remplis de liquides radioopiques sont parfaitement visibles.

➤ Coupessériées

Uncadredetaillesupérieureestplacéautourdum dansunblocdemousse.Nousavonsprocédéàuneformationafindepouvoirimmergerlatête çonidentiqueàcelledel'étapeIV.3.5.



Figure83: Montageenpositiondanslecadresupérieur.

Une fois l'ensemble moussé la procédure de découpe peut être commencée. Le bloc est fixé sur le plateau de la scie. Deux types de capteurs permettent d'évaluer l'avancée du bloc aumomentdelacoupe: uncapteurlaseretuncaptEUR à fil. Tousdeux permettentde calculer l'épaisseur de lacoupeeffectuée et celle du copeau obtenu. Trois mesures aupied à coulisse sont réalisées sur chacune des coupes (gauche, droit et milieu bas de la coupe) afin de contrôler les mesures. Les valeurs données par les capteurs et les mesures aupied à coulisse sont entrées dans un tableau Excel permettant de surveiller les éventuelles déviations induites par ivre pas à pas la découpe du bloc et de lalame. Ces valeurs nous permettront par la

suite d'affecter une profondeur aux photographies d'elles coupes et donc de les insérer à leur place dans la série des coupes scanner.

La scie a une épaisseur de 2,5 millimètres et les coupes sont effectuées tous les 5 millimètres (afin de garantir leur solidité). Nous avons donc des informations alternativement espacées de 2,5 puis de 5 millimètres.



es coupes sont effectuées tous les 5 millimètres (afin de garantir leur solidité). Nous avons donc des informations alternativement espacées de 2,5 puis de 5 millimètres.

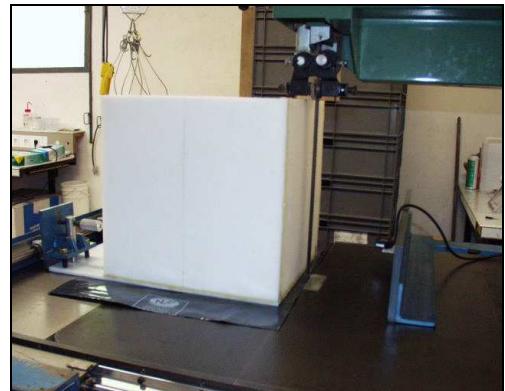


Figure 84: Scie utilisée (à gauche) et bloc en position pour l'acoupe (à droite).

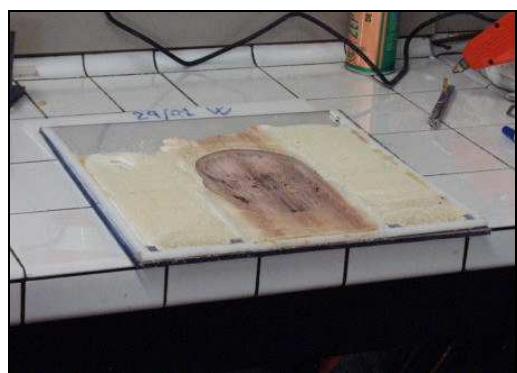


Figure 85: Bloc en cours de coupe (à gauche) et coupe en sorti ede la scie (à droite).

Les coupes sont placées dans un bac au congélateur face de chaque coupe est nettoyée puis photographiée, une avec un appareil photo argentique, l'autre photos prises avec l'appareil argentique sont développées en diapositives puis scannées avec un scanner adapté.

afin de les conserver rigides. Chaque coupe est nettoyée à l'aide d'un statif. Deux photos sont prises avec un appareil photo numérique. Les coupes sont alors développées en diapositives puis scannées avec un scanner adapté.



Figure 86: Coupe avant et après nettoyage.

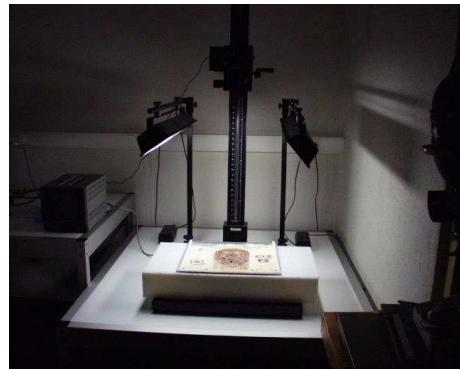


Figure 87: Montage d'un statif (appareil numérique).



Figure 88: Agauche la photo numérique, à droite une diapositive scannée.

Nonobstant la différence de teinte observée, les photos et les diapositives offrent aussi une nette différence de résolution.

	Format	Taille	Résolution
Photonumérique	TIFF	7.87Mo	2000x1312pixels
Diapositives scannées	BMP	5.50Mo	1616x1134pixels

La découpe de la tête et l'acquisition des photos ont été consacrées aux réglages de la scie et à différentes coupes. Ces tests ont permis d'obtenir 30 coupes anatomiques décrivant l'ensemble de la tête. Ci-dessous sont résumées les principales données numériques recueillies sur l'expérimentation.

	Valeur recherchée(mm)	Valeur moyenne(mm)	Ecart(mm)
Mesure au Pied à coulisse			
Bord gauche de la coupe	5,00	5,28	0,28
Milieu bas de la coupe	5,00	5,25	0,25
Bord droit de la coupe	5,00	5,20	0,20
Pas d'avancement du bloc	7,00	6,96	0,04
Copeau	2,00	1,72	-0,28
Epaisseur des coupes	5,00	5,25	0,25
Déviation gauche	0,00	0,03	0,03
Déviation droite	0,00	-0,05	-0,05

Table 13: Tableau récapitulatif des principales données obtenues.

Les déviations totales pour le bloc centier sont de $0,32 \text{ degrés}$. Cela signifie que la dernière coupe n'est pas parallèle à la première. Elle a effectué une légère rotation induisant une avancée de son côté gauche.

Les écarts entre les valeurs recherchées et les valeurs obtenues sont suffisamment faibles pour être négligeables, ils se mesurent en dixième de millimètre. Une épaisseur de 1,7 mm est prévue (dû à l'usage de celle-ci) nous a permis d'obtenir des espaces entre les coupes plus larges, ce qui nous a permis de rendre les coupes plus facilement manipulables.

Nous avons été amenés à faire un grand nombre d'observations au long de l'établissement du protocole :

- Les montants du cadre de moussage sont parfaitement visibles au scanner, de même que les règles et les tubes contenant le liquide de conservation et les références qui sont redondantes.
- Il sera souhaitable de positionner les références plutôt à proximité des centres des faces du cadre de prototype, étant hors champ, ce qui n'est pas nécessaire.
- La mousse a une très faible opacité au scanner. Cela permet de préserver la tête pendant la décongélation et la fixation totale.
- Les cathéters étant bien visibles à la coupe, on peut injecter les tubes avec de la résine. Cela permet de voir si les cathéters ont subi des déformations ou des dégâts. La résine devra être d'une couleur différente de celle des cathéters.
- Malgré toutes les précautions prises, les structures conséquent bougent. Il en résulte des problèmes de ténacité et de dissociation visuelle.

IV.2.2. Anatomie de la mandibule

Une anatomie complète du segment céphalique peut être trouvée en Annexe A. Nous allons dans cette section nous attacher à détailler la mandibule car elle nous servira par la suite de fil conducteur dans la reconstruction et la précision des reconstructions.

La mandibule est située à la partie inférieure de la partie moyenne, le corps, et deux parties latérales, les deux extrémités postérieures du corps (Figure 89).

Le bloc faisant environ 300 mm de large, 1,1 mm à gauche et 1,7 mm à droite, ce qui signifie que la dernière coupe n'est pas parallèle à la première. Elle a effectué une légère rotation induisant une avancée de son côté gauche.

Les écarts entre les valeurs recherchées et les valeurs obtenues sont suffisamment faibles pour être négligeables, ils se mesurent en dixième de millimètre. Une épaisseur de 1,7 mm est prévue (dû à l'usage de celle-ci) nous a permis d'obtenir des espaces entre les coupes plus larges, ce qui nous a permis de rendre les coupes plus facilement manipulables.

Nous avons été amenés à faire un grand nombre d'observations au long de l'établissement du protocole :

Il est donc possible de passer de la

à la

à la

à la

à la

à la

re trouvée en Annexe A. Nous avec précision les particularités de la conducteur dans la reconstruction et le la précision des reconstructions contenues dans ce manuscrit sont nouvelle nomenclature.

aface. On distingue trois parties : une , les branches montantes, qui s'élèvent aux

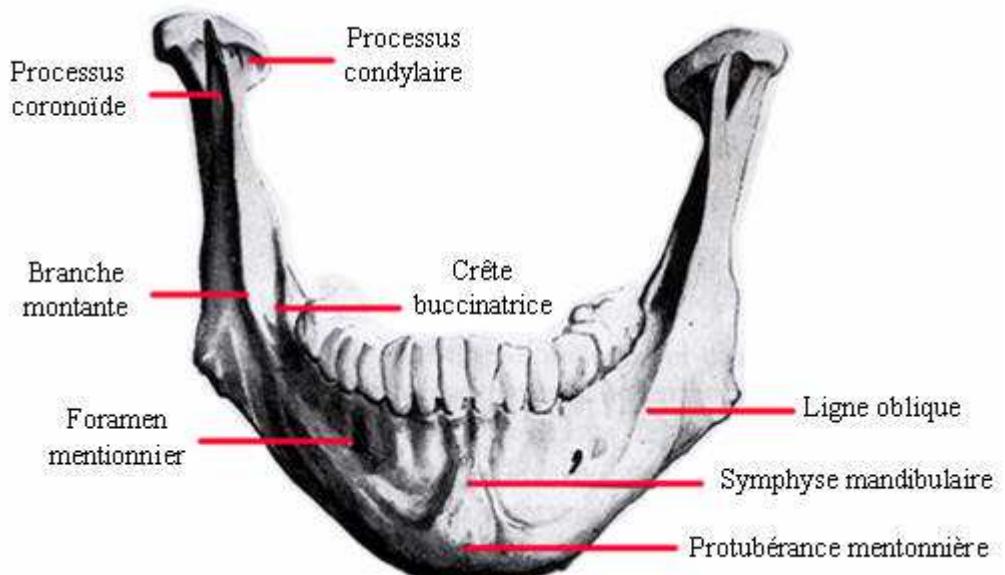


Figure 89: Mandibule, vue antérieure.

IV.2.2.1.Lecorps

Le corps est incurvé en fer à cheval. Il présente une courbure postérieure concave, un bord supérieur ou valvéal

ne face antérieure convexe, une face
et un bord inférieur libre.

➤ Face antérieure

On voit sur la ligne médiane une crête verticale, l'union des deux pièces latérales dont la mandibule termine en bas, sur le sommet d'une saillie triangulaire mentonnière.

asymphyse mandibulaire. Elle est la trace d'une suture formée. La symphyse est donc une suture

Decelle-cinaîtdechaquecôtéune crête, appelée haut et se continue avec la lèvre latérale du bord mandibule. Au dessus de la ligne oblique se trouve situé à égale distance des deux bords de la mâchoir les deux prémolaires, tantôt par l'une ou l'autre d'aisseaux etaunerfmentonniers.

ligne oblique, qui se dirige en arrière en antérieur de la branche montante de la le foramen mentonnier. Cet orifice est et sur une verticale passant tantôt entre e ces deux dents. Il livre passage aux

➤ Facepostérieure

On observe sur la partie médiane, et près du superposées, deux à droite, deux à gauche; ce sont inférieures. Les épines mentonnieres supérieures glosses; les inférieures, aux muscles géno-hyoïdie inférieures, et parfois même les quatre processus,

ord i nférieur, quatre petites saillies
les épines mentonnières supérieures et
do nnent insertion aux muscles génio-
ns. Assez souvent les épines mentonnières
sont fusionnées en une seule.

Des épines mentonnières naît, de chaque côté, une c
hyoïdienne. La ligne mylo-hyoïdienne se porte en ha
branche montante de la mandibule, en formant la lèv

rête, la ligne oblique interne ou mylo-
ut et en arrière et se termine sur la
re médiale de son bord antérieur; elle

donne attachment au muscle mylo-hyoïdien. Au-dessous d'elle court un étroit sillon, appelé sillon mylo-hyoïdien, où cheminent les vaisseaux et le nerf du même nom.

La ligne mylo-hyoïdienne divise la face postérieure du corps de la mandibule en deux parties. L'une, supérieure, excavée surtout en avant, plus haute en avant qu'en arrière, est appelée fossette sublinguale; elle est en rapport avec la glande sublinguale. L'autre, inférieure, est plus haute en arrière qu'en avant; elle est en grande partie occupée par une dépression, la fossette sub-mandibulaire, en rapport avec la glande sub-mandibulaire.

➤ Bords

Le bord supérieur ou valvolaire du corps maxillaire est creusé de cavités, les salvéoles, pour les racines des dents.

Le bord inférieur, est épais, mousseux, lisse. Il passe médiane, une surface ovaire, légèrement déprimée, le ventre antérieur du muscle digastrique.

présente, un peu en dehors de la ligne la fosse digastrique, sur laquelle s'insère

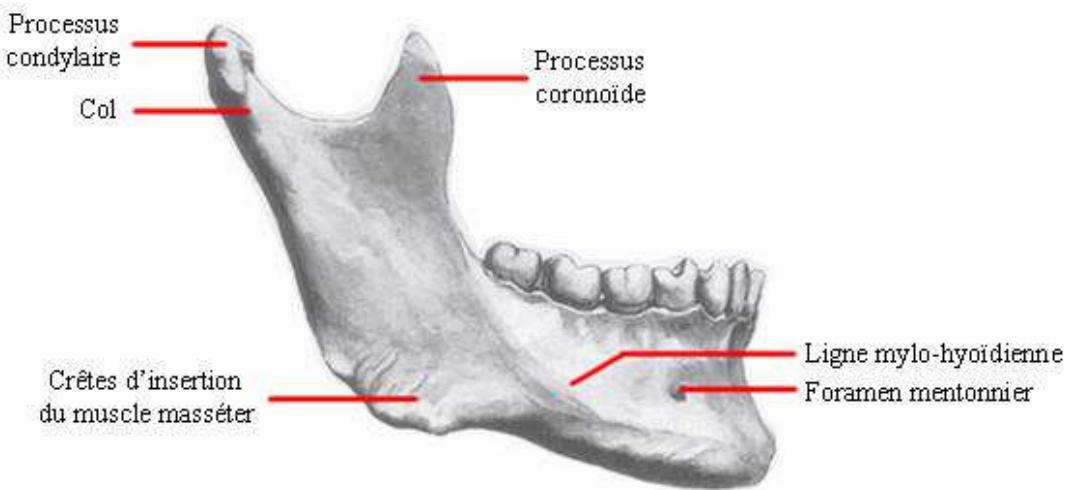


Figure 90: Mandibule, vue latérale.

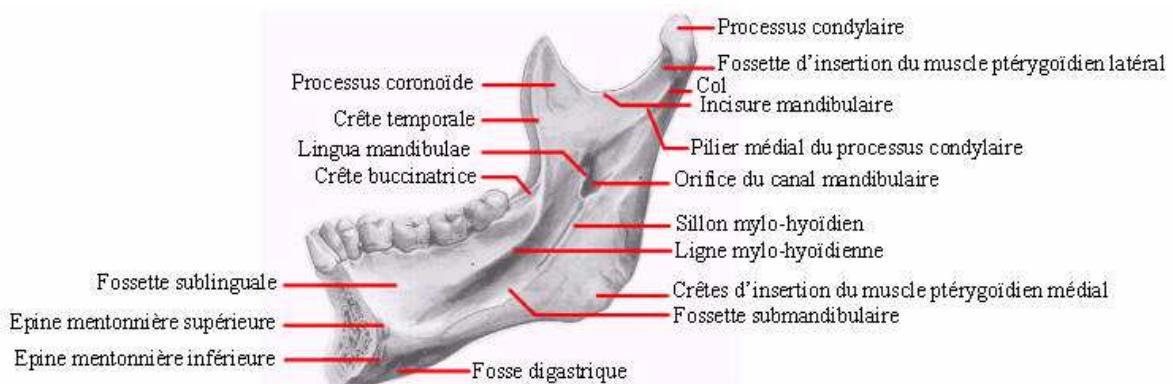


Figure 91: Mandibule, vue médiale.

IV.2.2.2.Banchesmontantes

Les branches montantes de la mandibule sont rectangulaires, allongées de haut en bas et présentent deux faces, l'une latérale, l'autre médiale, et quatre bords.

➤ Facelatérale

On voit dans sa partie inférieure des crêtes rugueuses, obliques en bas et en arrière, sur lesquelles s'insèrent les lamestendineuses du muscle masséter (Figure 90).

➤ Facemédiale

Il existe également sur la partie inférieure de la mandibule des crêtes rugueuses, obliques en bas et en arrière. Elles sont déterminées par l'insertion du muscle ptérygoïdien médial (Figure 91). A la partie moyenne de cette face, se trouve l'orifice d'entrée du canal mandibulaire, dans lequel pénètrent les vaisseaux et nerfs alvéolaires intérieurs. L'orifice du canal mandibulaire est placé sur la prolongement du rebord alvéolaire et répond au milieu du muscle masséter. Il est limité en avant par une saillie triangulaire aiguë, l'épine de Spix ou lingua mandibulae, sur laquelle s'insère le ligament sphéno-mandibulaire. En arrière de l'orifice du canal mandibulaire, se trouve parfois une autre saillie, plus petite que l'appréciée, l'anti-lingula. C'est à l'orifice du canal mandibulaire que commence le sillon mylo-hyoïdiens.

➤ Bords

Le bord antérieur est compris entre deux crêtes sous lèvre médiale limitées en bas, avec la lèvre latérale de largeur de haut en bas. Son extrémité inférieure avec la ligne mylo-hyoïdienne du corps de la mandibule médiale de la branche montante et du processus coronoïde de la branche montante.

On voit dans la gouttière que limitent en bas les deux lèvres, l'une médiale, l'autre latérale. La lèvre médiale limite en bas, avec la lèvre latérale, une gouttière qui augmente de profondeur et de largeur de haut en bas. Son extrémité inférieure avec la ligne mylo-hyoïdienne du corps de la mandibule médiale de la branche montante et du processus coronoïde de la branche montante.

Le bord postérieur est épais et mousseux et décrit une courbe en S très allongée.

Le bord inférieur se continue en avant avec le bord formé en arrière, en se réunissant avec le bord postérieur de la branche montante, l'angle de la branche montante étant formé par le processus coronoïde.

Le bord supérieur présente deux saillies, l'une postérieure, le processus condylaire, l'autre antérieure, le processus coronoïde, séparées l'une de l'autre par l'incisure mandibulaire.

Le processus condylaire est une éminence oblongue, dont le grand axe est dirigé dehors et dans un sens peu d'avant en arrière. Il déborde beaucoup plus sur la face médiale que sur la

lèvres, l'une médiale, l'autre latérale. La lèvre médiale limite en bas, avec la lèvre latérale, une gouttière qui augmente de profondeur et de largeur de haut en bas. Son extrémité inférieure avec la ligne mylo-hyoïdienne du corps de la mandibule médiale de la branche montante et du processus coronoïde de la branche montante.

Les deux lèvres du bord antérieur donnent insertion à des faisceaux tendineux du muscle buccinateur.

Le bord postérieur donne insertion à des faisceaux tendineux du muscle buccinateur.

Le bord inférieur du corps de la mandibule; il forme le bord postérieur de la branche montante, l'angle de la branche montante étant formé par le processus coronoïde.

face latérale de la branche montante de la mandibule dos d'âne, dont les deux versants antérieur et postérieur sont continués en bas avec une surface confondue avec l'extrémité supérieure du bord postérieur.

Le processus condylaire présente de plus, dans l'extrémité latérale, une petite rugosité déterminée par une partie rétrécie, le col du condyle. Celui-ci possède une fossette rugueuse où s'insère le muscle ptérygoïde. Le condyle se voit une saillie, le pilier médial du processus condylaire, formé par la lèvre médiale de la fossette d'insertion du muscle ptérygoïde.

Le processus coronoïde est triangulaire. Sa face latérale temporaire a été décrite. Son bord antérieur est continué par la branche montante. Son bord postérieur est l'incisure mandibulaire. Sa base est continue avec le processus coronoïde d'insertion du muscle temporal.

L'incisure mandibulaire, large et profonde, concave vers l'arrière et zygomatique, permet le passage des vaisseaux et des nerfs vers le massif facial supérieur.

On lui reconnaît une face supérieure en arrière qui articule avec l'os temporal. Le processus condylaire est relié à la branche montante par un creux, en dedans et en avant, d'un pilier latéral. Sur la face médiale du col du processus condylaire, formé par la lèvre médiale de la fossette d'insertion du muscle ptérygoïde.

La partie inférieure de la branche montante est bordée par l'insertion du ligament latéral de la mandibule. Ce ligament est relié à la branche montante par l'intermédiaire d'un pilier latéral. Sur la face médiale du col du processus condylaire, formé par la lèvre médiale de la fossette d'insertion du muscle ptérygoïde.

La face latérale est lisse. Sa face médiale présente une surface concave en arrière, limitée en avant par l'os. Son sommet supérieur est mousseux. Le pilier latéral est continué avec la lèvre latérale du bord postérieur, concave en arrière, limite en avant par l'os. Son sommet supérieur est mousseux. Le pilier latéral est continué avec la lèvre latérale du bord postérieur, concave en arrière, limite en avant par l'os.

En haut, il fait communiquer les régions susaux et nerfs du massif facial.

IV.2.3. Détection des contours

IV.2.3.1. Organes à traiter

Nous avons décidé à l'origine de cette étude de ne pas prendre en compte les organes présents dans le segment céphalique. Or il existe des modèles éléments finis de la tête composée du crâne et du massif facial supérieur, lesquels peuvent être trouvés dans [DEL02]. Nous avons donc concentré notre attention sur ces trois organes.

De plus, l'opportunité de mener une étude complète du massif facial supérieur en collaboration avec Christophe Delille, doctorant au LAMIH, nous a poussés à étudier plus particulièrement l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial. L'objectif d'une attention encore plus poussée que les recherches complémentaires de laboratoire crânien.

Il nous intéressait à la grande diversité des os de la tête, la mandibule et le cerveau dans [DEL02]. Nous avons donc choisi de traiter les contours de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial.

Christophe Delille, doctorant au LAMIH, a développé une méthode de simulation de la détection des parties osseuses. Le crâne et la mandibule ont ainsi fait l'objet d'une attention particulière, tout comme les autres organes, le cerveau étant quant à lui traité séparément.

IV.2.3.2. Détection des organes

Les deux images de la Figure 92 sont un exemple de la procédure décrite dans la section IV.2.1.3. Elles illustrent l'application de ce protocole. Ensuite, nous effectuons une coupe au niveau du cerveau, des ventricules latéraux, du cervelet et de différents paramètres que nous avons utilisés pour la coupe. Il est important de remarquer qu'au niveau de la coupe choisie, il a été permis de mettre en exergue les

coupes obtenues en mettant en œuvre une coupe scanner et une coupe de l'oreille. Ces coupes passent notamment par le tronc cérébral. Avant de préciser les méthodes d'acquisition, nous allons décrire les types de coupes et les réglages qui sont nécessaires. Mais en contrepartie, les masses

musculaires et graisseuses ainsi que les diverses parties du cerveau sont devenues plus difficilement discernables.

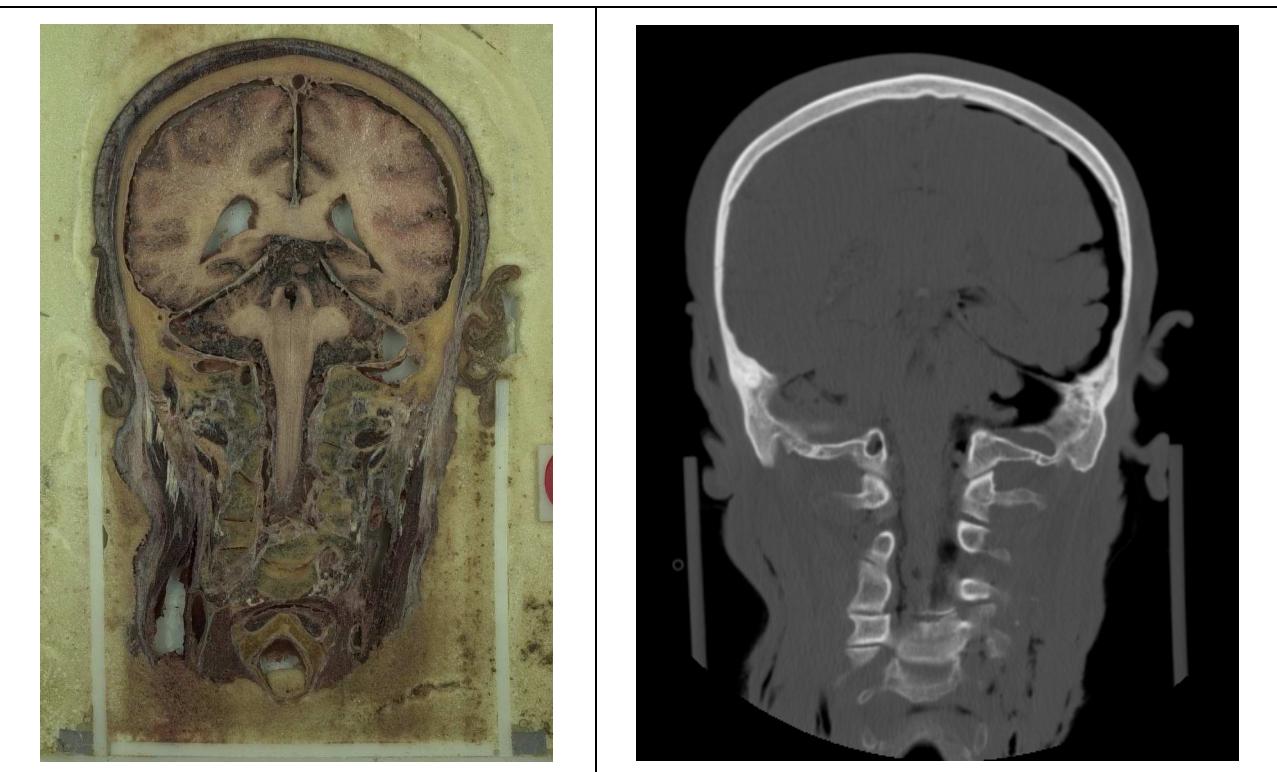


Figure 92: Coupessériéesetscannerencorrespondance.

Pour rappeler les structures et organes à détecter sur

chacune des coupes sont les suivants:

- L'ensemble crâne et massif facial supérieur, la moitié cérébrale pour les organes;
- Les règles en plastique afin d'avoir un équivalent des cathéters afin de permettre un recalage 3D ultérieur entre les reconstructions obtenues.

En utilisant les diverses remarques faites au cours d'images et les organes que l'on peut y détecter nous pour détecter les os sur chacune des deux coupes:

- Un renforcement des blancs suivi d'un lissage et filtre Sobel pour les coupes scanner. Le renforcement des blancs permet de réduire les perturbations générées par le fonctionnement du seuil HU à partir duquel les parasites apparaissent.
- Un lissage suivi d'un filtre de Sobel puis un renforcement des blancs et finallement une segmentation par ligne de Partage des Eaux pour les régions correspondantes aux recherches que nous nous proposons.

Le seuil a été évalué en utilisant un seuillage à 100 pour les os et en gardant les os-mêmes tandis que les parasites sont éliminés. Nous désignons ensuite les régions.

Le seuil a été évalué en utilisant un seuillage à 100 pour les os et en gardant les os-mêmes tandis que les parasites sont éliminés. Nous désignons ensuite les régions.

Pour l'ensemble crâne et massif facial supérieur la dernière coupe, correspondant à l'arrière de la tête procéder permet de ne pas avoir à désigner tous les acquis. Une attention particulière doit être portée aux vertèbres et la mandibule sera approchent/ou en retouches manuelles sont alors nécessaires afin d'éviter une fausse détection et donc la fusion erronée des organes.

Pour la mandibule il est là aussi nécessaire de par afinedétecterlesdeuxbranchesqui formentsont porter une attention particulière à la mandibule qu (voir Figures suivante).

La propagation des contours se fait de la tête, vers la première coupe. Cette façon de faire de la face lors de la première coupe aux coupes où l'atlas (première trentaine) contact avec la boîte crânienne. Des vites erreurs de détection et donc la fusion

tir de la dernière coupe où elle apparaît à l'extrême supérieure. Il n'est nécessaire de faire au moment de son contact avec le crâne

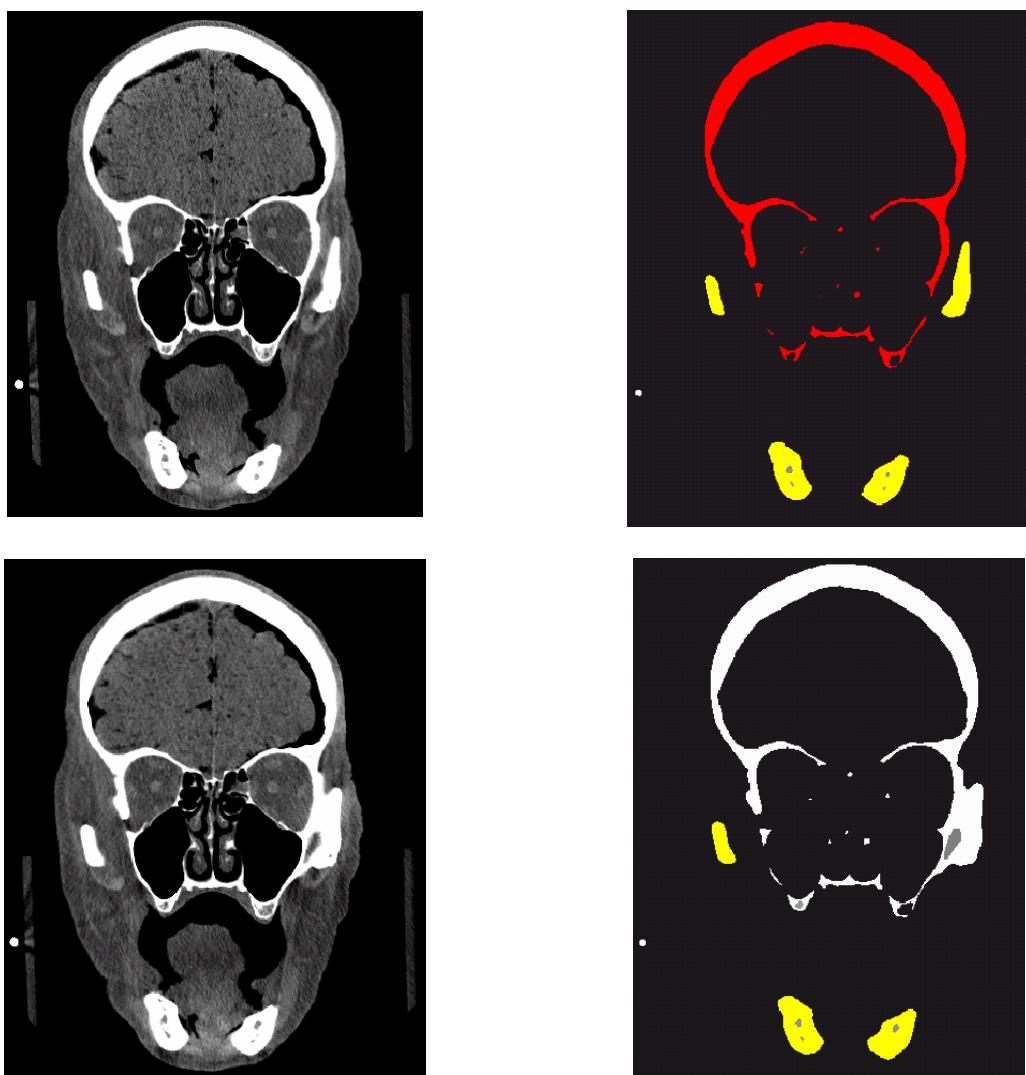


Figure 93: Exemple d'erreure de détection. Sur la coupe du haut, l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur (en rouge) et la mandibule (en jaune) sont séparés lors de la détection. Sur la coupe suivante une intervention manuelle est requise pour les séparer.

La distinction entre cerveau, cervelet et tronc cérébral anatomiques. Comme remarqué précédemment sur les coupes scanner ces structures se devinent mais ne se distinguent pas. Pour obtenir l'anatomiste fasse une acquisition manuelle utilisant ses connaissances afin de les extrapoler.

Le cerveau ne peut se faire que sur les coupes supérieures. Pour obtenir l'ensemble du contour il serait nécessaire qu'un anatomiste fasse une acquisition manuelle utilisant ses connaissances afin de les extrapoler.

La détection automatique sur les coupes anatomiques se fait en utilisant des paramètres identiques à ceux utilisés pour la détection des os. En effet les structures à détecter sont suffisamment grandes pour qu'un traitement élimine les parasites permette de mieux les détecter. De plus le tronc cérébral possède la partie structure foncée, ce qui rend sa distinction possible. Le cervelet et le cerveau sont tous deux entourés par une telle démarcation anatomique qui facilite la détection. Cependant il faut appliquer pour la détection du cerveau une séquence de deux autres étapes.

IV.2.3.3. Détection des autres structures

Les références (règles et cathéters) et le cadre utérin sont détectables en utilisant des paramètres similaires aux os. En effet ces structures sont claires et ont une texture uniforme, entourées de mousse, structure blanche sur fond noir. Il est donc facile à l'aide d'un filtre de Sobel de délimiter ces deux organes. Un second lissage atténue la texture étant plus marquée que celle des deux autres organes.

Cependant nous ne nous sommes servis que du cadre utérin pour recalculer les données entre elles. En effet les cathéters ont été déformés par la mousse lors de leur expansion et leur position n'est donc pas fixe. Les hauts du cadre refurent donc troués pour leur référence en 3D et donc doivent être détectés.

IV.2.3.4. Résumé de la procédure

Quelques éléments de l'image traitée travaille dans la section IV.2.3.2. en partant pour chaque coupe et commençant par la première coupe à laquelle les organes sont détectés. La détection des structures est donc organisée comme suit:

1. Détection des os (ensemble crâne et massif facial supérieur, et mandibule) et des références (règle et cadre) en utilisant les règles définies dans la section IV.2.3.2 et débutant à la dernière coupe (située à l'arrière de la tête);
2. Détection du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral en utilisant les réglages définis dans la section IV.2.3.2. en partant pour chacune des coupes suivantes.

Les diverses mesures permettant de comparer les séries anatomiques sont résumées dans le tableau suivant:

	Coupesscanner	Coupesséries
Nombredécoupes	193	60
Résolutiondesimages	512x512pixels	2000x1312 pixels
Zonedel'imageoccupéeparla tête	410x512pixels	810x1100pixels
Espace mententredeuxpixels	0,47mm	0,21mm
Tempsdedétection:		
Os+structuresderéférence	Unejournée	Unejournée
Cerveau,cervelet,tronccérébral	-	Troisjours
Nombredécontours/Nombremoyen de pointspar contour:		
Ensemblecrâneetmassifacialsupérieur	163/1834	50/2120
Mandibule	73/414	20/490
Cerveau	X	47/880
Cervelet	X	18/442
Tronccérébral	X	9/280

Table 14: Comparaison des détections effectuées sur les deux types d'imageries.

La différence de résolution que nous avons déj
différents types d'imagerie est sensible lorsqu'un
contour de l'ensemble constitué par le crâne et le
De même, la tête étant un petit segment, le nombre
plus élevé (trois fois supérieur) que le nombre de
meilleure résolution de celles-ci ne permet donc pas
de coupes, ce qui équivaut à équilibrer la future reconstru
résolution sur une coupe qu'il n'en serait utile. C
e
qualité des images anatomiques et le nombre d'organ
anatomiques rendra tout jours cette typologie d'imagerie précise.

C'est donc en prenant en compte l'utilisation finale détecter qu'il faudra choisir le type d'acquisition d'une très bonne vitesse d'extraction et d'une précision convenir pour tous les organes. Si l'étude à mener aisement à repérer sur une image scanner, les coupes au traitement sera certes moins rapide et la précision résultats obtenus dans la distinction des organes de l'anatomie.

IV.2.4. Travaux complémentaires

Nous avons contribué à trois études à buts et à moy comparaison entre les différents types d'imagerie et

déjà évoquée lors de la description des on compare le nombre moyen de points par massif facial supérieure et de la mandibule. de coupes scanner la décrivant est bien coupes anatomiques correspondantes. La sderattraper la perte de données entre les ction tridimensionnelle en apportant plus de pendant il ne faut pas négliger le fait que la n esquel on peut identifier sur les coupes ieux.

al et les organes que l'utilisateur désire . Le traitement des images scanner bénéficie c vision spatiale meilleure, mais ne peut porter sur des organes bien précis et moins atomiques sont le meilleur choix. Leur spatialie un peu moins faible mais les ntrees qui permettent une plus grande fidélité à

La première de ces études fut menée sur les muscles avec Michel Behr du LBA [BEH02]. Elle est basée sur une description géométrique fine de l'ensemble des

du membre pelvien en collaboration
400 coupes IRM. Le but est d'obtenir
os, des fuseaux de plus de treize muscles

de la cuisse (des adducteurs au quadriceps, en passant par les ischiojambiers). Six muscles de la jambe ont pu être détectés de façon individuelle. La finalité de l'étude est d'observer les variations de géométrie de chaque muscle et d'appréhender l'effet réel d'une contraction des muscles.

Pour détecter les os sur les coupes IRM nous avons utilisé les mêmes réglages que pour la détection des os de la tête sur les images scanner et sans erreurs.

La détection des divers faisceaux musculaires s'est réalisée aussi rapidement mais en utilisant cette fois l'algorithme de Ligne de Partage des Eaux, précédé par un lissage, un rehaussement des noirs et un filtre de Sobel. Les fins couches de graisse leur différenciation fut facilitée.

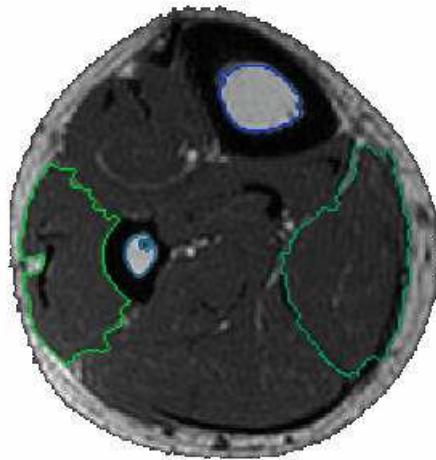


Figure 94: Où les faisceaux musculaires détectés sur une coupe du membre pelvien

Une attention particulière a dû être portée à la certaines coupes leur différenciation était difficile et a nécessité une reprise manuelle des contours détectés par l'algorithme.

Cette étude est la seule que nous ayons réalisée sur une série d'images IRM. Cela nous a permis de nous trouver confrontés à un manque de résolution de la taille de l'image ne soit que de 256x256 pixels n'a pas eu de véritable influence. En effet le diamètre d'une jambe n'étant pas très grand (comparativement à celui du thorax que nous verrons dans le paragraphe suivant) la disproportionnée comparativement à l'épaisseur des structures de la jambe. La disproportion est effectuée dans une section tridimensionnelle.

éparation des faisceaux musculaires. Sur le et a requis une reprise manuelle des contours détectés par l'algorithme.

Sur une série d'images IRM. Cela nous a permis de nous trouver confrontés à un manque de résolution de la taille de l'image ne soit que de 256x256 pixels n'a pas eu de véritable influence. En effet le diamètre d'une jambe n'étant pas très grand (comparativement à celui du thorax que nous verrons dans le paragraphe suivant) la disproportionnée comparativement à l'épaisseur des structures de la jambe. La disproportion est effectuée dans une section tridimensionnelle.

IV.2.4.2. Etude du membre thoracique

La seconde étude à laquelle nous avons participé fut menée sur une série de 296 coupes transversales du thorax en collaboration avec Lionel Thollet du LBA [THO02]. Le but est de générer un modèle éléments-finis 3D du membre thoracique et du thorax qui prenne en compte le maximum de structures : ligaments, muscle

t menée sur une série de 296 coupes transversales du thorax en collaboration avec Lionel Thollet du LBA [THO02]. Le but est de générer un modèle éléments-finis 3D du membre thoracique et du thorax qui prenne en compte le maximum de structures : ligaments, muscle

Les images scannées sur lesquelles nous avons travaillé les coupes ont été effectuées sur le thorax entier, la résolution des images acquises. Aussi il a été nécessaire de délimiter les contours pour tous les organes non osseux. Leur définition anatomique a rendu considérablement l'ensemble de

ai Il étaient de qualité médiocre. En effet leur grand nombre a nécessité de réduire la ssaire de recourir au tracé manuel des f férenciation mal aisée, même pour un uprocessus.

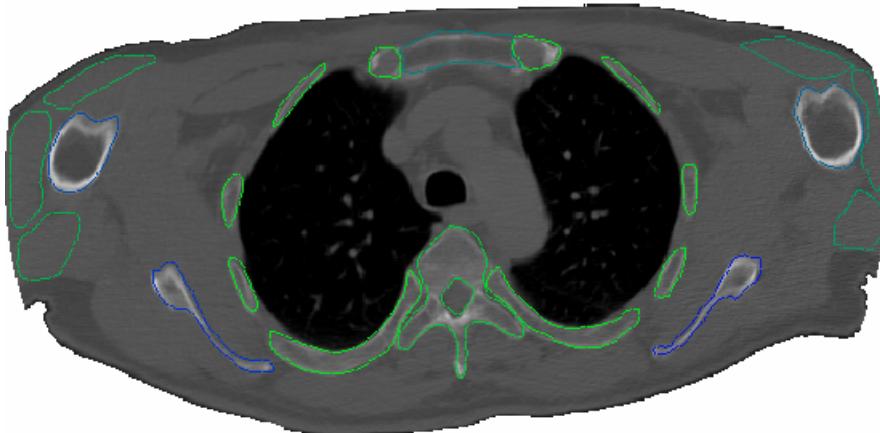


Figure 95: Contours d'os et de muscles sur une image scanner du thorax.

Cette étude nous a confronté à un manque de précision : les coupes sont effectuées tous les 1,3 millimètres (centimètres) mais de plus l'espacement entre deux coupes est très inférieur aux distances obtenues lors de la conséquence : les petites structures (ligaments, tendons, etc.) sont traitées comme des contours et leur taille réelle n'est pas déterminée avec précision. Même si la fiabilité de la remise en cause, le temps d'exploitation des données de propagation des contours sur une série de coupes est

on del'image. En effet non seulement les (car le thorax a une hauteur d'environ trente pixels consécutifs est de 0,7 millimètres, ce du traitement du segment céphalique. En ons...) ont difficilement pu être décrites et vers sur leur connaissance théorique plus que ité des contours détectés n'est donc pas née s a drastiquement augmenté car la ait inutilisable.

IV.2.4.3. Etude du pélvis

La troisième étude fut menée sur le bassin, et plus en collaboration avec Ludovic Lino [LIN02]. Le bassin est un modèle tridimensionnelle d'une grande précision afin d'évaluer la position des lames de l'angle d'antéversion. Celarépose sur la mesure de l'angled'antéversion qui est évalué par 30 coupes sérielles anatomiques effectuées selon l'anatomie de la figure IV.2.1.2).

particulièrement sur le pelvis, en
t est d'obtenir une reconstruction
uer l'orientation du cotyle dans l'espace.
del'inclinaison. L'études'est appuyées sur
cien protocole de coupe (voir section

La détection du bassin utilisa la même configuration de l'ensemble crâne et massif facial supérieure et de l'anatomie. Cependant de nombreuses retouches manuelles du problème de détection engendrées par des traces de coupes. Ces coupes avaient en effet été prévues et ne répondait donc pas totalement aux critères de visibilité de la détection automatique.

n de paramètres que la détection de
andibules sur les coupes sérielles de la tête.
ent être faites afin de corriger les
rouge provenant d'un mauvais nettoyage
es pour un contourage manuel et ne
ilité plus poussés que nécessite une



Figure 96: Contours du bassin sur coupes sériées anatomique.

IV.3. Reconstruction et maillage surfacique

IV.3.1. Reconstruction géométrique

C'est durant cette étape (ainsi que dans la suivant déetectés lors de l'extraction des contours des organes) que les problèmes de disproportion peuvent prendre toute leur importance. En effet, même si il est toujours possible de travailler avec un découpage disproportionné de l'espace, les éléments surfaciques générés sont proportionnellement déformés, étirés, allongés. Même si la reconstruction tridimensionnelle n'en est pas pour autant disgracieuse, elle peut être améliorée en faisant sorte que le pavage de l'espace sera le plus possible d'un pavage cubique. Pour ce faire la méthode de division utilisée, impliquant cependant une perte de précision

que les problèmes de disproportion peuvent prendre toute leur importance. En effet, même si il est toujours possible de travailler avec un découpage disproportionné de l'espace, les éléments surfaciques générés sont proportionnellement déformés, étirés, allongés. Même si la reconstruction tridimensionnelle n'en est pas pour autant disgracieuse, elle peut être améliorée en faisant sorte que le pavage de l'espace sera le plus possible d'un pavage cubique. Pour ce faire la méthode de division utilisée, impliquant cependant une perte de précision

Lors du premier chargement des données le logiciel de reconstruction indique les informations nécessaires: la distance (en millimètres) en X, Y et Z entre deux points consécutifs. Il indique aussi si l'organe est inclus (nombre de pixels en X, en Y et en Z). Il est alors possible d'importer à nouveau les données en redéfinissant le nombre de divisions de l'espace dans le but d'obtenir un pavage régulier. Pour ce faire le logiciel requiert le nombre de nouvelles divisions qu'il doit effectuer.

Une utilisation annexée de ceré-échantillonage de modèles et donc du temps nécessaire à leur génération. La reconstruction 3D est une grossière visualisation d'avant le maillage surfacique, une division plus raffinée

de reconstruction indique les informations nécessaires: la distance (en millimètres) en X, Y et Z entre deux points consécutifs. Il indique aussi si l'organe est inclus (nombre de pixels en X, en Y et en Z). Il est alors possible d'importer à nouveau les données en redéfinissant le nombre de nouvelles divisions qu'il doit effectuer.

'espace est la diminution de la taille des éléments. Si le but recherché pour la validation, étape transitoire de l'objet pour validation, est de définir l'espace peut-être afin

d'avoir moins d'éléments octaédriques décomposant l'espace, donc moins d'octaèdres interceptant la surface à tester et par conséquent moins d'éléments de surface à générer.

Il est à noter qu'une perte de données. Si le but recherché est une représentation de l'espace en tiers, il doit être utilisé.

Afin de donner plus de précisions à propos de la façon dont les critères peuvent être fixés nous allons décrire en détail la procédure. Comme nous l'avons précisé dans l'introduction, cet exemple géométrique, permet d'illustrer avec clarté les points que peuvent apporter ou provoquer les diverses optimisations.

La mandibule est reconstruite à partir de ses 72 co
L'espacement initial entre deux pixels consécutifs
Ces valeurs sont déduites de trois valeurs relevées
largeur en pixels et en centimètres de la fenêtre a
effectuées. L'espacement en X et en Y entre deux pi
fenêtre en centimètres divisée par sa taille en pix
l'espacement entre les coupes. De plus la mandibule
pixels de largeur en X, 200 pixels en Y et 72 coupes

Une disproportion est constatée, les éléments du pa
mais ayant une longueur en Z (1 mm) deux fois supéri
octaèdres générés lors de l'application du Marching
cette disproportion. Si l'on désire retrouver des é
nécessaire de ré-échantillonner la matrice. Une simp
nouvelles largeurs en X et en Y de la matrice:

$$N_x = \frac{255 \times .47}{1} = 120 \text{ et } N_y = \frac{200 \times .47}{1} = 94$$

Une reconstruction effectuée en utilisant ces nouvelles divisions basées sur une division cubique de l'espace. Afin de vérifier la trop faible division de l'espace et de constater le bon fonctionnement de l'algorithme nous avons effectué plusieurs reconstructions en utilisant les nombres de divisions calculés par l'algorithme et finalisées par la méthode de 3.

la conséquence d'un ré-échantillonage des fins de chacun des détails de l'organe

çondont les divers paramètres doivent être de reconstruction de la mandibule. organe, de par sa taille et ses spécificités possibles améliorations ou les dégradations proposées par le programme.

ntours détectés sur les images scanner.
est 0,47 mm en X et de 1 mm en Z.
sur la série de coupes scannées effectué : la
coupise ainsi que l'épaisseur des coupes
xels consécutifs est égal à la taille de la
xels, l'espacement en Z étant égal à
est incluse dans une matrice ayant 255
en Z.

vage de l'espace n'étant pas cubiques eure à celles en X et Y (0,47 mm). Les -Octaedra possèderont donc eux aussi éléments parfaitement cubiques il est le règle de trois permet de déduire les

ve aux nombres de divisions sera donc tester les dégradations possibles d'une s performances maximales de notre tions. Celles-ci se basent sur un espace és ci-dessus, puis ceux-ci divisés par 2 et

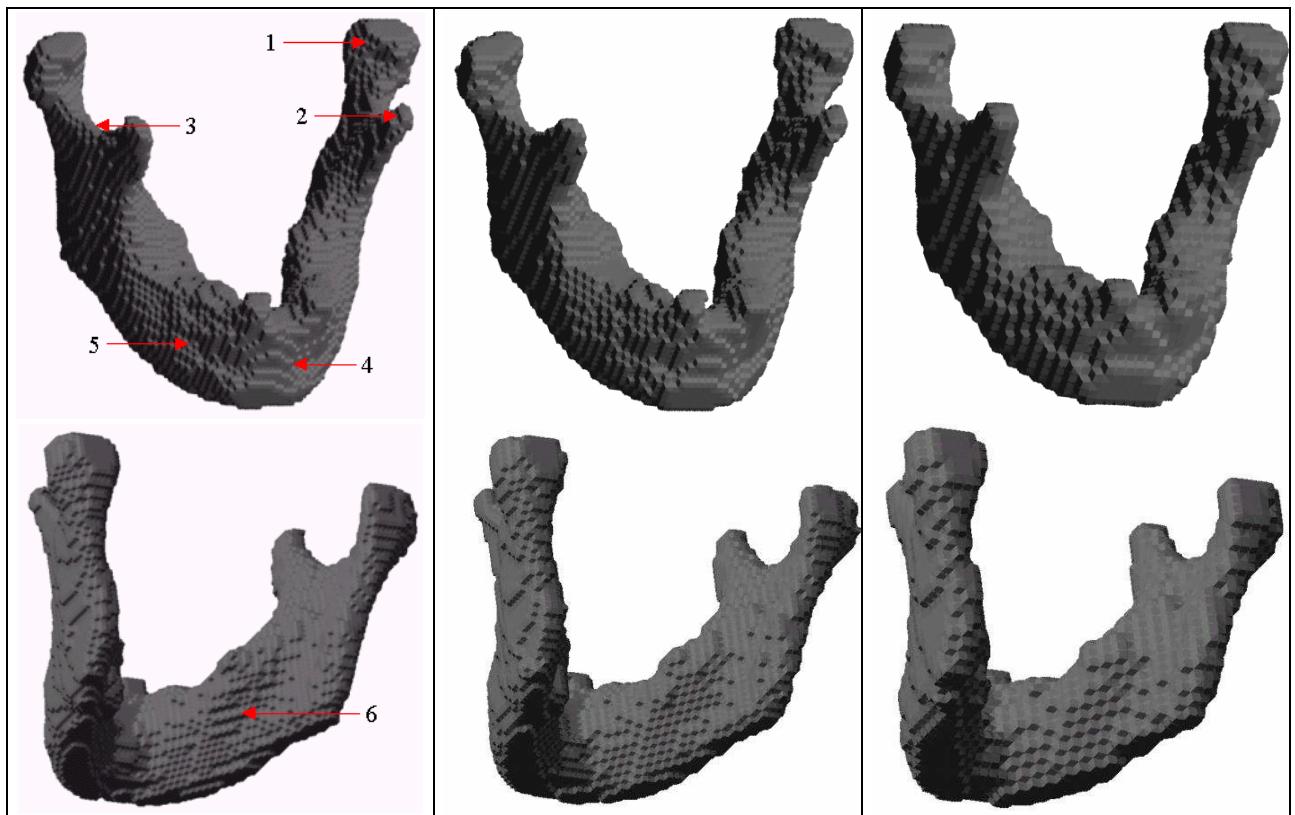


Figure 97: Reconstructions de la mandibule. De gauche à droite : reconstruction en utilisant une division cubique de l'espace ($120 \times 94 \times 72$), puis en divisant le nombre de divisions de X, Y et Z par 2 ($60 \times 47 \times 36$) et finalement par 3 ($40 \times 31 \times 24$).
 1: processus condylaire; 2: processus coronoïde; 3: col; 4: symphyse mandibulaire; 5: foramen mentonnier; 6: fossettes sub-mandibulaire.

N'ayant effectué aucun lissage pour améliorer l'aspect de la mandibule la représentation obtenue est très hachée. Néanmoins plusieurs points peuvent déjà être remarqués :

- Les processus condylaires et coronoïdes ainsi que le col peuvent être distingués sur chacune des représentations. Cependant leur représentation est plus grossière lorsque le nombre de division diminue.
- La symphyse mandibulaire, le foramen mentonnier et la ligne oblique peuvent être distingués sur les deux premières représentations mais ne peuvent être que devinés sur la troisième.

Il reste à résoudre le problème posé par le "hachage" de la reconstruction directe. Lors de l'importation des contours appartenant aux contours et à l'organe sont affecté pixelshorsdel'objeton une valeurfonctionnelle 1. Les points d'intersection entre les octaèdres et entre les sommets de l'octaèdre, en se servant de l comme pondération. Cependant un tel hachage des représentations hachées de l'organe, les points d'intersection sont systématiquement placés au milieu des arêtes des oc

e" de la représentation obtenue par une ontours précédemment détectés les pixels s'd'une valeurfonctionnelle égale à 2. Les égale à 0. L'isovaleurestquantàellefixée à la surface sont calculés par interpolation à valeurfonctionnelle de ces sommets leursfonctionnelles conduit à une intersection entre l'objet et la surface étant taèdres. Le logiciel permet d'effectuer un

ou plusieurs lissages des valeurs fonctionnelles ayant reconstruction afin de rendre la courbure des formes de l'organe et de mieux placer les points d'intersection. Il est tout de même nécessaire de remarquer que si quelques lissages améliorent la qualité de la représentation, un trop grand nombre de lissages dénature l'organe.

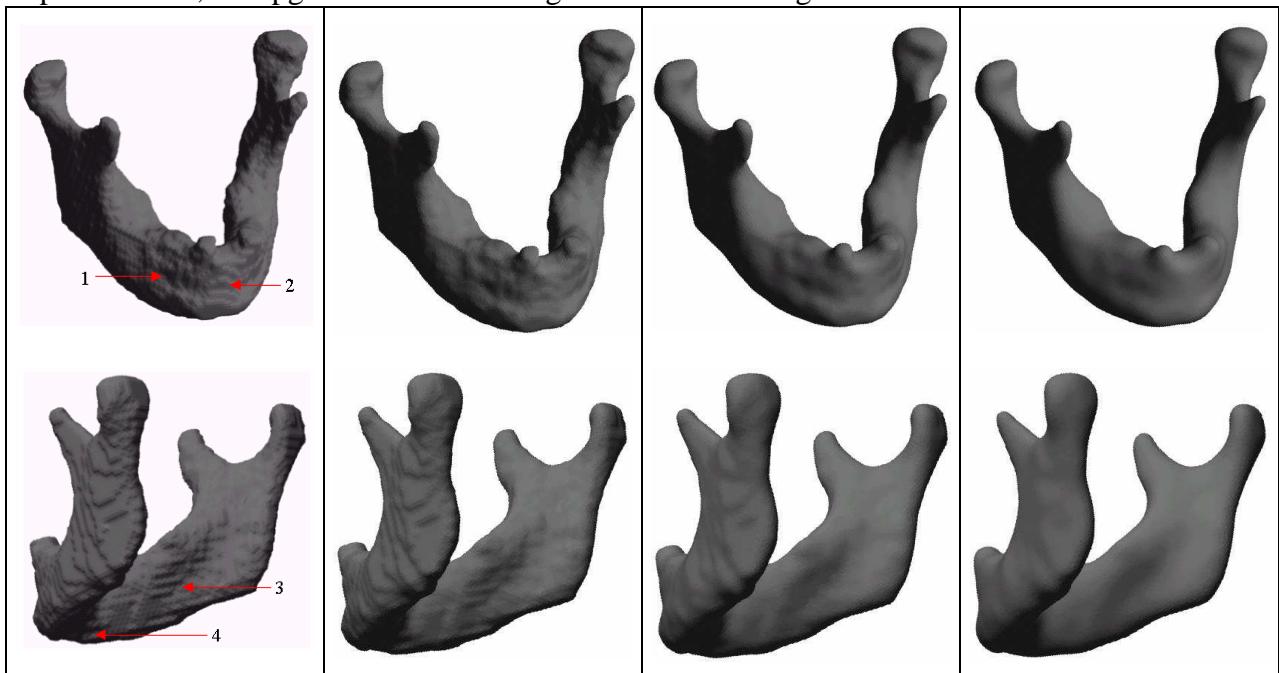


Figure 98: Reconstruction de la mandibule avec respectivement 2, 4, 8 et 16 lissages avant reconstruction.

1: foramen mentonnier; 2: symphyse mandibulaire ; 3: fossette sub-mandibulaire (bordée par la ligne mylo-hyoïdienne); 4: fosse digastrique et épinement tonnière inférieure.

Sur la figure précédente nous avons appliqué un nombre croissant de lissages pré-reconstruction. Nous avons utilisé la division de l'espace de taille maximale (soit 120x94x72) pour reconstruire la mandibule.

Les reconstructions tridimensionnelles correspondent à 2 et 4 lissages sont encore un rendu haché. Cependant ce sont celles qui possèdent le plus de détails fidèles. Le foramen mentonnier, par exemple, disparaît peu à peu avec l'augmentation du nombre de lissages. De même la symphyse mandibulaire s'efface progressivement. Les fossettes sub-mandibulaires et la fosse digastrique s'estompent avec le lissage progressif de la ligne mylo-hyoïdienne et de l'épinement tonnière inférieure.

La représentation obtenue après 8 lissages pré-reconstruction est un bon compromis permettant de réduire le hachage sans pour autant perdre trop de détails anatomiques. Les paramètres permettant de générer (division de l'espace en un pavage cubique 120x94x72, 8 lissages pré-reconstruction) sont ceux que nous adopterons pour la suite du traitement de la mandibule lorsqu'en nous baserons sur une représentation tridimensionnelle.

IV.3.2. Maillages surfacique

Les disproportions des éléments sont simplement dissipées sur une reconstruction tridimensionnelle. Mais pour un maillage surfacique elles doivent être évitées à tout prix sous peine d'obtenir un modèle final de qualité médiocre. En conséquence l'étape décrite dans la

section précédente sur la redivision de l'espace n'est plus ici optionnelle mais quasiment obligatoire.

Les lissages pré-reconstruction sont là aussi utilisables et conduisent à des éléments formant entre eux des angles plus éloignés de l'angle droit, ce qui améliore la qualité globale du modèle élément fini générée.

Deux options spécifiquement dédiées au maillage sont disponibles en plus de celles communes avec la reconstruction tridimensionnelle : les lissages post-reconstruction et la fusion des quadrangles dégénérés. Ces deux opérations sont en vérité nécessaires pour rendre acceptable la qualité d'un modèle. La suppression des quadrangles dégénérés est une opération inévitable pour obtenir un maillage de qualité. De plus, comme nous l'avons vu dans l'exemple de maillage obtenu sans post-lissage, il est nécessaire de faire preuve de mesure. Une application de l'algorithme de bougé de points un par deux quadrangles conduit à la désénérescence du modèle et à un éloignement de la réalité anatomique.

Finalement un équilibre doit être atteint entre la taille des éléments et la fiabilité géométrique globale du maillage. En effet la taille avec le temps nécessaire à la simulation. Il est possible de très petite taille mais dans ce cas ils deviennent des moins bons. Cependant il est aussi important que la taille soit suffisamment grande pour que la qualité du maillage soit élevée et pour que la simulation puisse se faire correctement.

Afin de servir d'exemple nous allons continuer de reconstruire la mandibule dans la section précédente. Nous allons utiliser les paramètres optimaux définis permettant d'obtenir un pavage cubique de la matrice respectivement en X, Y et Z, ce qui nécessite de pré-lissages rendant correctement les formes de l'organe. Dans la figure suivante sont représentés plusieurs maillages post-lissages effectués (la suppression des quadrangles ayant été faite par défaut). Les données sont données dans le tableau suivant.

Facettes sont disponibles en plus de celle : les lissages post-reconstruction et la fusion des sommets partagés uniquement pour obtenir un maillage de qualité. De plus, comme nous l'avons vu dans la section II.6, il est médiocre. Cependant il est aussi intéressant de voir que plus la taille des éléments est grande, meilleure sera la qualité du maillage.

taille des éléments et la fiabilité des quadrangles est directement corrélée à la taille des éléments utilisables, la simulation pouvant durer plus longtemps si la taille des éléments est trop grande. Il y a donc un équilibre à trouver entre la taille des éléments et la fiabilité de la simulation.

Il faut également préciser l'exploitation de la mandibule. Il est possible de la modéliser en utilisant les paramètres optimaux définis précédemment (120, 94 et 72 divisions de la matrice respectivement en X, Y et Z) et en utilisant 8 lissages. Dans la figure suivante sont représentés plusieurs maillages de la mandibule suivant le nombre de sommets partagés uniquement par deux éléments numériques concernant ces maillages sont donnés dans le tableau suivant.

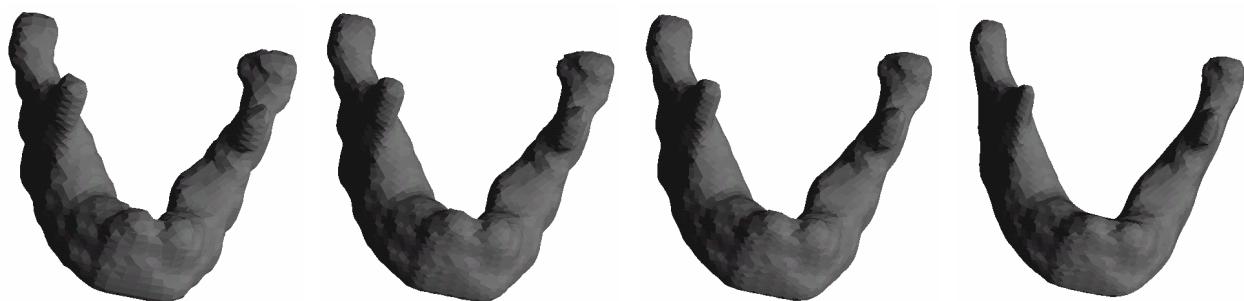


Figure 99 : Modèles superficiels de la mandibule. De gauche à droite : 0,5, 15, 0,15 et 40 post-lissages.

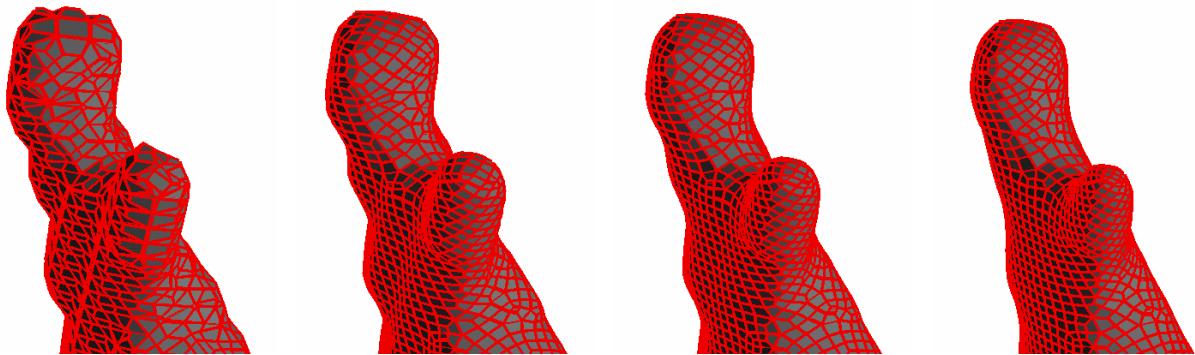


Figure 100: Gros plans sur la partie haut gauche du modèle sur faciques de la mandibule de la figure précédente. De gauche à droite 0, 5, 15 et 40 post-lissages.

	0 lissage	5 lissages	15 lissages	40 lissages
Nombre des sommets	43427	43427	43427	43427
Nombre de quadrangles	43425	43425	43425	43425
Rapport maximal entre les cotés	160467	4.14	2.66	2.64
Jacobien minimal	-1	0.38	0.41	0.42
Nombre de quadrangles tels que:				
Torsion > 10°	4228(10%)	1285(3%)	1227(3%)	1009(2%)
Torsion > 25°	115	15	22	19
Torsion > 40°	7	0	1	0
Rapport entre les cotés > 2.	34573(80%)	8882(20%)	3861(9%)	3471(8%)
Jacobien < 0,5	12220(28%)	1009(2%)	101	104

Table 15: Données numériques concernant les maillages des figures 99 et 100

La mauvaise qualité des quadrangles du maillage brut rend ce maillage non utilisable en simulation. Les trois autres maillages sont rectifiés dès les premiers éléments distordus. On note que après les 15 lissages, les éléments sont rectifiés.

C'est au niveau de la fiabilité géométrique que le maillage lissé est intéressant. Nous constatons le même phénomène de pré-reconstruction. Les processus condylaires et co- foramen mentonnier et la symphyse mandibulaire sont correctement positionnés et la géométrie est améliorée.

Pour la mandibule nous avons donc décidé d'effectuer un maillage fiable anatomiquement tout en maintenant une bonne qualité.

Le maillage lissé possède des éléments étirés, jacobien faible et éléments non quadrangulaires. Cependant, il possède des éléments réguliers et bien alignés pour une simulation numérique.

Le choix doit donc être fait entre les deux types de maillages : le maillage lissé et le maillage quadrangulaire. Le maillage quadrangulaire possède des éléments réguliers et bien alignés, mais il peut être moins précis que le maillage lissé.

En conclusion, le maillage lissé est recommandé pour la simulation de la mandibule car il possède une meilleure qualité géométrique et une meilleure fiabilité anatomique.

IV.3.3. Simulation numérique d'un impact sur un modèle de tête

IV.3.3.1. Etablissement du modèle

Dans le cadre d'une collaboration avec Christophe Delille, doctorant au LAMIH de Valenciennes, nous avons élaboré et validé un modèle constitué par le crâne et le massif facial supérieur.

Nous avons appliqué notre méthode de maillage surface à l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur. Nous avons utilisé une série de 182 coupes IRM spacedes pixels. Le temps de travail nécessaire pour obtenir quadrangles de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur aurait pu être de 30 minutes sur un biprocesseur Pentium II cadencé à 300 MHz. Cependant, l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur aurait pu prendre jusqu'à 76000 sommets formant 63000 quadrangles. Cependant, une telle précision était inexploitable, car la mandibule aurait été de 76000 sommets et le crâne et le massif facial supérieur auraient été de 63000 quadrangles.

Afin de mettre au point un maillage surface adaptatif, nous avons opté pour deux lissages et une subdivision en 30, 41 et 38 subdivisions, impliquant une distance entre les pixels de 9,61 mm. En effet, cela nous permettait d'obtenir de quadrangles raisonnables. Le squelette de la tête a accompagné le modèle de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur.

Le docteur Christophe Delille, doctorant au LAMIH de Valenciennes, nous a fourni des séries d'expérimentations [DEL01].

Ce maillage surface a été créé aux données fournies par le docteur Christophe Delille, qui a effectué une simulation d'un impact sur une tête humaine. La précision maximale de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur fut de 512 pixels. La précision maximale de la mandibule fut de 76000 pixels. La précision était inexploitable, car le crâne et le massif facial supérieur étaient de 63000 quadrangles.

La précision était de 512 pixels. La précision était de 76000 pixels. La précision était de 63000 quadrangles.

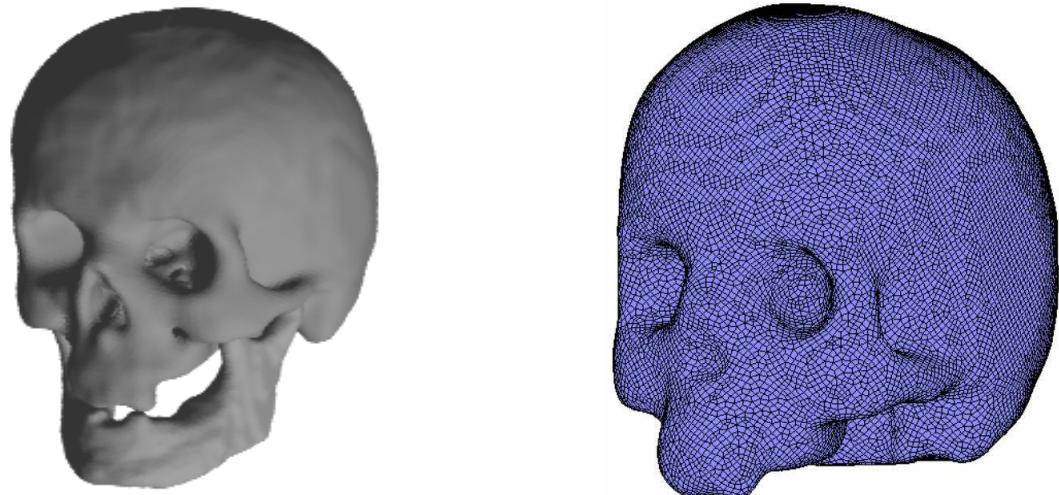


Figure 101: Reconstruction 3D du squelette de la tête et maillage de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur.

Le modèle est composé de 24864 nœuds et 24862 éléments finis utilisés pour la simulation. Il contient 66 quadrangles et un coefficient maximal entre les cotés est de 3,92 (seuls 1409 des 6% d'entre eux) et le jacobien minimal est de 0,41. La simulation numérique a obtenu des valeurs de déformation et de tension dans le crâne et le massif facial supérieur.

Le modèle est composé de 24864 nœuds et 24862 éléments finis utilisés pour la simulation. Il contient 66 quadrangles et un coefficient maximal entre les cotés est de 3,92 (seuls 1409 des 6% d'entre eux) et le jacobien minimal est de 0,41. La simulation numérique a obtenu des valeurs de déformation et de tension dans le crâne et le massif facial supérieur.

Les dimensions physiques d'origine de ce modèle sont 157 mm de la suture sagittale à la base du crâne (hauteur), 129 mm de l'os pariétal gauche à l'os pariétal droit (largeur) et 151 mm de l'os frontal à l'os occipital (profondeur).

IV.3.3.2. Tests de validation du modèle

Christophe Delille désirait valider le modèle élément finis de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur effectuant une simulation numérique basée sur une série d'expérimentations [DEL01]. L'objectif était de démontrer que le crâne doit être considéré comme un matériau élasto-plastique anisotrope, c'est-à-dire que les caractéristiques du module de Young du crâne diffèrent selon: le pourcentage (frontal ou pariétal) et la direction par rapport à chacun des crânes testés les caractéristiques mécaniques (frontal ou pariétal) et son orientation et reporté

sur les modèles respectifs.

nts finis de l'ensemble constitué par le nesimulation numérique basées sur une série d'expérimentations [DEL01]. L'objectif était de démontrer que le crâne doit être considéré comme un matériau élasto-plastique anisotrope, c'est-à-dire que les caractéristiques du module de Young du crâne diffèrent selon: le pourcentage (frontal ou pariétal) et la direction par rapport à chacun des crânes testés les caractéristiques mécaniques (frontal ou pariétal) et son orientation et reporté

La simulation numérique doit se conformer aux conditions expérimentales afin de vérifier que le modèle se comporte de la même façon qu'un crâne réel. Un impacteur virtuel donc effectuer une compression quasi-statique du modèle du crâne.

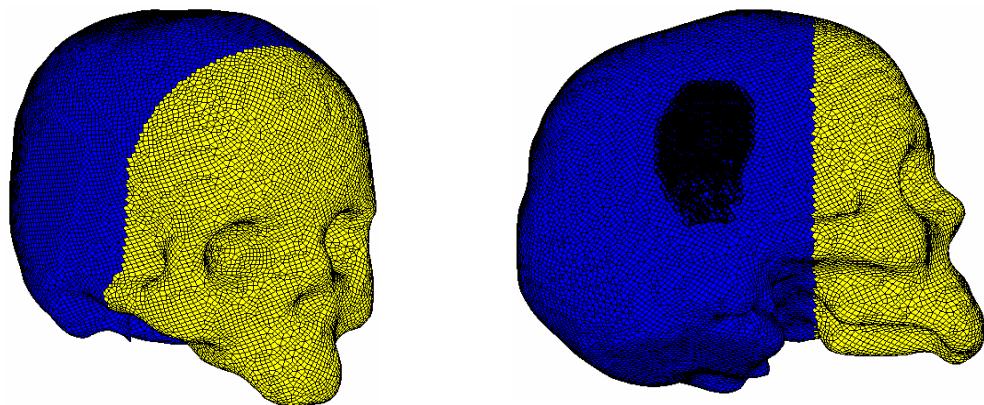


Figure 102: Représentation numérique de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur servant à la simulation. En bleu, la partie au comportement élasto-plastique, en jaune, la zone d'application de l'impacteur.

Les résultats de la simulation numérique (dont l'animation des déplacements de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur suivant l'axe de l'impacteur peuvent être vus en encadré) ont confirmé et mis en évidence que le crâne doit bien être considéré comme un matériau anisotrope élasto-plastique.

imination des déplacements de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur suivant l'axe de l'impacteur peuvent être vus en encadré. L'importance des propriétés mécaniques d'un matériau anisotrope élasto-plastique.

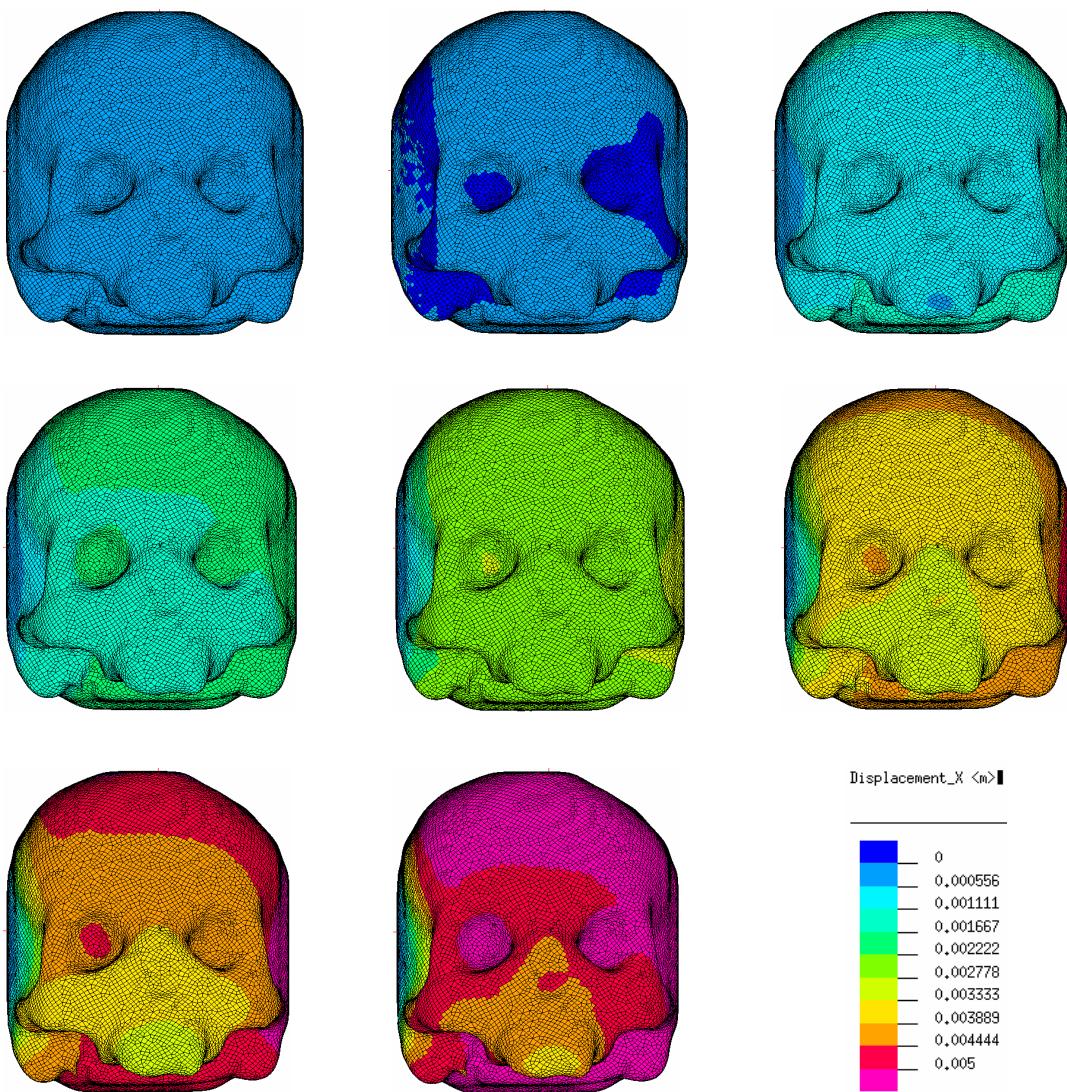


Figure 103: Simulation numérique de l'essai de décompression.

IV.3.3.3. Conclusion

Le maillage surfacique composé de quadrangles s'est comporté correctement lors de la simulation. Les éléments générés étant de bonne qualité aucune retouche manuelle (très coûteuse en temps) n'a dû être faite. La globalité de l'opération, c'est-à-dire extraction des contours, génération du maillage surfacique et simulation a pu être effectuée en deux journées, la simulation numérique proprement dite étant évidemment la phase la plus longue.

Le maillage surfacique composé de quadrangles s'est comporté correctement lors de la simulation. Les éléments générés étant de bonne qualité aucune retouche manuelle (très coûteuse en temps) n'a dû être faite. La globalité de l'opération, c'est-à-dire extraction des contours, génération du maillage surfacique et simulation a pu être effectuée en deux journées, la simulation numérique proprement dite étant évidemment la phase la plus longue.

IV.3.4. Reconstruction et maillage du segment céphalique

Les reconstructions tridimensionnelles et les maillages du tronc cérébral ont été générés dans le cadre de notre étude du segment céphalique. Cependant, contrairement à l'ensemble constitué par nous, nous n'avons pas eu l'occasion de tester en même temps les deux méthodes de reconstruction et de maillage.

Les reconstructions tridimensionnelles et les maillages du tronc cérébral ont été générés dans le cadre de notre étude du segment céphalique. Cependant, contrairement à l'ensemble constitué par nous, nous n'avons pas eu l'occasion de tester en même temps les deux méthodes de reconstruction et de maillage.

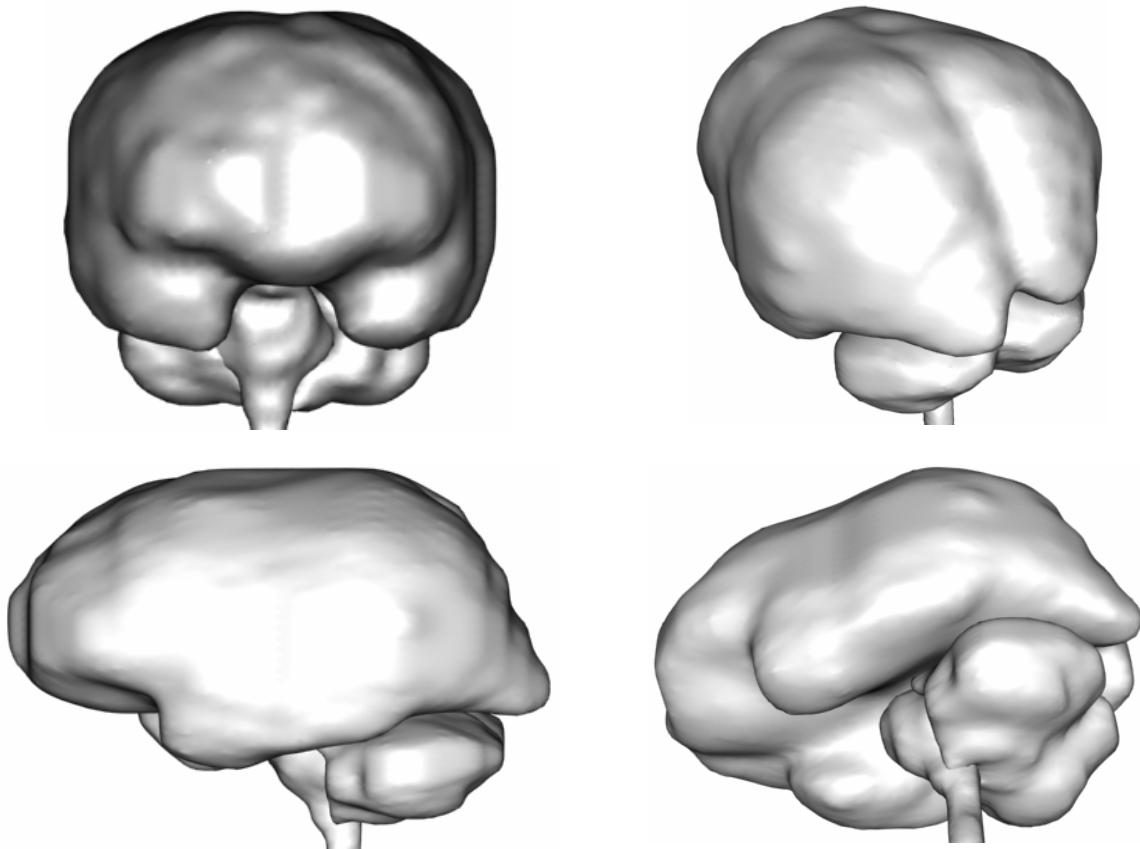


Figure 104: Reconstructions du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral.

Les reconstructions ci-dessus ont été générées à partir des coupes anatomiques effectuées sur la tête. Pour rappel le cerveau y est décrit sur 47 coupes, le cervelet sur 18 et le tronc cérébral sur 9. Chacune des reconstructions ci-dessus a bénéficié de 5 lissages pré-reconstruction et 6 lissages post-reconstruction.

Nous pouvons noter un effet de vague à l'arrière du cerveau et du cervelet. Les coupes étant frontales cela est sûrement dû à une erreur de mise à l'échelle des références des dernières coupes. En effet ces références servent à recalier et calculer la taille des pixels en millimètres. Il est possible qu'elles se soient légèrement écartées sous l'action de la scie, entraînant la réduction de la taille des pixels.

Cependant, même si notre repartition n'est pas parfaitement fidèle aux anatomiques, les deux hémisphères du cerveau et la scission inter-hémisphérique les séparant se distinguent facilement. De même les deux hémisphères latéraux du cerveau sont pleinement visibles. Une approche plus précise au niveau des contours permettrait de rendre ces reconstructions plus fidèles encore.

Nous présentons ci-dessous un exemple de maillages après 10 post-lissages. La qualité des éléments est grandement améliorée sans pour autant altérer la fiabilité géométrique du maillage.

Les coupes de l'ensemble du cerveau et du cervelet. Les coupes sont alignées sur les références des dernières coupes, ce qui évite les erreurs de taille des pixels. Les pixels sont également plus petits que dans les premières reconstructions.

Le niveau de détail des contours permet de rendre les détails de la scission inter-hémisphérique et les contours des deux hémisphères latéraux du cerveau. Le niveau de détail des contours permet de rendre les détails de la scission inter-hémisphérique et les contours des deux hémisphères latéraux du cerveau.

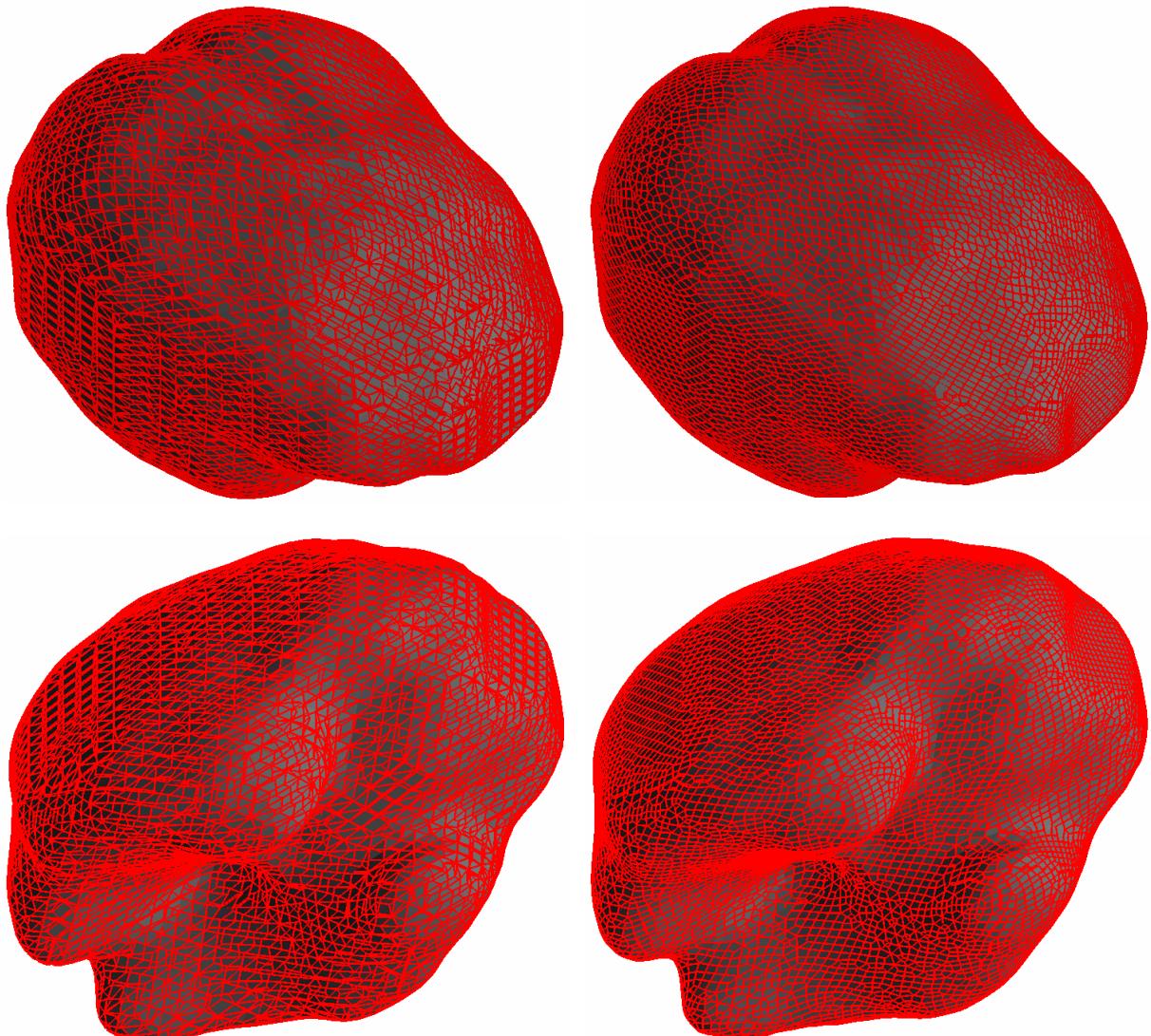


Figure 105: Vues du cerveau, à gauche avant post-lissage, à droite suite à 10 post-lissages.

Le cerveau ainsi maillé est composé de 13214 quadrangles et 47 éléments singuliers. La qualité de ce maillage est de 0,38, et le jacobien moyen des quadrangles est de 4,32. Il est donc suffisamment bon pour pouvoir être utilisé.

Dans la figure suivante est présentée une reconstruction obtenue en utilisant un pavage de l'espace de \mathbb{R}^n ayant des arêtes de 4 millimètres de long.

quadra ngles. Ces éléments sont de bonne rsions supérieure à 40°, le jacobien minimal est eur à 0,5, et le rapport maximal entre les le anatomiquement et géométriquement et utilisés dans les simulations numériques.

ction 3D du squelette de la tête. Elle a
randetaille, les cellules cubes le composant



Figure 106: Reconstructions du squelette de la tête (visualisées avec 3D-Studio).

Malgré la précision diminuée des données initiales fiable anatomiquement et des détails tels que le forame d' temporal sont pleinement visibles.

La reconstruction tridimensionnelle reste mentonnier ou l'apophyse zygomatique

IV.3.5. Travaux complémentaires

Des reconstructions tridimensionnelles ont été générées dans chacune des trois autres études auxquelles nous avons participé.

En ce qui concerne l'étude du membre pelvien, le maillage surfacique a été réalisé manuellement avant que le logiciel de maillage sur tridimensionnelle et les simulations numériques permettent d'obtenir une variation de la position de la forme des muscles suivant la posture de la jambe [SER01].

La reconstruction tridimensionnelle du membre thoraco-pelvien a été réalisée à chaque fois finie. Elle a permis la validation des proportions du pavage cubique de l'espace dû à la mauvaise précision des images scannées. Ces dernières ont cependant induit l'utilisation d'un pavage plus grossier de l'espace lors de la reconstruction tridimensionnelle du membre thoraco-pelvien.

Dans le cas de l'étude du pelvis, le but étant d'obtenir des angles lors de la reconstruction était la dernière étape. La sortie brute des données du programme de traitement des données programmé sous MATLAB. Celui-ci permet après saisie de neuf points de contrôle sur le pelvis de calculer automatiquement l'antéversion et l'inclinaison.

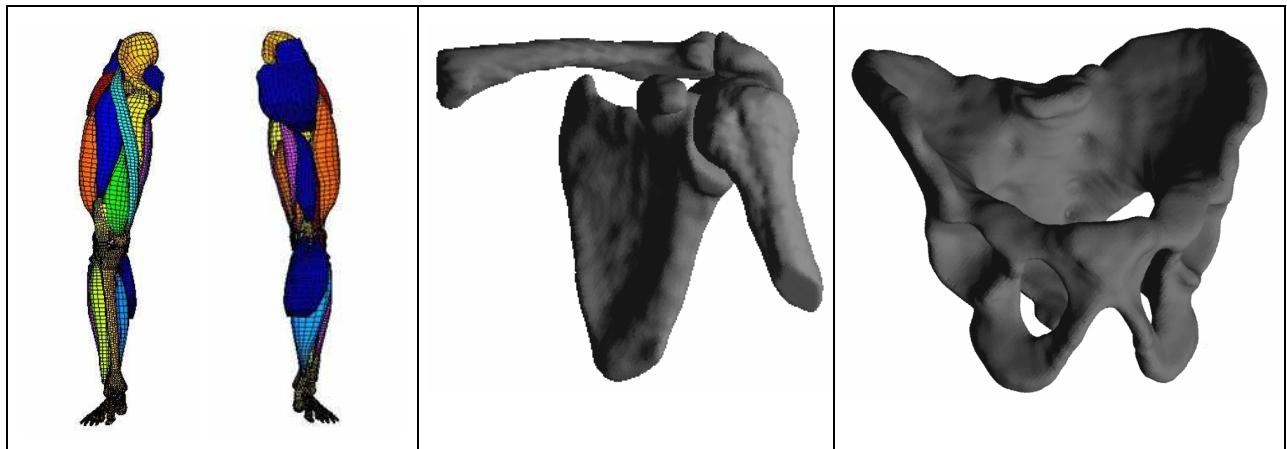


Figure 107: Maillages surfaciques du membre pelvien, reconstruction tridimensionnelle des os de l'articulation de l'épaule et du pelvis.

La fiabilité anatomique de la reconstruction tridimensionnelle a été vérifiée durant ces travaux. En plus de permettre une visualisation aisée des erreurs de détection de contours, la précision géométrique a permis de déterminer précisément les angles désirés dans la troisième dimension. La reconstruction est conforme aux attentes et homogène avec les autres clichés radiologiques d'un bras Faro.

La précision anatomique des organes a été très utile pour la localisation rapide et une détection aisée des structures osseuses. Ceux-ci se sont en effet révélés être utilisables pour la mesure à partir de clichés radiologiques d'un bras Faro.

IV.4. Maillage volumique

IV.4.1. Génération des hexaèdres

La génération de maillage volumique possède des options identiques à la reconstruction tridimensionnelle universelle des pré-traitements. La redéfinition de l'espace et le pré-lissage des valeurs fonctionnelles sont ici aussi disponibles.

La génération de maillage volumique possède des options identiques à la reconstruction tridimensionnelle universelle des pré-traitements. La redéfinition de l'espace et le pré-lissage des valeurs fonctionnelles sont ici aussi disponibles.

Cette étape ne possède qu'une seule possibilité d'amélioration grâce à un lissage basé sur l'algorithme de lissage. Celle-ci est réalisée grâce à un algorithme de lissage qui améliore la qualité du maillage.

La qualité globale du modèle peut être améliorée grâce à un lissage basé sur l'algorithme de lissage. Celle-ci est réalisée grâce à un algorithme de lissage qui améliore la qualité du maillage.

La mandibule va continuer à nous servir d'exemple de maillage volumique. Nous avons utilisé les paramètres de division de l'espace et de pré-lissage fixés dans l'étape de reconstruction tridimensionnelle. Plusieurs maillages volumiques de la mandibule sont correspondants au même maillage à divers degrés de post-lissage.

La qualité globale du modèle peut être améliorée grâce à un lissage basé sur l'algorithme de lissage. Celle-ci est réalisée grâce à un algorithme de lissage qui améliore la qualité du maillage.

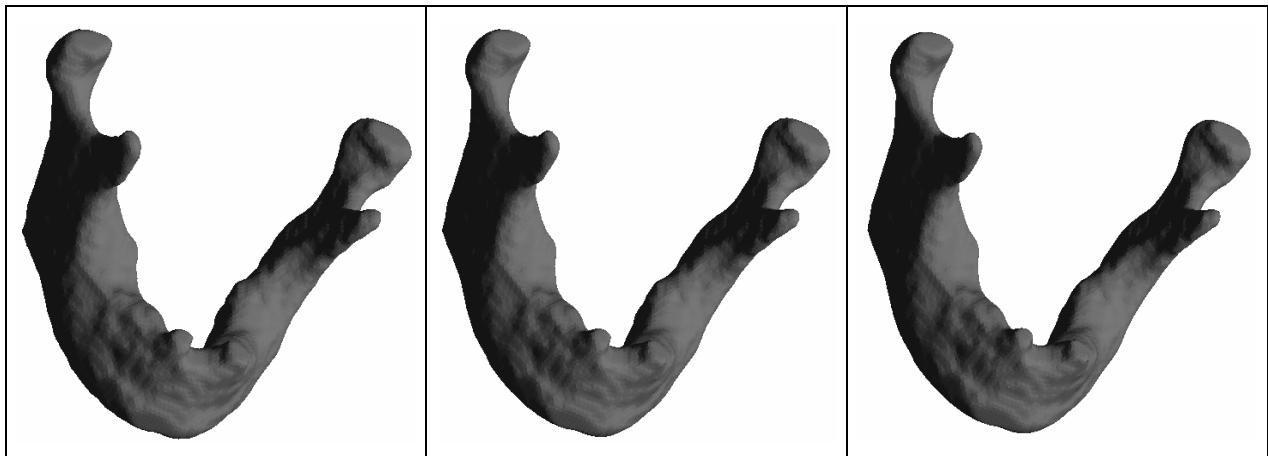


Figure 108: Maillages volumiques de la mandibule ayant fait l'objet de 0, 10, 30 lissages.

	0 lissages	10 lissages	30 lissages
Nombre des sommets	33931	33931	33931
Nombre d'hexaèdres	24552	24552	24552
Jacobiens minimal	0,02	0,14	0,21
Nombre d'hexaèdres restés squelette:			
Torsion > 10°	2004(8%)	11256(46%)	17661(70%)
Torsion > 25°	308(1%)	1821(7%)	3610(14%)
Torsion > 40°	17(0%)	350(2%)	632(3%)
Jacobiens < 0,5	18203(74%)	15241(62%)	11760(48%)

Table 16: Données numériques concernant les maillages des figures 108.

Nous pouvons observer que le nombre de lissages post-maillage effectués n'a que peu d'influence sur la géométrie de la mandibule. Comme nous l'avons constaté dans le Chapitre III, l'amélioration du jacobiens des hexaèdres entraîne une forte augmentation des torsions des éléments. Nous obtenons donc un maillage contenant des éléments hexaédriques à reprendre manuellement (ou en utilisant une méthode de division / fusion d'éléments) mais ayant une bonne fiabilité anatomique.

Il faut tout de même noter que ce maillage est issu d'un ré-échantillonage de l'espace $60 \times 47 \times 36$ soumis à 2 lissages pré-maillage. 24552 hexaèdres sont générés, ce qui est bien au-delà du nombre d'éléments contenus dans un maillage couramment utilisé en simulation de crash automobile.

IV.4.2.Travauxcomplémentaires

Unessaidemaillageaétéeffectuésurlebassina
findetesterlaprocéduredemaillage.

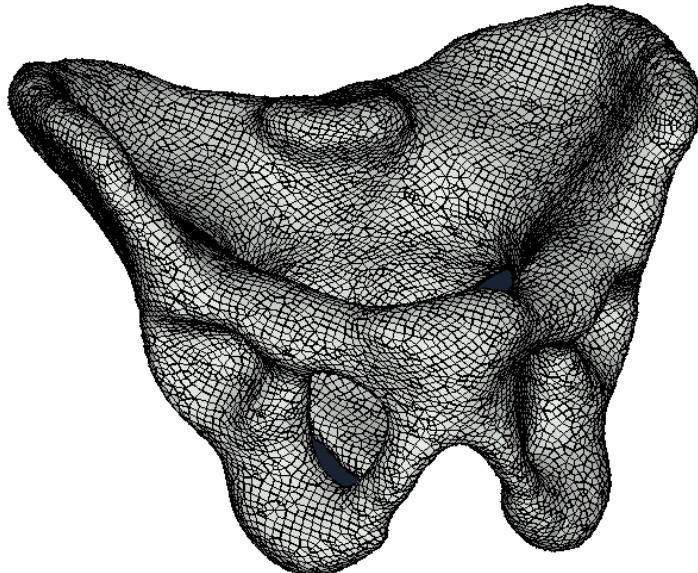


Figure109: Maillagevolumiquedubassinaaprèsoptimisation.

Nous retrouvons sur le maillage généralement les détails rend encore une fois compte de la fiabilité géométrique comparée à celle de la reconstruction tridimensionnelle gérer des éléments hexaédriques de mauvaise qualité et de reprendre manuellement: seulement 57% d'entre eux sur les 122000 que comportent le maillage).

anatomiques communs du pelvis, ce qui est dû à l'algorithme. Elle peut être optimisée. Cependant nous avons à nouveau à faire, même après optimisation. Ils sont à un jacobien supérieur à 0,5 (69537

IV.5.Résuméetdiscussion

Le système mis en place permettent d'obtenir des reconstructions tridimensionnelles sans que des modèles éléments

nir très rapidement des reconstructions sans surfaces ou volumes.

La première partie, dédiée à l'extraction des contours, est clairement celle qui nécessite le plus de temps. En de la part de l'utilisateur. Le programme n'a pas de fonctionnalité pour vérifier lui-même les contours qu'il extrait, c'est à l'anatomiste d'effectuer de nombreux cas d'un fastidieux travail de contourage. Les originales doivent désormais être traités manuellement. La propagation des contours sur une série de coupes nécessite des contacts entre plusieurs organes d'aspect

urs des organes à reconstruire, est effectivement nécessaire et demande beaucoup d'attention. Il existe une base de données anatomiques qui peuvent être utilisées pour aider à l'extraction des contours. Seuls les organes présentant des textures distinctes sont extraites. La propagation des contours sur une série de coupes nécessite également une attention particulière.

Nous avons aussi pu noter la grande importance que revêt l'acquisition des images. En effet toute perturbation dans l'image (présence d'artefacts, flou, ...), tout manque de précision aura une répercussion directe sur le nombre d'interventions manuelles et donc sur le temps

d'acquisition des contours. De plus une faible résolution des images réduira forcément la fiabilité anatomique des reconstructions géométriques et des maillages. Les détails non décelables sur les coupes ne seront évidemment pas représentés dans les modèles.

En ce qui concerne la représentation tridimensionnelle, les effets d'un ré-échantillonage du pavage de l'espace décrivant induit obligatoirement une réduction de la qualité des lissages pré et post reconstruction. Ces lissages ont un effet sur les données initiales et les données acquises respectives. Un organe possédant des arêtes vives perdra toute fiabilité anatomique si les données initiales sont sous-échantillonées ou si elles sont trop lissées. Il sera intéressant de trouver un critère d'évaluation de la déterioration des détails anatomiques afin de permettre au logiciel de fixer un nombre de lissages acceptable.

Les maillages surfaciques et volumiques montrent que les modèles possèdent les détails caractérisant les organes. L'élément surfacique quadrangulaire est très rapide pour bouger de points. Par contre, malgré la qualité souvent des hexaèdres de mauvaise qualité. Il est nécessaire d'utiliser un logiciel approprié (tel que Hypermesh) à inclure dans le temps de traitement global et le maillage.

Il existe des organes nous avons pu constater une grande influence sur les détails utiles et dénués de sens. La réduction du nombre de cubes peut réduire la qualité de la représentation obtenue. De nombreuses circonvolutions perdent leur évaluation de la détérioration des détails lui-même la réduction du pavage et le nombre de lissages acceptables.

Les maillages surfaciques et volumiques montrent que les organes reconstruits sont très bons pour la fiabilité anatomique. Les organes reconstruits sont très bons pour la fiabilité anatomique. Une bonne qualité est obtenue en utilisant l'algorithme lobale du maillage volumique, il reste très nécessaire de les retoucher manuellement. Cet temps de reprise du maillage est aussi long que la durée totale de génération de la maillage.

IV.6. Conclusion

Les trois logiciels formant ensemble une rapide et une représentation tridimensionnelle ou un maillage extraction de contours sur une série de coupes. Les mêmes maillages volumiques nécessitent souvent de l'utilisateur.

Il est important de noter l'importance de la tâche à traiter. De leur résolution et de leur précision dépendront les résultats après l'application des divers algorithmes. Le nombre maximum d'organes visibles par coupes séries devraient être favorisées en cas de différents et de forme et texture proche. Les coupes devraient être favorisées lors d'une demande de reconstruction différentiables.

De plus l'utilisateur n'a pas la possibilité de resserrer les contours détectés lors de la première aux divers paramètres de reconstruction et maillage automatique par une liste d'exemples de configurations diverses parties du corps humain et sur différents types d'images. Il devra souvent adapter ces guides à ses propres images.

Le programme pouvant mener à la génération de programmes depuis une extraction de contours sur une série de coupes. Les résultats obtenus sont de bonne qualité, mais nécessitent une touche manuelle finale de la partie.

La résolution de la série d'images dépend grandement de la qualité des résultats qui sont obtenus par l'utilisation d'algorithmes. Demême, le temps de détection des organes est très court pour les organes clairement visibles et

l'utilisateur passe devant l'exécution des programmes. Son intervention est nécessaire, que ce soit en tant qu'expert validant ou en appréciant la valeur à donner. Il est aidé dans la phase de détection de divers organes dans types d'imagerie. Mais en pratique il devra

CONCLUSION

Ce travail se décompose en trois parties aux problèmes. Nous nous proposons de résumer ici les travaux effectués pour chacune d'elles.

Détection de contours

Nous désirions mettre au point une méthode d'extraction de contours sur toute série d'images obtenues à partir de n'importe quel type d'imagerie (scanner anatomiques, scanner ou IRM). Nous avons pour cela choisi une méthode entièrement paramétrable par l'utilisateur, tout en assurant la cohérence des résultats avec les paramètres.

Nous avons choisi d'utiliser principalement deux méthodes de segmentation:

- Une méthode de partitionnement d'histogramme car elle permet de tirer parti des connaissances dont disposent depuis longtemps les radiologues sur les niveaux de gris utilisés sur scanner et IRM pour représenter les structures anatomiques du corps humain;
- La méthode de Ligne de Partage des Eaux car elle permet de détecter les organes sans faire appel à des algorithmes mathématiques et de traiter les images de manière séquentielle. Elle s'attache à traiter mathématiquement les images de manière séquentielle, en commençant par la détection des organes les plus facilement identifiables et en continuant avec les organes plus complexes jusqu'à la détection de tous les organes.

Divers petits modules ont été mis aux points afin de permettre l'application de ces méthodes et de faciliter la détection des organes : transformation d'image couleur en image noir et blanc, lissages, filtre de Sobel, gestion du contraste.

Une propagation des contours aux coupes voisines de celle en cours de traitement a été créée afin de permettre une détection des contours sur un ensemble d'images adjacentes. Basée sur la similitude des caractéristiques des régions décrivant un même organe sur toutes les coupes, le principe est d'identifier l'organe à traiter dans une coupe donnée en comparant les régions qu'il décrivent sur les coupes voisines.

Les résultats obtenus sont une accélération de la procédure d'extraction des contours. Une fois les paramètres de chacune des différentes fonction fixées, la détection des contours par propagation se fait très rapidement.

La méthode de détection des contours a prouvé sa qualité de part la précision des reconstructions et maillages qu'elle permet par la suite de générer. En effet si la qualité intrinsèque d'un contour est difficilement quantifiable, une mauvaise fiabilité anatomique ne permettrait pas d'obtenir des représentations tridimensionnelles fidèles.

matiques et aux méthodes différentes. Nous nous proposons de résumer ici les travaux effectués et les résultats obtenus pour chacune d'elles.

tion de contours pouvant s'appliquer à tout type d'imagerie (coupes transversales et coronaires). Nous avons donc décidé de créer une boîte à outils proposant des configurations guides pour chaque type d'imagerie.

thodes de segmentation:

Le permet de tirer parti des connaissances dont disposent depuis longtemps les radiologues sur les niveaux de gris vers les organes du corps humain;

ssède une très grande robustesse et s'attache à traiter mathématiquement les images de manière séquentielle. Satendance à la segmentation a été compensée par la mise au point de fonctions de regroupement de régions voisines similaires.

Le permet de tirer parti des connaissances dont disposent depuis longtemps les radiologues sur les niveaux de gris vers les organes du corps humain;

transformation d'image couleur en image noir et blanc, lissages, filtre de Sobel, gestion du contraste.

Le permet de tirer parti des connaissances dont disposent depuis longtemps les radiologues sur les niveaux de gris vers les organes du corps humain;

celle en cours de traitement a été créée afin de permettre une détection des contours sur un ensemble d'images adjacentes. Basée sur la similitude des caractéristiques des régions décrivant un même organe sur toutes les coupes, le principe est d'identifier l'organe à traiter dans une coupe donnée en comparant les régions qu'il décrivent sur les coupes voisines.

Le permet de tirer parti des connaissances dont disposent depuis longtemps les radiologues sur les niveaux de gris vers les organes du corps humain;

procédure d'extraction des contours. Une fois les paramètres de chacune des différentes fonction fixées, la détection des contours par propagation se fait très rapidement.

Le permet de tirer parti des connaissances dont disposent depuis longtemps les radiologues sur les niveaux de gris vers les organes du corps humain;

alité de part la précision des reconstructions et maillages qu'elle permet par la suite de générer. En effet si la qualité intrinsèque d'un contour est difficilement quantifiable, une mauvaise fiabilité anatomique ne permettrait pas d'obtenir des représentations tridimensionnelles fidèles.

Reconstruction tridimensionnelle et maillages surfacique

Ces deux étapes, à l'origine dissociées, ont été re techniques similaires. L'étude bibliographique ne nous ayant pas permis d'identifier une méthode possédant les qualités que nous demandions intermédiaire de quadrangles), nous avons mis au point notre propre méthode, le Marching Octahedra. Utilisant les techniques classiques d'extension de l'espace originale, en octaèdres, afin de dégénérer directement une représentation en quadrangles.

La méthode est robuste et évite les cas ambiguës qui nécessiteraient un traitement particulier supplémentaire. De plus elle intègre au cours de la reconstruction une possibilité d'optimisation des quadrangles générés.

A un niveau applicatif un algorithme d'optimisation a été implémenté afin d'améliorer la qualité des quadrangulations. Il est possible d'affiner la représentation en utilisant ces lissages successifs sous le contrôle de l'utilisateur. Cependant une utilisation excessive de cette méthode peut induire une dégradation de la représentation.

Il est aussi possible de réduire la précision des données initiales en ré-échantillonnant l'espace. Cela permet d'accélérer le processus de reconstruction et d'obtenir une première visualisation brute du résultat final. Mais là aussi il y a une perte de précision sur la représentation et c'est constaté si les données sont trop pauvres.

Le Marching Octahedra permet de générer une représentation tridimensionnelle très fidèle à un niveau anatomique lorsqu'on utilise tout le temps que les organes sont clairement visibles. Cela permet de détecter les erreurs de détection de contours (l'organe est alors déformé). La méthode a montré sa précision en permettant par exemple de calculer avec exactitude les angles d'antéversion et d'inclinaison du pelvis.

Le maillage surfacique est quant à lui de très bonne qualité. Les éléments obtenus respectent les critères de torsion, de rapport des longueurs et de Jacobien couramment utilisés lors des simulations numériques. La mise en place de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur a permis de confirmer la qualité du maillage.

Maillage volumique

Suite à notre étude bibliographique des méthodes de maillage hexaédrique, nous avons décidé de continuer d'exploiter notre idée de pavage d'un espace en utilisant une grille. Les éléments de cette grille cubique inclus dans l'organe à mailler sont directement décomposés en éléments hexaédriques. L'espace reste quant à lui maillé en hexaèdres via le pavage octaédrique.

Malgré la mise au point d'une méthode d'optimisation par bougé de points, la qualité de certains éléments reste faible et une retouche manuelle est souvent obligatoire.

La validation en simulation numérique d'un maillage volumique généré par notre méthode n'a pas pu encore être réalisée. Cependant, une fois les retouches manuelles effectuées,

l'adéquation globale du modèle obtenu aux critères de qualité classiques permet de placer la simulation sous de bons augures.

La validation de l'ensemble des méthodes devait à l'origine s'effectuer sur le segment céphalique. Cependant il nous a été impossible d'en mener une étude aussi complète que nous l'aurions désiré. Néanmoins, au travers de différentes applications liées aux activités du Laboratoire de Biomécanique Appliquée, nous nous sommes concentrés sur les points qui nous semblaient importants, à savoir :

- Tester et valider l'ensemble des trois méthodes en différents segments du corps humain (notre propre ébauche des muscles du membre pelvien, du membre thoracique et caractéristiques du pelvis). Chacune a de plus permis de détection de contours;
- Valider plus particulièrement l'un de nos maillages travers la collaboration à la création d'un tout nouveau modèle du crâne et du massif facial supérieur;
- Comparer les influences et les apports respectifs dans la reconstruction et le maillage, ce qui a aidé ces deux méthodes suivant les organes qu'il utilise.

de qualité classiques permet de placer la

'origine s'effectuer sur le segment céphalique. Cependant il nous a été impossible d'en mener une étude aussi complète que nous l'aurions désiré. Néanmoins, au travers de différentes applications liées aux activités du Laboratoire de Biomécanique Appliquée, nous nous sommes concentrés sur les points qui nous semblaient importants, à savoir :

participant à diverses études sur le segment céphalique, mais également ensemble et d'angles de pointe pour mettre au point autant de guides

surfaces en simulation numérique à l'aide d'un modèle de l'ensemble constitué par

ébauche et de séries de images scanner guidé permettant de choisir entre plusieurs options pour étudier ;

Même si l'ensemble des points où il pourrait être réalisé n'est pas encore entièrement validé, l'ensemble constitué par les trois méthodes a démontré son utilité et sa rapidité de reconstruction tridimensionnelle et de maillage d'organes du corps humain.

En améliorant l'ensemble constitué par les méthodes, nous espérons que l'ensemble constitué par les méthodes sera également dans le domaine de la génération de surfaces aussi bien que de volumes.

PERSPECTIVES

Chacune des trois grandes parties de ce travail possède son propre champ de développement car toutes dépendent de domaines différents.

La détection de contours pourrait s'accélérer grandement si l'algorithme d'extraction était couplé avec une base de données contenant des informations sur les contours des organes du corps humain. Un tel système expert serait à même de se passer plus facilement d'une intervention humaine, fixant lui-même ses propres paramètres de détection. Néanmoins cela va à l'encontre de la philosophie que nous nous étions fixés pour ces travaux, qui consistait à éviter une spécialisation des algorithmes de détection afin de revenir à un outil d'un employeur plus général possible. Une telle base de donnée spécialisée serait la clé d'un accélération de la procédure.

L'implémentation d'autres méthodes de détection de contours, tels les contours actifs (ou «snakes»), permettrait elle aussi d'améliorer le résultat obtenu par chacune des méthodes d'extraction de contours. La qualité globale des contours extraits en serait sûrement améliorée.

Au niveau de la reconstruction tridimensionnelle la méthode du Marching Octahedra est très performante. Cependant une méthode statistique d'évaluation d'un nombre de pré-lissages à trier permettrait de diminuer l'intervention de l'utilisateur. De même une procédure similaire permettant de décider du nombre de post-téatanomiques tout en ayant des quadrangles de qualité suffisante pour conserver une bonne fiabilité et intéressante pour l'adaptation d'un schéma octree à la décomposition de l'espace afin de réduire le nombre de quadrangles générés.

Pour finir la méthode de maillage volumique possède les défauts récurrents des méthodes de maillage basées sur une grille. Une meilleure gestion de l'optimisation ou une mise au point d'une fonction de décimation des hexaèdres permettrait d'améliorer la qualité du maillage hexagonal anatomique. Il est toutefois nécessaire de repérer les éléments de mauvaise qualité et donc l'obligation de cette partie afin d'éliminer la génération de ces hexaèdres.

REFERENCES

- [BAE87] PeggyL.Baehmann,ScottL.Wittchen,Mark S.Shephard,KurtR.Griceand
Mark A. Yerry, (1987). "Robust Geometrically-based, Automatic Two-DimensionalMeshGeneration,"InternationalJournal forNumericalMethods inEngineering,Vol.24,pp.1043-1078
- [BAR00] Barra V, Fusion d'images 3D du cerveau – Etude de Modèles et Applications,Thèsesd'informatique-traitementd'images,2000.
- [BEH01] Behr M. & al, «A human model for road safety : from geometrical acquisition to model validation with radios.», in Computer Methods in Biomechanics&BiomedicalEngineering,volume4,2001.
- [BEH02] BehrM.,"Etudedel'influence delatonicité musculaire en choc automobile", Mémoire de DEA,Université de la Méditerranée,2002.
- [BER95] P. Bertolino, Contribution des pyramides irrégulières en segmentation d'images multiresolution, Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, France, 1995
- [BEU90] S. Beucher, Segmentation d'images et morphologie mathématique, Thèse de doctorat, cahiers du centre de morphologie mathématique, fascicule n°10, Ecole des Mines, Paris, France, Juin 1990.
- [BEU92] S. Beucher, F. Meyer, The morphological approach to segmentation : the watershed transformation, In E. Dougherty, editor, Mathematical Morphology in Image Processing, Marcel Dekker, New-York, 1992.
- [BHA67] C.G. Bhattacharya, A simple method of resolution of a distribution into Gaussian components, Biometrics, 23:115-135, 1967.
- [BID02] Bidal S., Behr M., Thollon L. et al., Reconstruction 3D et maillage automatique: méthodologie et application dans le domaine de l'anatomie, Actes du 84eme Congrès de l'Association des Morphologistes, Sousse, Tunisie, 8-11 Mai 2002.
- [BID02b] Bidal S., Serre T., Kayvantash K. et al., Semiautomatic 3D reconstruction and meshing of organs from 2D contours, Actes du 7eme Congrès Numérisation 3D, Paris, 2002.
- [BLA87] A. Blake, A. Zisserman, Visual reconstruction, MIT Press, Cambridge, MA, 1987.
- [BLA93] Ted D. Blacker and R. J. Myers, (1993). "Seams and Wedges in Plastering: A 3D Hexahedral Mesh Generation Algorithm," Engineering With Computers, Vol.2, pp.83-93
- [BLA96] Ted D. Blacker, (1996). "The Cooper Tool", Proceedings, 5th International Meshing Roundtable, pp.13-29
- [BRI70] C. R. Brice, C. L. Fennema, Scene analysis using regions, Artificial Intelligence, 1:205-226, 1970.
- [CAN83] J.F.Canny, Finding edges and lines in images, Technical report AI-TR-720, MIT Artificial Intelligence Laboratory, Cambridge, Massachusetts, USA, 1983
- [CAN86] J.F.Canny, A computational approach to edge detection, IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8(6):768-769, November 1986

- [CAN91] Scott A. Canann, (1991) "Plastering and Optimal Smoothing: New Approaches to Automated, 3D Hexahedral Mesh Generation and Mesh Smoothing," Ph.D. Dissertation, Brigham Young University, Provo, UT.
- [CHA98] Chabert L, Ghannouchi S, Cavallero C (1998) Geometrical characterisation of seated occupant. 16th ESV Conference, Paper n° 98-S9-P-19, Windsor
- [CHAN98] Chan S. L., Purisima E. O., A new tetrahedral tessellation scheme for isosurface generation, Computer and Graphics, 1998, 22(1), 83-90.
- [CHE89] L. P. Chew, Constrained Delaunay Triangulations, Algorithmica 4, 97-108, 1989
- [CHO97] K. Cho and P. Meer. Image Segmentation from Consensus Information. Comp. Vis. and Image Understanding, 68:72--89, 1997.
- [CHR96] G. E. Christensen, R. D. Rabbitt, and M. I. Miller. Deformable templates using large deformation kinematics. IEEE Trans. Image Processing, 5(10):1435--1447, 1996.
- [COC95] J.P. Cocquerez, S. Philipp, Analyse d'image : filtrage et segmentation, Masson, Paris, 1995.
- [COO82] W.A. Cook, and W.R. Oakes (1982). "Mapping Methods for Generating Three-Dimensional Meshes", Computers in Mechanical Engineering, August 1982, pp. 67-72
- [DAS94] Däschlein, R., Waschulzik, T., Brauer, W., Arnaldi, H.-M. and Englmeier, K.-H., Segmentation of Computertomographies with Neural Networks based on Local Features, Proc. Int. Conf. on Neural Networks and Expert Systems in Medicine and Healthcare, NNESMED94, Plymouth, UK, 1994, pp. 240-247
- [DEL01] Delille C., Masson C., Drazetic P., Py M., Markiewicz E., Cesari D., "Quasi-static biomechanics of the human skull : experimental study", Archives of physiology and biochemistry (ISSN 1381-3455), 109, 98-98, (2001).
- [DEL02] Delille C., «Contribution au développement de nouveaux critères biomécaniques de la tête en cas de choc latéral. Application à un modèle physique de la tête humaine.», Thèse, Université de Valenciennes, 2002.
- [DEL34] Boris, N. Delaunay, (1934) "Sur la Sphere" Vide. Izvestia Akademii Nauk SSSR, VII Seria, Otdelenie Matematicheskii i Estestvennyka Nauk Vol 7 pp. 793-800
- [DEL94] H. Delingette. Modélisation, Déformation et Reconnaissance d'objets tridimensionnels à l'aide de maillages simplexes. Thèse de Doctorat, École Centrale de Paris, 1994.
- [DEL99] H. Delingette. General Object Reconstruction based on simplex meshes. In International Journal of Computer Vision, 1-32, Boston, MA, 1999.
- [DER87] R. Deriche, Optimal edge detection using recursive filters, Proc. International Conference on Computer Vision (ICCV'87), London, UK, 8-12 June 1987
- [DER90] R. Deriche, Fast algorithms for low-level vision, IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence 12(1):78-87, 1990
- [DOB94] B. Dobrin, T. Viero and M. Gabbouj. Fast watershed algorithms: Analysis and extensions. Proc. of the SPIE, 2180:209-220, SPIE, Bellingham, 1994.
- [DUR88] Dürst M. J., Letters : Additional reference to marching cubes, Computer Graphics, 1988, 22, 72-73.
- [DXF] <http://www.autodesk.com/techpubs/autocad/dxf/>
- [FEL01] P. Felkel, R. Wegenkittl, and A. Kanitsar. Vessel tracking in peripheral CTA datasets - an overview. In R. Jurikovič and S. Czanner, editors, Spring Conf. on Computer Graphics '01, pages 232-239. IEEE, 2001.

- [FOG96] OloFoghOlsen,Multi-scale segmentation of grey-scale images,PhDthesis, UniversityofCopenhagen,1996.
- [FRE99] Frey P., George P. L., «Maillages. Applications aux éléments finis.», HermesSciencePubl.,Paris,1999.
- [FRE99] Frey,Pascal and Paul Louis George, "Maillages. Applications aux elements finis",HermesSciencePubl.,Paris,pp.842,1999
- [FU81] Fu, K. S. and Mui, J. K., A Survey on Image Recognition,Vol.13,1981,pp.3-10
- [FU81] K.S.Fu,J.K.Mui,A survey of image segmentation, Pattern Recognition, 13(1):3-16,1981.
- [GEM84] S. Geman, D. Geman, Stochastic relaxation, Gibbs distribution and the Bayesian restoration of images, IEEE Trans-Pattern Analysis and Machine Intelligence,6:721-741,1984.
- [GEO91] P.L.George,F.HechtandE.Saltel(1991) "AutomaticMeshGeneratorwith Specified Boundary", Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering,North-Holland,vol92,pp.269-288
- [GEO98] Paul-LouisGeorge, and HoumanBorouchaki(1998)Delaunay Triangulation and Meshing: ApplicationtoFiniteElements,Hermes ,France,413p.
- [GHA93] Ghannouchi S, Ghorbel A, Cavallero C, Bonno itJ(1993) Anatomy of the seated position : methodologic approach and initial findings. Surg Radiol Anat15:315-319.
- [HAR85] Haralick,R.M.andShapiro,L.G.,Survey: ImageSegmentationTechniques, Computer Vision, Graphics and Image Processing, Vol . 29, 1985, pp. 100-132
- [HIL97] A. Hilton, J. Illingworth, Marching triangles : Delaunay implicit surface triangulation,TechnicalReportCVSSP01,Universit yofSurrez,1997.
- [HON84] T. H. Hong, A. Rosenfeld, Compact region extraction using weighted pixel linkinginapyrmaid,IEEETrans-PatternAnalysis andMachineIntelligence, 6(2):222-229,1984.
- [HOR74] S. L. Horowitz, T. Pavlidis, Picture segmentation by a directed split and merge procedure, in Proc. International Conference on Pattern Recognition (ICPR74),p424-433,1974.
- [HOR90] C. Horne, Unsupervised image segmentation, PhD thesis, Ecole PolytechniqueFédérale de Lausanne,Switzerland,1990.
- [JAS02] Jasjit S. Suri, S. Kamaledin Setarehdan, Sa meer Singh, Kamaledin Setarehdan, "Advanced Algorithmic Approaches to Medical Image Segmentation: State Of The Art Applications in Cardiology, Neurology, Mammography and Pathology", Springer Verlag Februar y,2002 Hardcover, ISBN:1852333898
- [JOE86] Barry Joe, (1986). "Delaunay Triangular Meshes in Convex polygons", SIAMJ.Sci.Stat.Comput.,Vol.7,pp.514-539
- [JOH91] Bruce P Johnston, John M. Sullivan Jr. and Andrew Kwasnik (1991). "AutomaticConversionofTriangularFiniteElement MeshestoQuadrilateral Elements", International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol.31,pp.67-84
- [KAS87] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, Sankes : active contour models, InternationalJournalofComputerVision,1(4):321- 331,1987
- [KNU75] KnuthD.E.(1975),"Theartofcomputerpr ogramming2 ^{e}dition",Addison-Wesley,Reading,Mass.

- [LAU96] Lau, T.S. and S.H. Lo, (1996) "Finite Element Mesh Generation Over Analytical Surfaces", *Computers and Structures*, vol 59,no.2,pp.301-309
- [LEE94] C.K Lee, and S.H. Lo (1994). "A New Scheme for the Generation of a Graded Quadrilateral Mesh," *Computers and Structures*, Vol.52,pp.847-857
- [LI95] T.S. Li, R.M. McKeag and C.G. Armstrong, (1995) "Hexahedral Meshing Using Midpoint Subdivision and Integer Programming", *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol.124,pp.1-71-193
- [LIN02] Lino L., "Anthropométrie de l'orientation du cotyle : étude comparative de trois méthodes de mesure", Mémoire de DEA, Université de la Méditerranée, 2002
- [LO89] S.H. Lo, (1989). "Generating Quadrilateral Elements on Plane and Over Curved Surfaces", *Computers and Structures*, Vol.31(3),pp.421-426
- [LO98] Lo,S.H., "3D mesh refinement in compliance with a specified node spacing function", *Computational Mechanics*, Springer, Vol 21, Num 1, pp.11-19, 1998
- [LOH88] Rainald Lohner, Paresh Parikh and Clyde Geart, (1988) "Interactive Generation of Unstructured Grid for Three Dimensional Problems", *Numerical Grid Generation in Computational Fluid Mechanics`88*, Pineridge Press,pp.687-697
- [LOH96] R. Lohner, (1996) "Progress in Grid Generation via the Advancing Front Technique", *Engineering with Computers*, vol 12,pp. 186-210
- [LOR87] Lorensen. W. E. and Cline H. E., Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm, *Computer Graphics*, 1987,21,163-169.
- [MAT94] Sergey V. Matveyev. Approximation of isosurfaces in the marching cubes: Ambiguity problem. In *Visualization'94*, pages 288-292, October 1994.
- [MCI96] T. McInerney and D. Terzopoulos. Deformable models in medical images analysis: a survey. *Medical Image Analysis*, 1(2):91-108, 1996
- [MEY92] D. Meyers, S. Skinner, and K. Sloan. "Surfaces from Contours," *ACM Transactions on Graphics*, Vol.11, No.3,pp.228-258, 1992.
- [MIN97] Weidong Min, (1997) "Generating Hexahedron-Dominant Mesh Based on Shrinking-Mapping Method", Proceedings, 6th International Meshing Roundtable,pp.171-182
- [MIT96] Scott A. Mitchell, "A Characterization of the Quadrilateral Meshes of a Surface Which Admit a Compatible Hexahedral Mesh of the Enclosed Volume." In proc. 13th Annual Symposium on Theoretical Aspects of Computer Science (STACS'96), Lecture Notes in Computer Science 1046, Springer, pages 465-476, 1996.
- [MON94] C. Montani, R. Scateni, and R. Scopigno. Discretized marching cubes. In R. D. Bergeron and A. E. Kaufman, editors, *Visualization '94 Proceedings*, pages 281--287. IEEE Computer Society, IEEE Computer Society Press, 1994.
- [MUL01] M. Müller-Hannemann, Shelling hexahedral complexes for mesh generation, *Journal of Graph Algorithms and Applications*, 5(5):59-91, 2001
- [MUR95] P. Murdoch and S. Benzley, The Spatial Twist Continuum, Proceedings, 4th International Meshing Roundtable, Sandia National Laboratories, pp. 243-251, October 1995.
- [NAS] The MacNeal-Schwendler Corporation: MSC/NASTRAN User's Manual, Vol.1, Los Angeles, CA, 1991.
- [NOP00] T. Nopola, A. Järvi, E. Svedström, et al, Segmenting Bones From Wristhand Radiographs, 2000

- [OSS94] Ossen,A.,Zamzow,T.,Oswald,H.andFleck ,E.,SegmentationofMedical Images using Neural-Network Classifiers, Proc. Int. Conf. on Neural Networks and Expert Systems in Medicine and Healthc are,NNESMED 94, Plymouth,UK,1994,pp.427-432
- [OWE97] Owen S. J., Canann S. A., Saigal S., «Pyramids elements for maintaining tetrahedra and hexahedra conformability», AMD-Vol 20, Trends in unstructuredmeshgeneration,ASMA,p123-129,1997.
- [OWE98] Owen S. J., Staten M. L., Canann S. A., Saigal S., "Advancing front quad meshing using local triangle transformations", Proc . 7th Int. Meshing Roundtable,SandiaNationalLabs,1998.
- [OWE98b] S. Owen, *A survey of unstructured mesh generation technology*, <http://www.andrew.cmu.edu/user/sowen/survey/>,1998.
- [OWE99] Owen, Steve J., "Constrained Triangulation: Application to Hex-Dominant Mesh Generation", Proceedings, 8th International Me shing Roundtable, SouthLakeTahoe,CA,U.S.A.,pp.31-41,October199 9
- [PAV90] T.Pavlidis,Y.T.Liow,Integratingregion growingandedgedetection,IEEE Trans-PatternAnalysisandMachineIntelligence,12 (3):225-233,1990.
- [PEN92] A.Peng, B.Dubuisson, M.Benjelloun, A stu dy of the forms of smoothing filtersforstepandrampedgedetection,inProc. International Conferenceof Pattern Recognition (ICPR'92), volume 3, p 741-744, The Hague, Netherlands,August30–September31992.
- [PRE70] J.M.S. Prewitt, Object enhancement and extr action, Picture Processing and Psychopictorics,p75-149,AcademicPress,New York ,1970
- [PRI95] M.A. Price and C.G. Armstrong, (1995) "Hexahedral Mesh Generation by Medial Surface Subdivision: Part I", International Journal for Numerical MethodsinEngineering,Vol38(19),pp.3335-3359
- [PRI97] M.A. Price and C.G. Armstrong, (1997) "Hexahedral Mesh Generation by Medial Surface Subdivision: Part II," International Journal for Numerical MethodsinEngineering,Vol40,pp.111-136
- [ROB01] RobinS.(2001)HUMOS:HumanModelforSafety-A jointefforttowards the development of refined human-like car occupant models. 17th ESV Conference,Amsterdam4-7June2001Proceedings,pa pern°297,9p
- [ROB70] L.G. Roberts, Machine perception of three-d imensional solids, Optical and Electro-optical Information Processing, p 159-197, MIT Press, Cambridge, Massachusetts,USA,1965
- [ROE99] J. B. T. M. Roerdink and A. Meijster, "The Watershed Transform: Definitions, Algorithms and Parallelization Techniques," Institute for Mathematics and Computer Science, University of Groningen, Groningen, TheNetherlands,IWI99--9-06,1999.
- [ROU02] Rouvière H, Delmas A, Anatomie humaine. Des criptive, topographique et fonctionnelle,15èmeEd.,4tomes,Paris,Masson20 02
- [RUE97] D Rueckert and P Burger. "Geometrically def ormable templates for shape-based segmentation and tracking in cardiac mr image s." In Proc. Intl. WorkshoponEnergyMinimizationMethodsinComputer VisionandPattern Recognition,pages83--98.Springer-Verlag,1997.
- [SAH88] Sahoo, P. K., Soltani, S., Wong, A. K. C. a nd Chen, Y. C., A Survey of Thresholding Techniques,Computer Vision,Graphics andImageProcessing, Vol.41,1988,pp.233-260
- [SCH] Schneiders R., An interesting open problem, <http://www-users.informatik.rwth-aachen.de/~roberts/open.html>

- [SCH96] Schneiders, R., R. Schindler and F. Weiler, "Octree-based Generation of Hexahedral Element Meshes", 5th International Meshing Roundtable, Sandia National Laboratories, pp. 205-216, October 1996
- [SCH96b] Robert Schneiders, (1996) "A Grid-Based Algorithm for the Generation of Hexahedral Element Meshes", Engineering With Computers, Vol. 12 pp. 168-177
- [SCH97] Robert Schneiders, (1997) "An Algorithm for the Generation of Hexahedral Element Meshes Based On An Octree Technique", Proceedings, 6th International Meshing Roundtable, Abstract only pp. 195-196
- [SCH99] R. Schneiders, *Quadrilateral and hexahedral element meshes*, Chapter 21, Handbook of Grid Generation (J. F. Thompson, B. K. Soni, and N. P. Weatherill, eds.), CRC Press, 1999.
- [SER01] Serre T., Behr M., Bidal S., Brunet C., 3D modélisation of the lower limb skeletal muscles in driving position using splines, Archives of Physiology and Biochemistry, 109:135, 2001.
- [SER03] Serre T., Brunet C., Bidal S. et al., L'homéomorphisme: acquisition géométrique et reconstruction 3D, Surgical Radiologic Anatomy, à paraître.
- [SER99] Serre T., Basile F., Behr M., Durand F., Bidal S., Brunet C. (1999) Geometry acquisition of a car occupant anatomy. IRCOBI'99 (International Research Council on the Biomechanics of Impact), Barcelone
- [SHE86] J. Shen and S. Castan, An optimal linear operator for edge detection, in Proc. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'86), p109-114, Miami Beach, Florida, USA, June 22-26 1986
- [SHE91] Mark S. Shephard and Marcel K. Georges, (1991) "Three-Dimensional Mesh Generation by Finite Octree Technique", International Journal for Numerical Methods in Engineering, vol 32, pp. 709-749
- [SHE92] J. Shen and S. Castan, An optimal linear operator for step edge detection, CVGIP, Graphics Models and Image Processing, 54(2): 112-133, March 1992
- [SHE93] J. Shen and S. Castan, Towards unification of Band-limited differential operators for edge detection, Signal Processing, 31 (2): 103-119, 1993
- [SOB78] I. Sobel, Neighbourhood coding of binary images for fast contour following and general array binary processing, Computer Graphics and Image Processing, 8:127-135, 1978
- [SUR01] J. Suri, S. K. Setarehdan and S. Singh (Ed.), Advanced Algorithmic Approach to Medical Image Segmentation: State-of-the-Art Application in Cardiology, Neurology, Mammography and Pathology, Springer-Verlag Ltd., pp. 559-572, 2001.
- [TAN96] Takeo Taniguchi, Tomoaki Goda, Harald Kaspe and Werner Zielke, (1996) "Hexahedral Mesh Generation of Complex Composite Domain", 5th International Conference on Grid Generation in Computational Field Simulations, Mississippi State University, pp 699-707
- [TAU95] Tautges, T. J., Blacker, T., and Mitchell, S. A. 'The Whisker Weaving Algorithm: A Connectivity-Based Method for Constructing All-Hexahedral Finite Element Meshes' submitted to Int. J. Num. Meth. Eng. (1995)
- [THO02] Thollon L., Behr M., Cavallero C., Brunet C., Finite element modelling and simulation of upper limb with radioss, International Journal of Crashworthiness, 2002, 7(3):269-284.

- [TRE98] Treece, G. M., Prager, R. W., and Gee, A. H .., «Regularised marching tetrahedra: improved isosurface extraction.» Techn ical report, Cambridge UniversityEngineeringDepartment;1998.
- [TUC97] Phillip Tuchinsky,M., Brett W.Clark,(199 7)"The Hex-Tet, Hex-Dominant Automesher: An Interim Progress Report", Proceeding s, 6th International Meshing Roundtable,pp.183-193
- [VIN91] L. Vincent, P. Soille, Watersheds in digital spaces: An efficient algorithm based on immersions simulations, IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence,13:583-598,May1991.
- [WAT81] David F. Watson, (1981) "Computing the Delaunay Tessellation with Application to Voronoi Polytopes", The Computer Journal, Vol 24(2) pp.167-172
- [WEA94] N. P. Weatherill and O. Hassan (1994) "Efficient Three-dimensional Delaunay Triangulation with Automatic Point Creation and Imposed Boundary Constraints", International Journal for Numerical Methods in Engineering,vol37,pp.2005-2039
- [WEI96] F. Weiler, R. Schindler and R. Schneiders, (1996) "Automatic Geometry-Adaptive Generation of Quadrilateral and Hexahedral Element Meshes for the FEM", Proceedings, 5th International Conference on Numerical Grid Generation in Computational Field Simulations, Mississippi State University,pp.689-697
- [WES78] J.S.Weska, A Survey of threshold selection techniques, Computer Graphics and Image Processing,7:259-265,1978
- [WHI97] David R. White and Paul Kinney(1997). "Redesign of the Paving Algorithm: Robustness Enhancements through Element by Element Meshing," Proceedings, 6th International Meshing Roundtable, Sandia National Laboratories,pp.323-335
- [WIL90] Wilhelms J., Van Gelder A., "Topological considerations in isosurface generation", Computer Graphics,24(5),79-86,1990.
- [WRO87] B. Wrobel, O. Monga, Segmentation d'images naturelles: coopération entre un détecteur contour et un détecteur région, Actes du Onzième colloque GRETSI,Nice,France,1987.
- [WYV86] Wyvill G., McPheeters C., Wyvill B., "Data structure for soft objects", The Visual Computer,2,227-234,1986.
- [YER84] Mark A. Yerry and Mark S. Shephard, (1984) "Three-Dimensional Mesh Generation by Modified Octree Technique", International Journal for Numerical Methods in Engineering,vol20,pp.1965-1990
- [ZHU91] J.Z.Zhu,O.C.Zienkiewicz,E.Hinton and J .Wu(1991)."ANew Approach to the Development of Automatic Quadrilateral Mesh Generation," , International Journal for Numerical Methods in Engineering,Vol.32 pp.849-866

ANNEXE A: ANATOMIE DU SEGMENT CÉPHALIQUE

La description anatomique du segment céphalique présentée ici est tirée de [ROU02]. Les schémas d'anatomie m'ont été gracieusement prêtés par le Professeur Bonnoit.

Squelette de la tête

Le squelette de la tête se divise en deux parties : le crâne et la face.

- Le crâne est une boîte osseuse contenant l'encéphale. Il est divisé en deux parties principales : la partie supérieure, la voûte ou calvaria, et la partie inférieure ou base. La partie supérieure est formée par la partie verticale du frontal en avant, des paupières et des scaphes. La base comprend toutes les autres parties.
- La face est un massif osseux apparu à la moitié antérieure de la base du crâne. Elle limite avec le crâne des cavités occupées par la partie inférieure de la base du crâne. Elle abrite des organes essentiels.

Les os du crâne

Le crâne est constitué par huit os, certaines pièces n'étant pas compris dans ce décompte. Ces huit os sont l'occipital, les deux temporaux et les deux pariétaux médians. Les quatre autres sont pairs et symétriques.

- L'os frontal est placé à la partie antérieure du crâne, entre les cavités orbitaires, et forme le plancher de l'étage supérieur. Il est vertical, antérieur, ou écaille du frontal, qui forme la portion antérieure de la boîte orbito-nasale, avec une partie médiane, en rapport avec les parties latérales qui constituent les voûtes des orbites.
- L'ethmoïde est situé au-dessous du frontal et en arrière de l'étage antérieur du crâne. Il s'enfonce dans le massif facial et appartient à la cavité nasale (cavitas nasalis ossea) qu'il forme. On lui décrit la lame criblée (lamina cribrosa ethmoidalis) et les deux saillies latérales (processus nasaux).
- Le sphénoïde (os sphénoidale) est situé à la partie antérieure et inférieure du crâne, entre l'ethmoïde et le frontal en avant, l'occipital et l'os temporal en arrière. Il prend part à la formation de la base du crâne et de la cavité nasale.

Le crâne a la forme d'un ovoïde à grosse estaplati. On distingue deux parties, l'une aplatie, la base. La calvaria est formée par la partie supérieure du crâne.

La partie inférieure de la base du crâne. Elle abrite des organes essentiels.

Les os du crâne sont osseuses et inconstantes (os suturaux). Ils sont placés sur les parties latérales du crâne.

L'os frontal est placé à la partie antérieure du crâne. Il forme le plancher de l'étage supérieur. Il est vertical, antérieur, ou écaille du frontal (squama frontalis), convexe en arrière, horizontal, inférieur, ou avec les os nasaux et l'ethmoïde, et deux parties (paries superiores orbitae).

L'os ethmoïde est situé au-dessous du frontal et en arrière de l'étage antérieur du crâne. Il prend part à la formation de la base du crâne et de la cavité nasale. Il est compris entre l'os frontal et l'os temporal.

Le sphénoïde (os sphénoidale) est situé à la partie antérieure et inférieure du crâne, entre l'os frontal et l'os temporal. Il prend part à la formation de la base du crâne et de la cavité nasale. Il est compris entre l'os frontal et l'os temporal.

deux grandes ailes (ala major) formant les ailes de la chauve-souris, et les deux apophyses ptérygoïdes (processus pterygoideus) simulant les ailes de la chauve-souris.

- L'os occipital (os occipitales) est situé à la partie inférieure et postérieure du crâne. Il a la forme d'un segment de sphère dont le traversé à sa partie inférieure par un large orifice, le foramen magnum. Cet orifice fait communiquer la cavité crânienne avec le canal vertébral et livre passage au bulbe, aux artères veineuses accessoires. On lui distingue quatre parties qui correspondent avec le foramen magnum : l'une antérieure, est appelée partie basilaire (pars basilaris); deux latérales sont les parties latérales (pars lateralis ossis occipitalis); enfin une partie postérieure est également occipitale (squama occipitalis).
- L'os temporal (os temporale) est situé à la partie inférieure et latérale du crâne, en arrière du sphénoïde, en avant et en dehors de l'occipital, l'embryologie sa constitution en trois pièces distinctes : l'éaille (pars squamosa), l'os tympanique et la partie pétrouse.
- Le pariétal est un os plat, quadrangulaire, situé dans la partie supéro-latérale du crâne, en arrière du frontal et latéralement à la grande aile du sphénoïde (ala major) et à chaque côté de la ligne médiane, à la partie supéro-latérale du crâne, en arrière du frontal, en avant de l'occipital, et surplombe l'éaille.

On rencontre assez fréquemment des petites pièces osseuses distinctes entre les divers os du crâne. Ces pièces sont nommées ossuraux et peuvent être wormiens ou non. Elles se développent par des points faux qui sont constitués par certains points d'ossification indépendants des autres points d'ossification de la même pièce osseuse.

ie médiane, postérieure et inférieure du s bords dessinent un losange. Il est éovalaire, à grosse extrémité postérieure, la cavité crânienne avec le canal rachidien et, de chaque côté, au nerf actéritent chez l'adulte leurs rapports lée partie basilaire (ou apophyse parties latérales (pars lateralis ossis occipitalis)).

inférieure et latérale du crâne, en arrière en dessous du pariétal. Il doit à l'écaille (pars squamosa), l'os

à chaque côté de la ligne médiane, à la partie supéro-latérale du crâne, en arrière de l'écaille et surplombe l'éaille.

seuses distinctes entre les divers os du crâne. Elles sont classées en deux catégories, les os ossification normaux et les os wormiens. L'ossification normale d'un os crânien reste dans la même pièce osseuse.

Les os de la face

Le squelette de la face est placé au-dessous de la moitié antérieure du crâne. Il se divise en deux parties principales :

- La mâchoire supérieure est formée par treize os pairs : un seul médian et deux latéraux, les cornets nasaux, les os nasaux et zygomaticiques.
- La mâchoire inférieure est constituée par un seul os, la mandibule.

L'assemblage des divers os de la face représente un massif osseux de forme prismatique triangulaire dont les trois faces sont distinguées : antéro-latérale, postérieure et inférieure. La face supérieure est attachée au squelette de la face à la partie antérieure de la base du crâne.

Le massif facial est creusé de nombreuses cavités, dont sept principales. Une est impaire et médiane, la cavité buccale, les autres sont latérales, paires et symétriques, ce sont les fosses nasales, les cavités orbitaires et les fosses ptérygo-maxillaires.

L'os hyoïde

L'os hyoïde est un os médian, convexe en avant, conique à cheval. Il est placé transversalement au-dessous de la vertèbre cervicale, au niveau de l'angle formé par les deux os buccaux. Cet os est isolé du reste du squelette auquel il n'est relié que par des ligaments et des muscles.

cave en arrière, incurvée en forme de U par l'arynx, à la hauteur de la quatrième la face antérieure du cou avec le plancher de la cavité buccale. Il n'est relié que par des ligaments et des muscles.

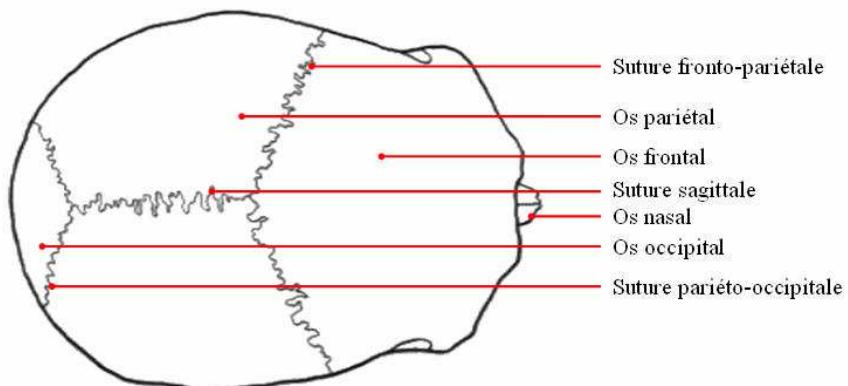
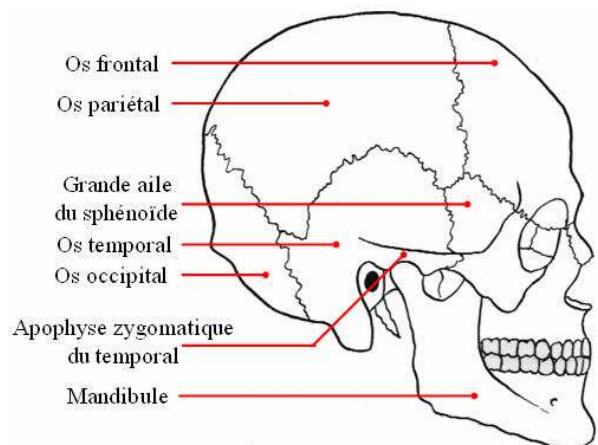
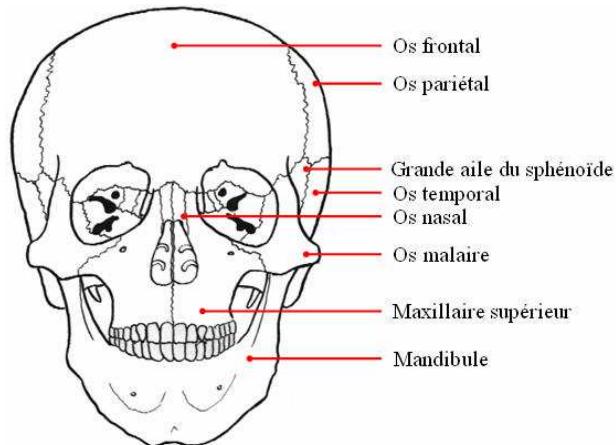


Figure 110: Le crâne

Les muscles de la tête

Les muscles de la tête se répartissent en deux groupes : les muscles masticateurs et les muscles cutanés.

- Les muscles masticateurs sont aux nombre de quatre de chaque côté de la tête : le temporal, le masséter, le ptérygoïdien latéral (ptérygoïde) et le ptérygoïdien médial. Ils impriment à la mâchoire inférieure des mouvements d'élevation, de propulsion, de rétropulsion, de latéralité et de induction.
- Les muscles cutanés ont trois caractères communs principaux : ils ont une insertion mobile cutanée, sont tous innervés par le nerf facial et sont groupés autour des orifices de la face et sont constricteurs ou dilatateurs de ces orifices. Ce sont les muscles des paupières et des sourcils, les muscles de l'auricule, les muscles du nez et les muscles des lèvres.

Les muscles masticateurs et les

Vaisseaux sanguins de la tête

Les artères de la tête et du cou viennent des artères carotides communes et des artères subclavières.

Les artères carotides communes montent sur le côté du cou, à la limite supérieure du larynx, chacune donne deux branches principales. Les artères carotides externes desservent la majorité de l'encéphale et des orbites. Les artères carotide irriguent les orbites et 80% du cerveau.

Les artères subclavières naissent à droite du tronc aortique. Elles donnent cinq collatérales : le tronc artériel vertébral, thoracique interne et capsulaire brachiocephalique, à gauche de l'arc de costo-cervical, le tronc thyro-cervical, les artères vertébrales, thoraciques internes et capsulaires.

Les artères vertébrales naissent des artères subclavières à la racine du cou, elles montent à travers les foramen transversaires des vertèbres cervicales et elles entrent dans le crâne par le foramen magnum. En chemin, elles émettent des ramifications vers la partie cervicale de la moelle spinale et vers quelques structures profondes. Les artères vertébrales droite et gauche se unissent pour former la face antérieure du tronc cérébral, donnant des branches au cervelet et à l'oreille interne. L'artère basilaire donne ensuite naissance à deux artères cérébrales postérieures, qui desservent les lobes occipital et la partie inférieure des lobes temporaux.

Le sang veineux de la tête et du cou est déversé, dans chaque côté, dans les gros troncs veineux de la base du cou, par six veines principales : la veine jugulaire interne, la veine jugulaire externe, la veine jugulaire antérieure, la veine vertébrale et les veines thyroïdiennes inférieures.

La veine jugulaire inférieure reçoit le sang veineux de la cavité crânienne, de la région orbitaire, d'une partie de la face et de la plus grande partie de la région antérieure du cou. Les branches d'origine de la veine jugulaire inférieure sont lessinuses de la dure-mère.

Les sinus de la dure-mère sont des canaux veineux compris dans un dédoublement de la dure-mère. Les sinus sont un nombre de vingt-trois, dont cinq sont pairs et médians, les autres sont singuliers et latéraux. On peut les distinguer en deux groupes : un groupe postéro-supérieur et un groupe antéro-inférieur.

Les sinus du groupe postéro-supérieur ont pour centre commun de l'ouverture devant la protubérance occipitale interne, dans un même coin que la tubérosité de la protubérance occipitale interne, dans un même coin que la tubérosité de la protubérance occipitale interne. Ils sont au nombre de sept. Trois sont pairs et occupent les trois bords de la faux du cerveau. Ce sont le sinus sagittal supérieur, le sinus sagittal inférieur et le sinus rectus. Les quatre autres, pairs, sont lessinuses latérales et lessinuses marginales.

Le confluent des sinus est le nom que l'on donne au point de jonction des sinus sagittaux et rectus, devant la protubérance occipitale interne.

Dans le groupe inférieur, les sinus caverneux constituent un confluent veineux antérieur et central de la rétine, les sinus sphéno-pariétaux, intercaverneux et le plexus basilaire.

La veine jugulaire externe est un vaisseau générale de la plus grande partie des parois crâniennes, des plans superficiels des régions postérieures et latérales du cou, où elle finit à la base du cou.

Le vaisseau est volumineux et recueille le sang des régions profondes de la face, enfin des plans superficiels des régions postérieures et latérales du cou. Son origine est dans la région paroi d'os, où elle ouvre dans la veine subclavière.

Les veines jugulaires postérieure et vertébrale appartiennent à la nuque et à la région vertébrale.

Lecerveau

Le cerveau est placé dans la boîte crânienne. Il repose sur la base du crâne et est recouvert par les fractures de la base, ainsi que des fractures de la voûte irradiées à la base du crâne.

À l'intérieur de cette boîte crânienne, le cerveau est entouré par des enveloppes fibreuses : le méninge et la pia-mère.

Le méninge est formé de deux feuillets : un feuillet externe fibreux, résistant et noirâtre (dura-mater) et un feuillet interne moins résistant et noirâtre (arachnoïde).

La dure-mère tapisse la face profonde des enveloppes et se dédouble pour former avec la paroi osseuse l'intérieur du crâne des prolongements qui forment des tentes.

Les tentes dure-mériennes sont des cloisons horizontales qui séparent le cerveau du cervelet (tentorium cerebelli) et la cavité crânienne en plusieurs parties.

Les faux dure-mériennes sont des cloisons sagittales qui séparent le cerveau du cervelet (flax cerebelli) ou de petits faux qui séparent le cerveau du cervelet (flax cerebelli).

Ainsi, il existe deux loges fibreuses : une loge pour le cerveau et une loge pour le cervelet.

Le cerveau est recouvert de trois membranes : la pia-mère (la plus fine), la duramère (la plus épaisse) et l'arachnoïde (la moyenne).

Entre la pia-mère et l'arachnoïde, il existe des espaces remplis de liquide céphalo-rachidien qui baignent le cerveau et le cervelet.

Le cerveau est recouvert de trois membranes :

- la dure-mère est la membrane la plus épaisse ;

elle est recouverte par les fractures de la base du crâne.

Le cerveau est entouré par des enveloppes fibreuses : le méninge et la pia-mère.

Le méninge est formé de deux feuillets : un feuillet externe fibreux, résistant et noirâtre (dura-mater) et un feuillet interne moins résistant et noirâtre (arachnoïde).

La dure-mère tapisse la face profonde des enveloppes et se dédouble pour former avec la paroi osseuse l'intérieur du crâne des prolongements qui forment des tentes.

Les tentes dure-mériennes sont des cloisons horizontales qui séparent le cerveau du cervelet (tentorium cerebelli) et la cavité crânienne en plusieurs parties.

Les faux dure-mériennes sont des cloisons sagittales qui séparent le cerveau du cervelet (flax cerebelli) ou de petits faux qui séparent le cerveau du cervelet (flax cerebelli).

Ainsi, il existe deux loges fibreuses : une loge pour le cerveau et une loge pour le cervelet.

Le cerveau est recouvert de trois membranes : la pia-mère (la plus fine), la duramère (la plus épaisse) et l'arachnoïde (la moyenne).

Entre la pia-mère et l'arachnoïde, il existe des espaces remplis de liquide céphalo-rachidien qui baignent le cerveau et le cervelet.

- l'arachnoïde tapissela face interne de la dure-mère;
- la pie-mère tapisse la surface du cerveau en épousant les circonvolutions du cerveau.

Entre l'arachnoïde et la pie-mère se trouve l'espace liquide cérébro-spinal. Celui-ci est en perpétuel mouvement dans le liquide cérébro-spinal, qui est situé à l'extérieur et à l'intérieur du névrax. On peut distinguer deux départements (qui communiquent par l'aperture mediane ventriculaires, à la face dorsale du tronc cérébral):

- Le département interne (ou central). A un niveau des ventricules : Les ventricules latéraux, dans les deux hémisphères, le troisième ventricule entre les deux thalamus, et le quatrième ventricule entre les deux thalamus, et le quatrième ventricule. Le foramen interventriculaire (de Sylvius) fait communiquer le troisième ventricule avec le quatrième. A un niveau de la moelle, ce département comprend le canal de l'épendyme qui plus ou moins oblitère pendant l'adolescence.
- Le département externe (ou périphérique). Il est représenté par l'ensemble des espaces extracrâniens. Certaines portions intracrâniennes sont appelées citernes soulaciennes.

Le névrax est étroitement replié, lesscissures et

l'espace sub-arachnoïdien qui est occupé par le liquide cérébro-spinal. Celui-ci est en perpétuel mouvement. Le névrax baigne totalement l'extérieure et à l'intérieur du névrax. On peut distinguer deux départements (qui communiquent par l'aperture mediane ventriculaires, à la face dorsale du tronc cérébral):

'encéphale, il est constitué par quatre hémisphères cérébraux, le troisième ventricule dans le tronc cérébral. Ces ventriculaires font communiquer les aqueducs du mésencéphale (ou de la moelle), à un niveau de la moelle, est partiellement virtuel, en principe

présenté par l'ensemble des espaces de ces espaces sont plus vastes.

Configuration externe du Cerveau

Le cerveau a la forme générale d'un ovoïde à grand axe antéro-postérieur. Il est composé de deux hémisphères séparés par un profond sillon médian (fissure longitudinale du cerveau) et reliés entre eux par des ponts de tissu nerveux (les commissures inter-hémisphériques).

Le cerveau a la forme générale d'un ovoïde à grande taille de chaque hémisphère.

La surface des hémisphères est parcourue par de nombreux sillons principaux généralement profonds, appelés scissures. Chaque lobe présente un certain nombre de circonvolutions limitées par des sillons secondaires.

On distingue 3 scissures principales sur la face latérale de chaque hémisphère.

- le sillon central ou scissure de Rolando;
- le sillon latéral ou scissure de Sylvius;
- le sillon occipital transverse ou scissure perpendiculaire externe (ou scissure parieto-occipitale) qui est plus rudimentaire.

Les bords du sillon latéral dissimulent une dépression - la fosse latérale - qui contient un lobe particulier appelé lobe de l'insula qui possède 5 petites circonvolutions.

Chaque hémisphère représente trois faces:

- la face externe convexe qui répond à toutes les faces tendues à la calvaria (voûte du crâne);

- la face interne plane et verticale, séparée de la face correspondante de l'hémisphère opposé par la scissure interhémisphérique;
- la face inférieure divisée par la scissure de Sylvius, en deux parties: l'une antérieure, ou orbitaire, l'autre postérieure, ou temporo-occipitale, beaucoup plus étendue que l'antérieure.

On distingue à chaque hémisphère six lobes qui sont : le lobe frontal, le lobe pariétal, le lobe occipital, le lobe temporal, le lobe de l'insula et le lobe du corps calleux.

A la surface de la face médiale de l'hémisphère on distingue une circonvolution particulière, appelée circonvolution limbique délimitée par le sillon du cingulum. Cette circonvolution est enroulée autour de la partie postérieure de la circonvolution limbique et enroulée sur elle-même. Elle est formée en bas par la 5ème circonvolution temporale, dont l'extrémité s'enroule en forme de crochet (Uncus). Elle est située contre un repli profond, appelé hippocampe. C'est une circonvolution inversée, repliée vers l'intérieur du cerveau, formant relief dans la cavité du ventricule latéral.

Les commissures inter-hémisphériques contiennent des fibres nerveuses qui établissent des relations entre les deux hémisphères cérébraux. Cesont: le corps calleux, le fornix et la commissure blanche antérieure.

Configuration interne du Cerveau

Sous le cortex se trouve la substance blanche centrale volumineuse noyaux gris. Cesont des centres sous-corticaux composés des corps striés et du thalamus. Enfin il existe un système de cavités appelées ventricules qui ne sont que des dilatations régionales du canal central de la moelle spinale (canalis centralis).

Le sein de laquelle sont situés de nombreux noyaux gris centraux. Ils sont au centre du cerveau et la commissure blanche antérieure.

Le cerveau et le tronc cérébral possèdent un système de cavité qui contient du liquide céphalo-spinal. Le 4ème ventricule appartient au cerveau. Il est placé profondément sur la ligne médiane, entre les deux couches optiques. Il communique par un orifice étroit (le foramen interventriculaire) avec les ventricules latéraux.

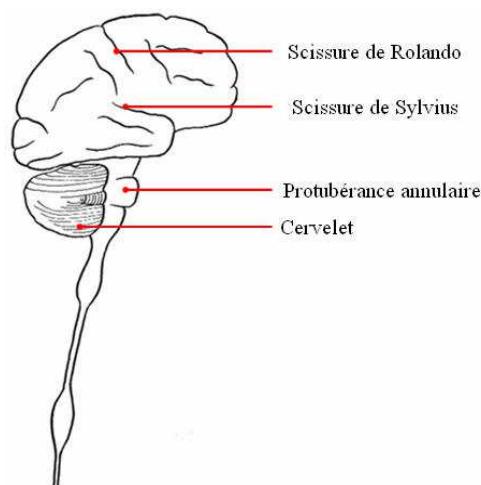


Figure 111: Le cerveau

ANNEXE B: EXEMPLESDEPARAMETRESDE DETECTIONND 'ORGANES

Pour toutes ces configurations la fusion des régions s détectées par l'algorithme de segmentation dépend du niveau de précision désiré. Si les faisceaux musculaires sont tous à détecter une faible fusion entre régions sera faite , si les groupes musculaires doivent être contournés le niveau de fusion sera plus élevé.

Detectionsurcoupeesséries

Osdelatête:

Transformation d'image couleur en image noir et blanc avec un multiplicateur pour la couleur rouge nul, 2 Lissages, Renforcement des blancs, Ligne de Partage des Eaux.

Cerveau:

Transformation d'image couleur en image noir et blanc classique, 3 Lissages, Ligne de Partage des Eaux.

Cervelet

Transformation d'image couleur en image noir et blanc classique, 1 Lissage, Ligne de Partage des Eaux.

Osdupelvis:

Transformation d'image couleur en image noir et blanc avec un multiplicateur pour la couleur rouge nul, 2 Lissages, Renforcement des blancs, Ligne de Partage des Eaux.

Vertèbres:

Transformation d'image couleur en image noir et blanc avec un multiplicateur pour la couleur rouge nul, 1 Lissage, Renforcement des blancs, Ligne de Partage des Eaux.

Musclesdumembrepelvien:

Transformation d'image couleur en image noir et blanc avec les multiplicateurs nuls pour les couleurs autre que le rouge, 2 Lissages, Renforcement des noirs, Ligne de Partage des Eaux.

Osdumembrepelvien:

Transformation d'image couleur en image noir et blanc avec un multiplicateur pour la couleur rouge nul, 2 Lissages, Renforcement des blancs, Ligne de Partage des Eaux.

Cœur:

Transformation d'image couleur en image noire et blanche avec les multiplicateurs nuls pour les couleurs autre que le rouge, 4 Lissages, Renforcement des noirs, Ligne de Partage des Eaux.

Détections sur scanner

Osdelatête:

2 Lissages, 2 Renforcement des blancs, Seuillage.

Muscles du membre thoracique:

5 Lissages, Seuillage. (remarque: les images étudiées étant extrêmement bruitées nous avons augmenter le nombre de lissages).

Osdumembre thoracique:

5 Lissages, Renforcement des blancs, Seuillage. (remarque: les images étudiées étant extrêmement bruitées nous avons augmenter le nombre de lissages).

Organes seul:

1 Renforcement des blancs, Seuillage. (remarque: cela correspond à un organe que l'on a extraït chirurgicalement – cette étude a été réalisée avec un pelvis et un cœur).

Détections sur IRM

Muscles du membre pelvien:

1 Lissage, 2 Renforcement des noirs, Seuillage ou LignedePartagedesEaux.

Osdumembre pelvien:

1 Lissage, 1 Renforcement des blancs, Seuillage.

Remarque générale: Ces configurations sont données à titre indicatif et correspondent à un jeu initial de paramètres. Il est toujours nécessaire de plus ou moins les adapter aux données à traiter.

RESUME

Ce travail a été motivé par la volonté d'obtenir rapidement des modèles fidèles du corps humain. Nous avons créé et implanté un ensemble de maillages éléments finis en se basant sur une image IRM). La génération de maillages a été décomposée en trois grandes parties : extraction de contours, reconstruction 3D et maillage surfacique. Des méthodes de détection de contours ont été choisies afin d'être applicables à un large éventail d'emplois. Les méthodes sont originale et basées sur une décomposition octaédrique de l'espace. Elles génèrent directement des éléments quads et hexas. La validation des modèles obtenus a été effectuée sur le segment céphalique. Divers autres segments ont aussi été abordés, même si leur étude n'est pas abordée dans ce travail.

Le travail a été motivé par la volonté d'obtenir rapidement des modèles fidèles du corps humain. Nous avons créé et implanté un ensemble de maillages éléments finis en se basant sur une image IRM). La génération de maillages a été décomposée en trois grandes parties : extraction de contours, reconstruction 3D et maillage surfacique. Des méthodes de détection de contours ont été choisies afin d'être applicables à un large éventail d'emplois. Les méthodes sont originale et basées sur une décomposition octaédrique de l'espace. Elles génèrent directement des éléments quads et hexas. La validation des modèles obtenus a été effectuée sur le segment céphalique. Divers autres segments ont aussi été abordés, même si leur étude n'est pas abordée dans ce travail.

MOTS-CLES

Maillages éléments finis, Segmentation d'image, Reconstruction 3D, Extraction d'isosurface, Modèles bio-fidèles

TITLE

Three-dimensional reconstruction of anatomic elements and generation of optimized finite element models.

ABSTRACT

The aim of this work is to quickly generate good quality finite element models of the human body. We created a method package which generates finite elements (taken from anatomic slices, X-ray scanner or MRI). The mesh generation is divided into three main steps: contours detection, 3D reconstruction and meshing. Contour detection methods were chosen to be applicable on a wide range of pictures. 3D reconstruction and meshing methods are new and based on an octahedral lattice. They allow generating quadrangular or hexahedral elements. The heads organs were chosen to validate the package. We studied other organs to obtain these works are just given here as examples.

The aim of this work is to quickly generate good quality finite element models of the human body. We created a method package which generates finite elements (taken from anatomic slices, X-ray scanner or MRI). The mesh generation is divided into three main steps: contours detection, 3D reconstruction and meshing. Contour detection methods were chosen to be applicable on a wide range of pictures. 3D reconstruction and meshing methods are new and based on an octahedral lattice. They allow generating quadrangular or hexahedral elements. The heads organs were chosen to validate the package. We studied other organs to obtain these works are just given here as examples.

KEYWORDS

Finite element meshing, Image segmentation, 3D reconstruction, Isosurface extraction, Accurate model.

DISCIPLINE

Informatique

LABORATOIRE

Laboratoire de Biomécanique Appliquée
UMR 24-INRETS/UnivMed
Faculté de Médecine – Secteur Nord
Boulevard Pierre Dramard
13916 MARSEILLE Cedex 20