



HAL
open science

Reconstruction tridimensionnelle d'éléments anatomiques et génération automatique de maillage éléments finis optimisés

Samuel Bidal

► **To cite this version:**

Samuel Bidal. Reconstruction tridimensionnelle d'éléments anatomiques et génération automatique de maillage éléments finis optimisés. Modélisation et simulation. Université de la Méditerranée - Aix-Marseille II, 2003. Français. NNT : . tel-00545018

HAL Id: tel-00545018

<https://theses.hal.science/tel-00545018v1>

Submitted on 16 Dec 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITEDELAMEDITERRANEEAIXMARSEILLEII
ECOLEDOTORALEENMATHEMATIQUESetinformatique

THESE

pourobtienirlegradede

DOCTEURD'UNIVERSITE

Discipline: INFORMATIQUE

Présentéeetsoutenuepublicquementpar

SamuelBIDAL

le9juillet2003

**Reconstructiontridimensionnelled'éléments
anatomiquesetgénérationautomatiquede
maillagesélémentsfinisoptimisés**

DirecteursdeThèse:

JeanBONNOIT

MariusFIESCHI

Jury:

JeanSEQUEIRA(PrésidentduJury)

YvesBERTRAND(Rapporteur)

PhilippeCINQUIN(Rapporteur)

GuyVANNEUVILLE(Rapporteur)

KambizKAYVANTASH

AVANT PROPOS

Ce travail, co-financé par l'INRETS et la Région PACA, a été réalisé au sein du Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille, URMT24.

Je tiens à remercier vivement toutes les personnes qui ont contribué à l'avancement de cette thèse durant trois ans.

J'exprime ma gratitude au Professeur Jean Bonnoit pour son accueil au sein du Laboratoire, depuis bien plus longtemps que cette thèse, pour ses nombreux conseils et pour son expertise dans le domaine de l'Anatomie dont il a su me faire profiter.

J'exprime également ma gratitude au Professeur Marius Fieschi dont les nombreux commentaires lors de nos réunions permirent une amélioration des divers logiciels réalisés, que ce soit lors de leur mise en oeuvre/réalisation ou de leur évaluation.

Je tiens à chaleureusement remercier Thierry Serre qui est un atchédélicieux d'assurer mon encadrement durant ces trois années. Je voudrais saluer ici non seulement les qualités d'écoute et de conseil dont il m'a fait bénéficier mais aussi le courage, l'abnégation et l'ouverture d'esprit dont il a su faire preuve.

Je souhaite remercier les Professeurs Bertrand, Cinquin et Vanneville pour avoir accepté d'être rapporteurs sur mes travaux de recherche et pour l'intérêt qu'ils ont manifesté pour ce travail.

Je remercie le Professeur Sequeira et Monsieur Kayvan pour leurs judicieux conseils et leur soutien prodigués lors de nos rencontres au cours de ces trois années, ainsi que pour avoir accepté d'être membres de mon jury.

Je remercie le Professeur Christian Brunet, actuel directeur du LBA, pour toujours avoir eu confiance en mes travaux et avoir su faire avancer les choses lorsqu'en fin de thèse des difficultés se sont fait jour.

Jealue icilesmembresdel'équiptechniquedelaboratoire, ClaudeCavallero, MaxPyet FranckMeyer, grâceàquiltouteslesexpérimentationsindispensablesàcetravailpurentêtre menéesàbiensansaucuneproblème.

Je voudrais aussi remercier pour leur patience et leurs remarques constructives tous les utilisateurs volontaires de mes logiciels qui subirent les désagréables aléas de mise au point, et en particulier Pierre-Jean Arnoux, Michel Behr, Damien Subitet Lionel Thollon.

Pour finir je tiens à remercier l'ensemble du personnel du LBA, des chercheurs aux stagiaires en passant par les thésards et le personnel administratif, pour cette atmosphère indescriptible et extrêmement stimulante qui y règne.

Quant à ma famille et à mes proches qui m'ont supporté durant ces trois années... jealue bien bas un tel courage. Merci de votre soutien.

RESUME

Ce travail a été motivé par la volonté d'obtenir rapidement des modèles fidèles du corps humain. Nous avons créé et implémenté un ensemble de méthodes permettant de générer des maillages éléments finis en se basant sur une imagerie sériée (coupes anatomiques, scanner, IRM) en nous attachant à rendre l'outil informatique résultant facile d'accès par des utilisateurs non avertis. La génération de maillages a été décomposée en trois grandes parties: l'extraction des contours des organes étudiés, leur reconstruction tridimensionnelle et leur maillage surfacique ou volumique.

Les méthodes de détection de contours ont été choisies de façon à être applicables surtout sur type d'imagerie sériée dans le but de les rendre d'un emploi le plus large possible. Le fonctionnement global de la procédure que nous avons mise au point est de type semi-automatique. Le traitement des coupes est effectué en utilisant des algorithmes dédiés. Cependant lors de leur application une validation est toujours demandée à l'utilisateur afin de pouvoir exploiter ses connaissances spécifiques. Notre méthode permet de plus des'affranchir d'une étude systématique de chacune des coupes en permettant la détection automatique des contours d'un organe sur la série entière de coupes.

Les méthodes de reconstruction tridimensionnelle et de maillage (surfacique et volumique) sont originales et basées sur une décomposition octaédrique de l'espace. Elles ont été créées en réponse à nos besoins spécifiques de maillage d'objets anatomiques, générant directement des éléments quadrangulaires et hexaédriques. Elles permettent aussi une optimisation de la qualité des éléments en cours d'application.

La validation de la chaîne de traitement et des modèles obtenus a été effectuée sur le segment céphalique, élément anatomique présentant un grand intérêt dans le cadre des recherches sur la sécurité routière et inclus dans le programme de recherche du Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille. Divers autres segments ont aussi été étudiés même si leur étude n'est ici abordée qu'en guise d'illustration.

Mots clefs:

Maillages éléments-finis, Segmentation d'image, Reconstruction 3D , Extraction d'isosurface, Modèles bio-fidèles

TABLE DES MATIERES

AVANT PROPOS	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.2.3. Approche contours	18
I.2.3.1. Seuillage de l'image puissance	19
I.2.3.2. Contours actifs (ou «Snakes»)	19
I.2.3.3. Templates	19
I.2.4. Approcher régions	20
I.2.4.1. Seuillage - Analyse d'histogramme	20
I.2.4.2. Ligne de Partage des Eaux (LPE)	21
I.2.4.3. Algorithme «division-fusion»	22
I.2.4.4. Accroissement des régions par agrégation de pixels	22
I.2.4.5. Classification - Statistiques bayésiennes	22
I.2.4.6. Modèles pyramidaux	23
I.2.5. Coopération	23
I.2.6. Synthèse	23
I.3. LES DIVERS TYPES D'IMAGES A SEGMENTER	24
I.3.1. Les coupes sériées 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 des régions	32
I.5. DETECTION DE CONTOURS - TRAITEMENT D'UNE SÉRIE D'IMAGES	33
I.5.1. Fonctionnement global	34
I.5.2. Propagation de contours sur des images adjacentes	34
I.5.3. Branches 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.6.5. Scripts de commande	40
I.7. RESULTAT SET DISCUSSION	42
I.7.1. Vitesse d'extraction de contour	42
I.7.1.1. Remarques sur la propagation	43
I.7.2. Critères d'optimisation et qualité des résultats	43
I.7.2.1. Coupes sériées 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 DEL'ART	51
II.3.1. Définitions	51
II.3.1.1. Surfaces	51
II.3.1.2. Maillages	51
II.3.2. Maillages 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 implicites	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 quadrangles	62
II.3.4.4. Remaillage	64
II.3.5. Synthèse	64
II.4. UN NOUVEAU ALGORITHME : LE MARCHING OCTAHEDRA	64
II.4.1. Introduction	64
II.4.2. Mise en forme et échantillonnage 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 : suppression des sommets	69
II.4.6. Récapitulatif des configurations de base	71
II.4.7. Maillages surfacique : optimisation des quadrangles	72
II.4.7.1. Critère de qualité d'un quadrangle	72
II.4.7.2. Algorithme de bougé de 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. Vitessedereconstructionetmaillage	77
II.6.2. Qualitédesrésultats.....	78
II.7. CONCLUSION	80
CHAPITREIII: MAILLAGEVOLUMIQUE.....	82
III.1. INTRODUCTION	83
III.2. METHODESDEMAILLAGEHEXAEDRIQUE	83
III.2.1. Maillagesstructurés	83
➤ Méthodeparbalayage(ouméthodeproduit)	83
➤ MéthodesdetypeTransport–Projection	84
➤ Maillageparmultiblocs	85
III.2.2. Maillagesnon-structurés	86
III.2.2.1. Méthodesdirectes	86
➤ Méthodebaséesurunegrille	86
➤ Méthodefrontale.....	87
➤ Méthodebaséesurlasurfacemoyenne.....	87
➤ Pavage.....	87
➤ LaméthodeWhiskerweaving.....	88
III.2.2.2. Méthodesindirectes	90
III.2.3. Synthèse	90
III.3. GENERATIOND 'UNMAILLAGEHEXAEDRIQUE	91
III.3.1. Choixdutypedeméthode.....	91
III.3.2. Parcoursdescellulescubiques.....	91
III.3.3. Connectivitéentreleséléments.....	92
III.3.4. Traitementdescellulescubiques	93
III.3.5. Traitementdescellulespyramidales.....	93
III.3.6. Traitementdescellulesoctaédriques.....	95
III.3.6.1. Etablissementdesconfigurationsdebase octaédriques	95
III.3.6.2. Codagedesconfigurationsdebaseoctaéd riques	97
III.4. AMELIORATIONDELAQUALITEDUMAILLAGE	98
III.4.1. Algorithmed'optimisationdessommetsinternes.....	99
III.4.2. Critèredequalité	99
III.5. INTERFACEORGANES -ORGANES	100
III.5.1. Séparationdedeuxorganes.....	101
III.5.2. Maillagesconnectés.....	102
III.6. IMPLEMENTATION	102
III.6.1. Cahierdeschargesetchoixd'implémentation	102
III.6.2. Présentationdulogiciel.....	102
III.6.3. L'interface.....	103
III.6.4. Formatdesauvegardedesdonnées.....	104
III.7. RESULTATSETDISCUSSION	104
III.7.1. Vitessedemaillage	104
III.7.2. Qualitédesrésultats	105
III.8. CONCLUSION.....	107
CHAPITREIV: RESULTATSETAPPLICATIONS	109
IV.1. INTRODUCTION	110
IV.2. DETECTIONDECONTOURS	111
IV.2.1. Acquisitiondesdonnées–comparaisonCoupesSériées/Scanner	111
IV.2.1.1. Introduction	111
IV.2.1.2. Ancienprotocolexpérimental	111
IV.2.1.3. Nouveauprotocolexpérimental	111
➤ Acquisitionsscanner.....	113
➤ Coupessériées	114
IV.2.2. Anatomiedelamandibule.....	117
IV.2.2.1. Lecorps	118

➤	Faceantérieure.....	118
➤	Facepostérieure.....	118
➤	Bords.....	119
IV.2.2.2.	Branchesmontantes.....	120
➤	Facelatérale.....	120
➤	Facemédiale.....	120
➤	Bords.....	120
IV.2.3.	Détectiondescontours.....	121
IV.2.3.1.	Organesàtraiter.....	121
IV.2.3.2.	Détectiondesorganes.....	121
IV.2.3.3.	Détectiondesautresstructures.....	124
IV.2.3.4.	Résumédelaprocédure.....	124
IV.2.4.	Travauxcomplémentaires.....	125
IV.2.4.1.	Etudedesmusclesdumembrepelvien.....	125
IV.2.4.2.	Etudedumembrethoracique.....	126
IV.2.4.3.	Etudedupelvis.....	127
IV.3.	RECONSTRUCTIONETMAILLAGESURFACIQUE.....	128
IV.3.1.	Reconstructiongéométrique.....	128
IV.3.2.	Maillagesurfacique.....	131
IV.3.3.	Simulationnumérique'd'unimpactsurunmodèledetête.....	134
IV.3.3.1.	Etablissementdumodèle.....	134
IV.3.3.2.	Testsdevalidationdumodèle.....	135
IV.3.3.3.	Conclusion.....	136
IV.3.4.	Reconstructionetmaillage'dusegmentcéphalique.....	136
IV.3.5.	Travauxcomplémentaires.....	139
IV.4.	MAILLAGEVOLUMIQUE.....	140
IV.4.1.	Générationdeshexaèdres.....	140
IV.4.2.	Travauxcomplémentaires.....	142
IV.5.	RESUMEETDISCUSSION.....	142
IV.6.	CONCLUSION.....	143
CONCLUSION.....		144
DETECTIONDECONTOURS.....		144
RECONSTRUCTIONTRIDIMENSIONNELLEETMAILLAGESURFACIQUE.....		145
MAILLAGEVOLUMIQUE.....		145
PERSPECTIVES.....		147
REFERENCES.....		148
ANNEXEA:ANATOMIEDUSEGMENTCEPHALIQUE.....		155
SQUELETTEDELATETE.....		155
Lesosducrâne.....		155
Lesosdelaface.....		156
L'oshyoïde.....		157
LESMUSCLESDELATETE.....		157
VAISSEAUXSANGUINSDELATETE.....		158
LECERVEAU.....		159
ConfigurationexterneduCerveau.....		160
ConfigurationinterneduCerveau.....		161
ANNEXEB:EXEMPLESDEPARAMETRESDEDETECTIOND'ORGANES.....		162
DETECTIONSURCOUPESSERIEES.....		162
DETECTIONSURSCANNER.....		163
DETECTIONSURIRM.....		163

INTRODUCTION

Les recherches sur la sécurité routière automobile, et plus particulièrement la sécurité secondaire (protection de l'occupant, évaluation des systèmes de sécurité, airbag, ceinture de sécurité...), s'orientent de plus en plus vers l'utilisation des simulations numériques. Il est donc désormais nécessaire de disposer de modèles mathématiques et numériques fiables du corps humain (tels que les modèles HUMOS [SER03]). Ces modèles bio-fidèles doivent permettre de rendre compte des mécanismes lésionnels intervenant au cours des accidents de la circulation routière.

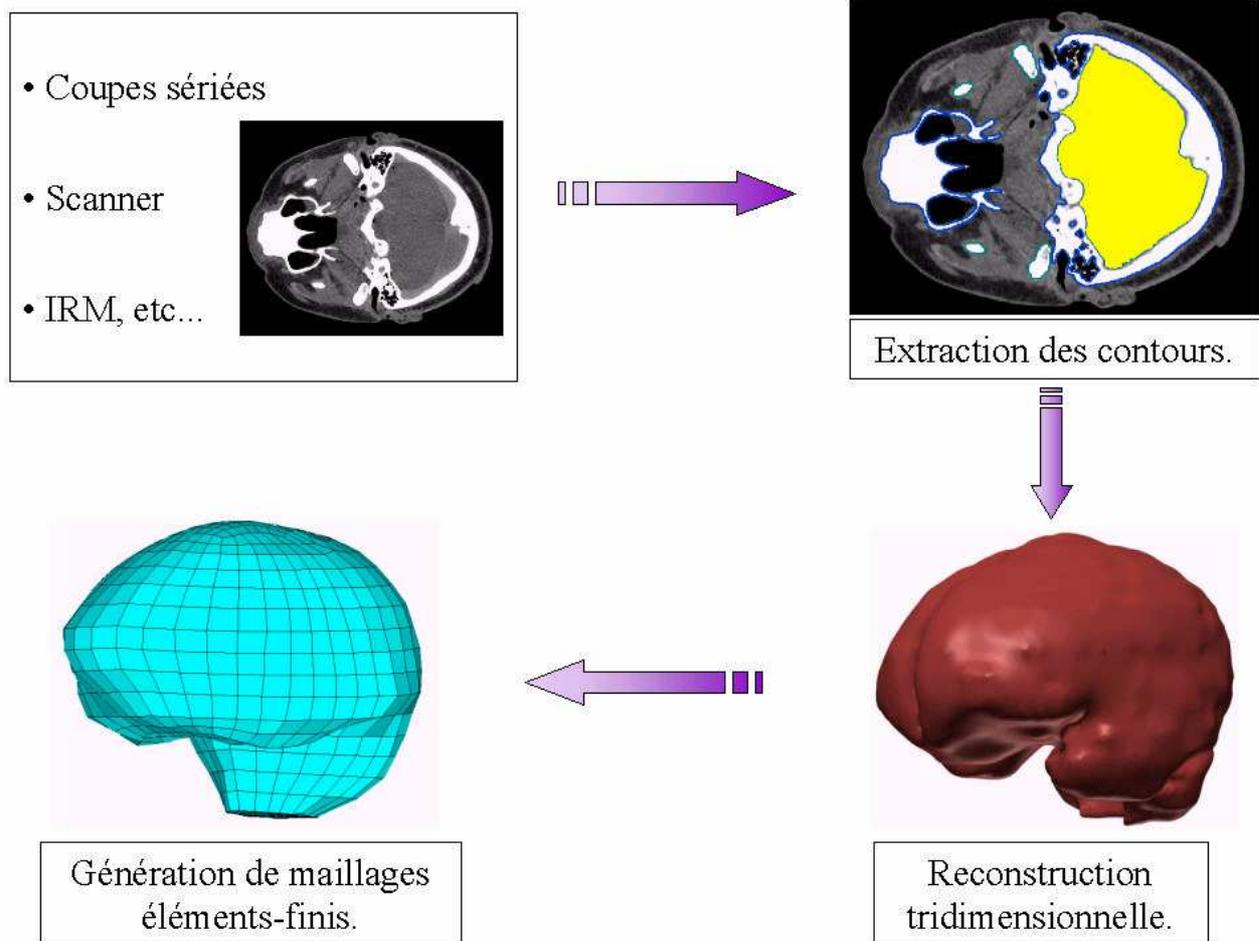
L'élaboration de ces modèles éléments finis est une tâche souvent longue et fastidieuse, en particulier pour l'élaboration des maillages. L'objectif global de ce projet est la création d'un ensemble de méthodes et d'outils informatiques permettant une automatisation maximale du processus de génération de maillages afin d'accélérer la mise au point de modèles.

Une première spécificité de notre recherche réside dans le degré de finesse des maillages que nous désirons générer. Il est important qu'ils se rapprochent de la manière la plus rigoureuse possible de la réalité anatomique, notamment en termes de géométrie. En effet, les organes du corps humain ont souvent des formes très particulières et difficiles à représenter. Cependant, chaque détail peut être important. Il est donc primordial d'avoir la possibilité de les restituer sur un modèle de la façon la plus rigoureuse possible.

Une seconde spécificité se trouve dans notre désir d'effectuer une approche globale du problème de création de modèles, de la gestion et du traitement des données dès leur acquisition par les appareils d'imagerie médicale jusqu'à la génération du maillage.

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

- La première partie s'attache à la détection des contours d'éléments anatomiques. Les données traitées peuvent indifféremment provenir de coupes scanner, IRM ou anatomiques. Nous désirons une applicabilité la plus large possible. De plus, 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 des anatomistes.
- Dans un second temps, nous avons étudié la reconstruction tridimensionnelle et le maillage afin d'obtenir rapidement une représentation des organes à reconstruire ainsi qu'un maillage surfacique fiable composé exclusivement de 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 à un niveau de contact de deux organes.



*Figure 1: Illustrations sur le cerveau de trois parties d'une chaîne de traitement classique.
 (1): Images obtenues par coupes s eries anatomique et scanner;
 (2): Zone correspondant au cerveau, détectée et contour e sur une coupe;
 (3): Cerveau reconstruit en 3D en prenant en compte tous les détails anatomiques;
 (4): Maillage classique du cerveau (o l'on peut noter la perte de détails anatomiques).*

Nous avons décidé d'un enchaînement particulier des tâches, non plus li n aire (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 tous 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 elles sont tout de même être group es a cause de la même étude.

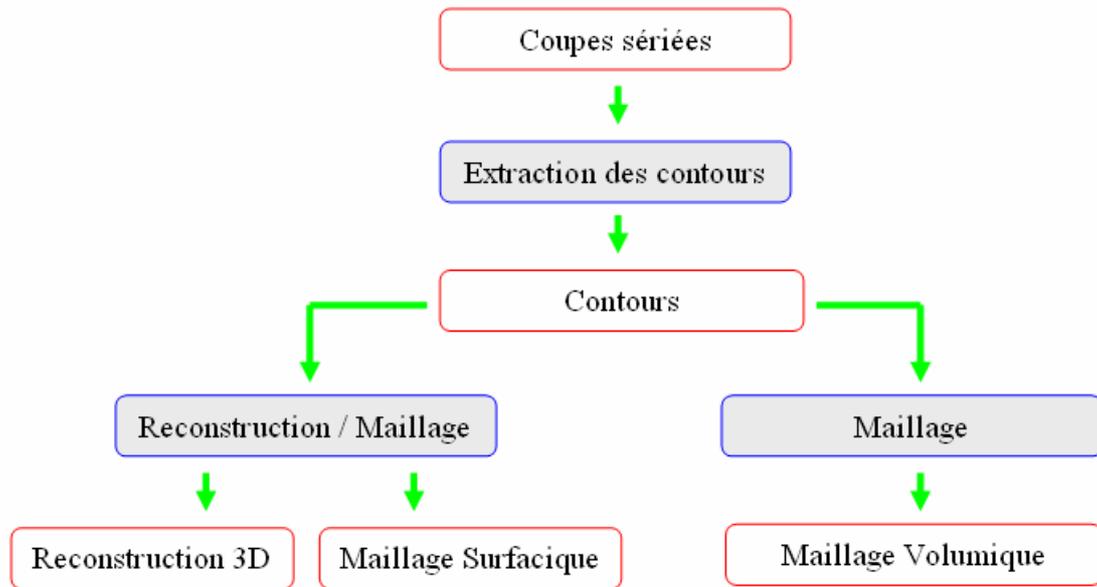


Figure 2: Enchaînement des trois parties du schéma de traitement choisi et résultats obtenus pour chacune d'elles.

De ce découpage en trois parties principales découle la décomposition de ce travail en trois parties distinctes. Chacune possède ses propres méthodes dédiées, mais elles restent cependant liées entre elles de par leur enchaînement.

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 en parallèle eu 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 que soulève une de leurs spécificités et la solution retenue pour le résoudre.

Chapitre:D ETECTIONDECONTOURS

I.1. Introduction

La première étape vers la reconstruction tridimensionnelle et le maillage 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 que 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 cerveau sur IRM, [FEL01] pour les vaisseaux sanguins et [NOP00] pour les os sur images scanner).

Or l'une des spécificités primordiales de la méthode que nous désirons mettre au point 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 type 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 potentialité. Nous avons donc décidé de revenir aux méthodes de détection plus anciennes mais par là même plus généralistes.

La méthode la plus générale s'appliquant à tout type d'images est une méthode classique de contourage à la main, comme explicités 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 par 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 est existant sur la coupe actuelle et ce qui est 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 orientés 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 et sont par là même interchangeables. Nous avons donc décidé non 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 potentiels 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 la fois mais sur une série complète 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 deux à deux est vide.

Définition formelle de la segmentation:

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

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

$$\mathcal{R}_i \cap \mathcal{R}_k = \emptyset \quad i \neq k$$

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

Il existe un prédicat P tel que:

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

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

Remarque: il n'y a habituellement pas unicité de la 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, en les détectant, génère les contours. La seconde recherche des zones homogènes et génère des groupes de pixels, ou régions. Il est clair que ces deux approches sont duales puisque l'on peut aisément passer de l'une à l'autre, les contours étant les frontières qui séparent les régions.

I.2.2. Image puissance

I.2.2.1. Génération

Classiquement l'image puissance est l'image dérivée. En effet, un changement de région est marqué par une variation du critère d'homogénéité que l'on retrouve sur l'image dérivée sous forme de pics maximums ou minimums. Le critère de dérivation peut changer mais le principe et les équations restent les mêmes. Nous allons donc simplement décrire un processus de dérivation d'une image par rapport au niveau de gris des pixels.

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 :

$$\frac{\partial}{\partial x} I(x, y) \approx I(x+1, y) - I(x, y) = \Delta_x * I(x, y)$$

$$\frac{\partial}{\partial y} I(x, y) \approx I(x, y+1) - I(x, y) = \Delta_y \bullet I(x, y)$$

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

$$\frac{\partial^2}{\partial y^2} I(x, y) \approx I(x, y+1) - 2I(x, y) + I(x, y-1) = \Delta_y^2 \bullet I(x, y)$$

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

Dériver une image revient à balayer celle-ci avec une fenêtre définissant une zone d'intérêt. Sur cette zone un masque de convolution est appliqué afin d'obtenir la zone dérivée. Les masques de convolution correspondants aux différences ci-dessus sont :

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

Une image puissance n'est pas utilisée de la même façon suivant qu'elle est générée par une dérivée première ou par une dérivée seconde. En effet, lorsque l'on utilise les dérivées premières, la segmentation sera plus ou moins basée sur la recherche des maxima de l'image puissance car ils représentent une variation importante du critère d'homogénéité choisi et donc un changement de région. Par contre, si l'on utilise les dérivées secondes, la segmentation se fera suivant une recherche des zéros de l'image puissance.

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 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 retenir. 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 à l'endroit de son voisinage 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, Shenet-Castan.

Les opérateurs simples

Ces opérateurs sont basés sur des approximations discrètes 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 créant du bruit 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 du 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 le plus proche de chaque côté du pixel central. Le lissage est diminué mais en contrepartie cela améliore la future localisation des contours.

Masques de Roberts		Masques de Prewitt			Masques de			Sobel					
-1	0	0	-1	1	0	-1	1	0	-1	1	2	1	
0	1	1	0	0	-1	0	0	0	-2	0	0	0	
		1	0	-1	-1	-1	-1	1	0	-1	-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 du pixel central. Trois critères de bonne détection des contours isolés ont été postulés par Canny en 1983 [CAN83]:

- Robustesse au bruit;
- Bonne localisation;

- Faible multiplicité des maxima dûs au bruit.

En se basant sur le postulat qu'un contour peut se modéliser comme un échelon perturbé par un bruit blanc additif, Canny a traduit chaque critère en termes mathématiques précis. Il les a par la suite utilisés pour optimiser le filtre de lissage $f(x)$ et le filtre différentiel correspondant $g(x)=df(x)/dx$.

- Opérateur de *Canny* [CAN86]: Cette méthode est limitée aux filtres de réponse impulsionnelle finie. L'optimisation de la robustesse au bruit et de la localisation a donné un filtre différentiel qui ressemble à la première dérivée d'une gaussienne.

- 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

$$\text{filtre différentiel sont: } \begin{cases} f(x) = b_1(1 + \beta|x|)e^{-\beta|x|} \\ g(x) = -b_2xe^{\beta|x|} \end{cases} \quad \text{où } b_1 \text{ et } b_2 \text{ sont des facteurs de}$$

normalisation et β est le paramètre de forme qui détermine entre autre 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 impulsionnelle infinie suivant:

$$\begin{cases} f(x) = a_1e^{-\alpha|x|} \\ g(x) = \begin{cases} a_2e^{-\alpha|x|} & \text{si } x < 1 \\ -a_2e^{-\alpha|x|} & \text{si } x > 1 \end{cases} \end{cases}$$

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 le filtre de Canny et celui de 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 extrêmement sensibles au bruit, et là aussi un

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

Laplacien sont donc généralement regroupés globalement moins bons que les opérateurs

I.2.2.2. Utilisation d'une image puissance

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

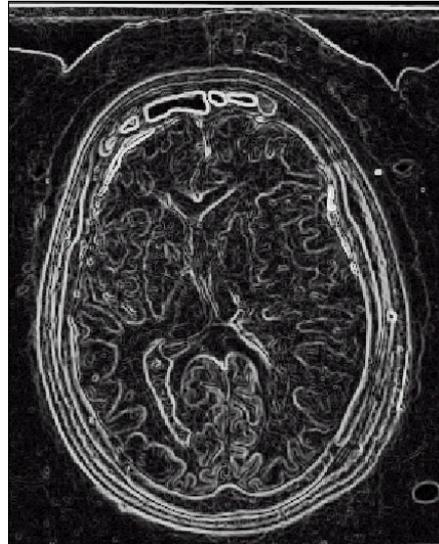
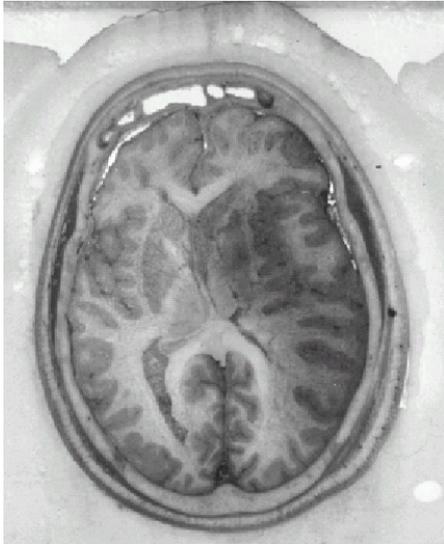


Figure 3: Exemple d'image gradient (ici à droite, obtenue par application du filtre de Sobel sur l'image originale à gauche)

De nombreuses méthodes d'analyse locale d'images 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 est reconnu comme appartenant à une classe examinée précédemment. Les méthodes utilisent ce principe et tentent donc de reconstituer une suite continue de pixels pour chacun des contours.

➤ Traitement parallèle

Au cours d'un travail parallèle l'appartenance d'un pixel à une arête ne dépend que de lui-même et de ses proches voisins. Typiquement un seuil est effectué sur l'image puissance afin d'en extraire les pixels marquant une forte variation. Le problème principal qui se pose alors est que généralement les contours générés sont "épais" (c'est-à-dire qu'il est nécessaire de les squelettiser) et même souvent discontinus (et ils doivent alors être reconnectés).

I.2.3. Approche contours

L'enjeu est de détecter des arêtes sur l'image. De nombreuses méthodes d'analyse locale ont été créées. Leur point de départ est généralement l'analyse d'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.

1.2.3.1. Seuillage de l'image puissance

La plus simple et la plus ancienne des segmentation est le seuillage [SAH88]. Tous les pixels de l'image puissance dont l'intensité est supérieure à un certain seuil sont considérés comme appartenant à un contour. Les pixels sont ensuite regroupés. Cependant il est ensuite nécessaire de squelettiser les différents groupes de pixels formant les contours car ceux-ci sont souvent épais (larges de plusieurs pixels).

De plus cette méthode est extrêmement sensible au bruit. Afin de palier à ce défaut, le seuillage par hystérésis est plus généralement employé [CAN83] [CAN86]. C'est un raffinement de la méthode de seuillage classique: deux seuils, un seuil haut et un seuil bas, sont utilisés. Tout point dont l'intensité est inférieure au seuil bas n'est pas retenu comme élément potentiel d'un contour. Tout point dont l'intensité est supérieure au seuil haut est considéré comme élément d'un contour valide. Entre les deux seuils, les points connexes à au moins un point d'un contour valide sont considérés comme appartenant à ce contour. Il est là aussi souvent nécessaire de squelettiser les contours obtenus.

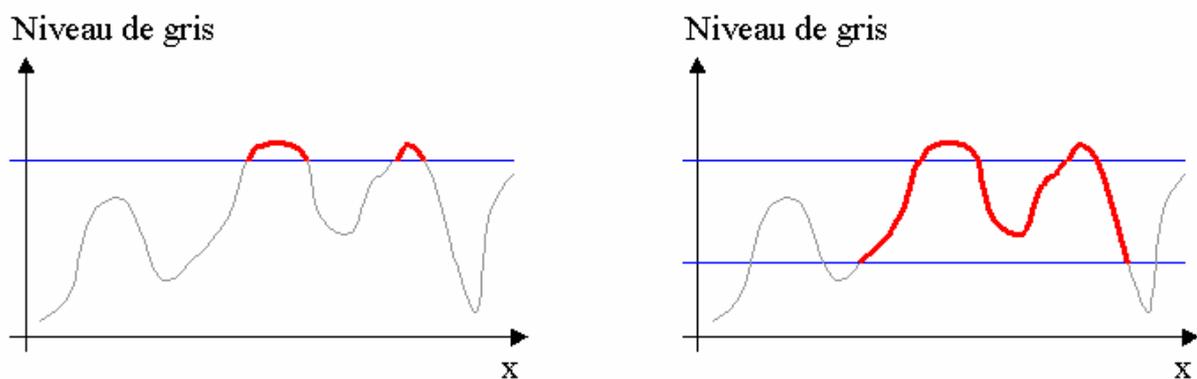


Figure 4: Seuillage classique et Seuillage par Hystérésis.

1.2.3.2. Contours actifs (ou «Snakes»)

Un contour actif (ou «snake» – qui se traduit littéralement par serpent) est une forme qui possède la faculté de s'adapter afin d'épouser les contours de l'objet que l'on recherche. Une énergie interne lui est fournie afin de lui permettre de maintenir sa cohésion et une énergie externe lui est appliquée pour le forcer à 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.

1.2.3.3. 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 cette méthode existent, la couplant avec les

contours actifs [CHR96][RUE97]: un patron générique est recalé au mieux sur l'image puis est déformé afin de s'adapter à la spécificité de l'image.

I.2.4. Approcher régions

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 le seront pour des images en niveaux de gris.

I.2.4.1. Seuillage-Analyse d'histogramme

Ils s'agit ici d'utiliser les méthodes de type seuillage comme définies au paragraphe I.3.2.1, 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'une zone "objet" et les autres d'une zone de "fond".

La méthode est elle aussi sensible au bruit et un seuillage par hystérésis peut être employé afin de réduire l'influence des perturbations [CAN83][CAN86].

Plus généralement, il est possible de travailler sur les histogrammes afin de tenter d'en extraire différentes zones homogènes. On cherche alors à placer différents seuils de séparation (seuillage statique), soit en tentant de rechercher des seuils locaux au voisinage d'un pixel, soit en essayant de définir des seuils dynamiques (seuils dont les valeurs dépendent des coordonnées des pixels où ils 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 possible de distinguer deux seuils, S_1 et S_2 . Ils permettent de créer trois classes au sein de l'image, les chiffres, les muscles puis le "reste". Néanmoins cet histogramme pourrait tout aussi bien correspondre à celui d'une image représentant plus ou moins d'objets, certains de niveaux de gris identiques. De même il est malaisé de trouver un seuil séparant les os de la moelle. Il est donc nécessaire de prolonger la division de l'histogramme par une recherche du nombre d'objets et de leur localisation. Une connaissance a priori de ces deux critères est même préférable si l'on désire obtenir une segmentation concluante.

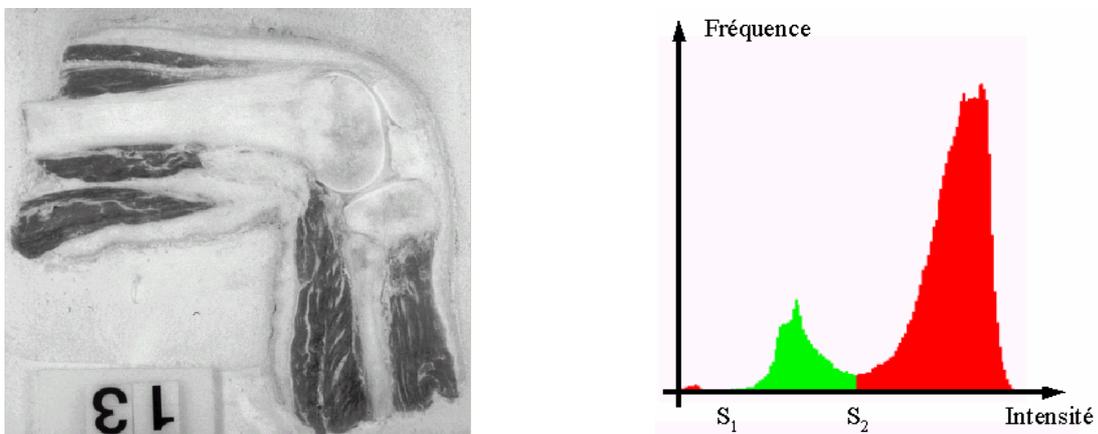


Figure 5: Seuils différenciant les chiffres (avant S_1), les muscles (entre S_1 et S_2) et le "reste" (après S_2).

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 est monté au maximum. La segmentation résultante est composée de l'ensemble des murs de barrage.

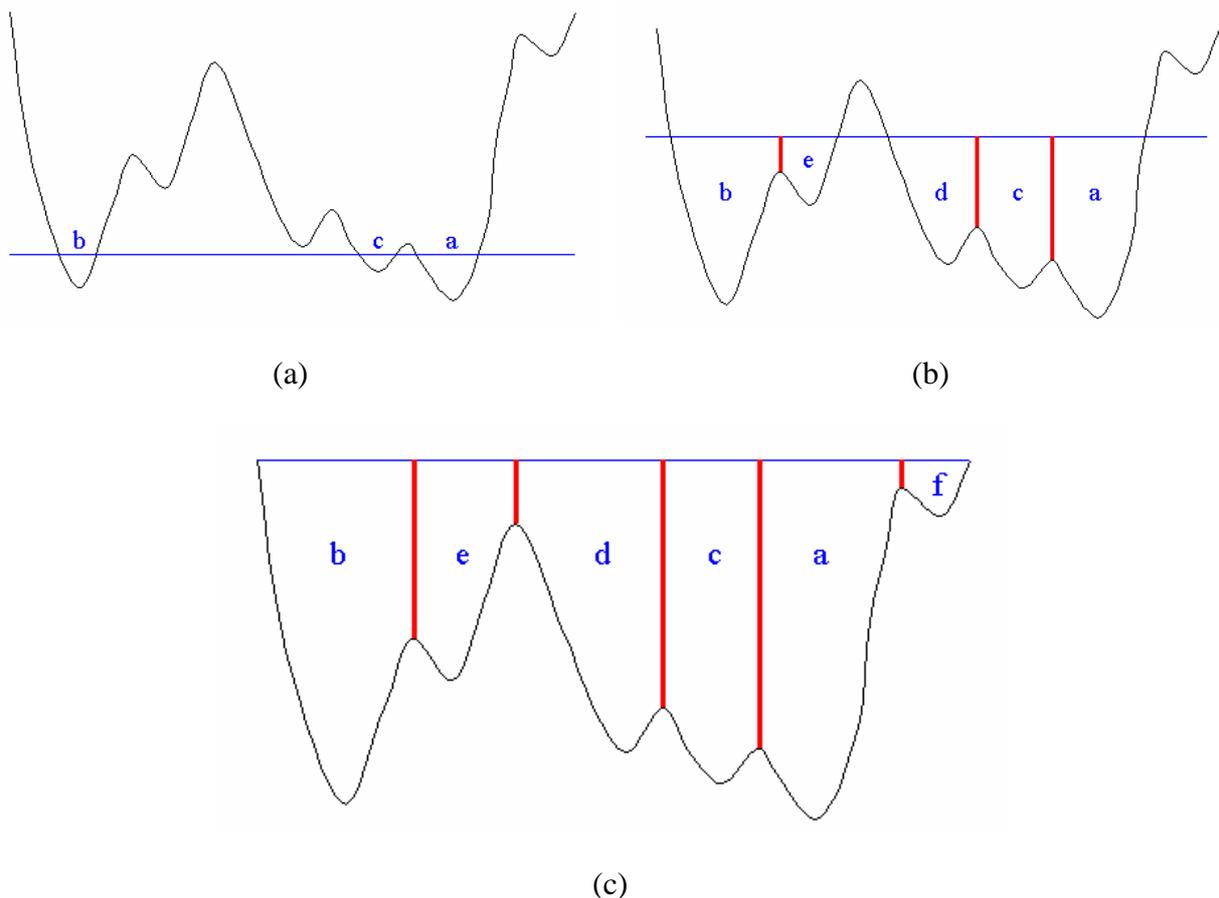


Figure 6: Exemple de segmentation 1D avec l'algorithme Ligne de Partage des Eaux (a) Début de l'inondation, trois bassins sont générés; (b) Barrages construits pour éviter le mélange des bassins; (c) Inondation terminée, la segmentation est formée de cinq barrages séparant six bassins.

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], est effectuée dans un premier temps un découpage récursif régulier et arbitraire de l'image. A chaque division un test de cohésion (vis-à-vis du critère d'homogénéité choisi) est réalisé sur chacune des sous-zones générées. Si l'une d'entre elles n'est pas suffisamment homogène, elle est à nouveau divisée de façon arbitraire. Sinon elle est conservée en l'état. Le processus 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 scinde l'image en quatre zones de taille égales, puis celles d'entre elles qui ne vérifient pas le critère d'homogénéité sont à nouveau divisées en quatre.

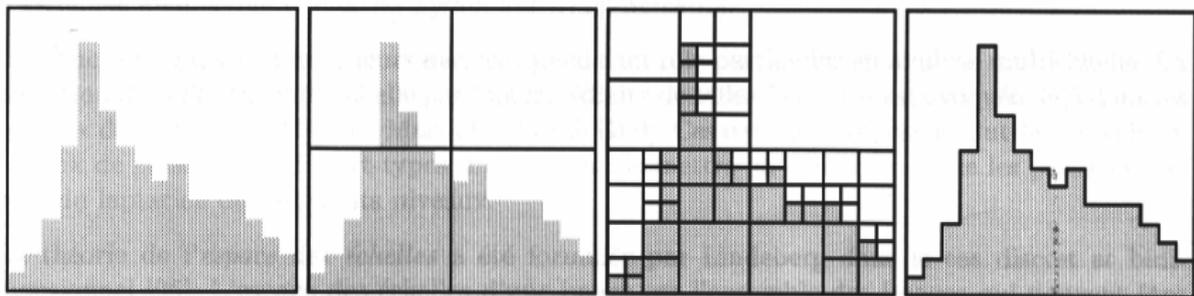


Figure 7: Exemple d'une méthode «division-fusion»

I.2.4.4. Accroissement des régions par agrégation de pixels

Cette méthode tente de regrouper par agrégation les pixels ayant un critère d'homogénéité proche ou tout du moins variant de façon négligeable [BRI70] [FU81]. Pour ce faire des pixels nommés germes sont placés dans l'image de façon aléatoire ou prédéfinie. C'est à partir de ces germes que la croissance s'effectuera. Leurs pixels voisins leur sont adjoints s'ils vérifient les mêmes critères d'homogénéité. Les régions croissent ainsi de façon récursive. Deux d'entre elles entrant en contact peuvent être fusionnées si elles vérifient un critère d'homogénéité similaire. De même de nouveaux germes peuvent être générés dans les zones qui ne peuvent être agrégées aux zones initialement générées afin de segmenter totalement l'image. Au final une division de l'image en zones homogènes est obtenue.

I.2.4.5. Classification – Statistiques bayésiennes

C'est une méthode qui 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 a priori sur le nombre de classes à détecter et le type d'image que 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 M84][BLA87][DAS94][COC95].

I.2.4.6. Modèles pyramidaux

Cette méthode est basée sur le principe qu'une très petite image est plus simple à segmenter qu'une grande [HON84][HOR90][BER95]. 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 (demi image, quart d'image...). Puis on segmente la plus petite image à l'aide d'une autre méthode et l'on eserte de ce 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 contour par hystérésis [WRO87] ou de coupler une méthode de division/fusion avec un dévillage par hystérésis [PAV90].

La combinaison des méthodes peut être faite en utilisant la logique floue ou en affectant des «coefficients de confiance» 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 s'appliquer dans notre cas viennent d'être explicitées. Nous avons essayé de faire en sorte que cette liste soit la plus exhaustive possible. Cependant nous n'avons évidemment pas pu tester nous-même tous ces algorithmes. Nous nous sommes donc en grande partie appuyés sur diverses études les comparant [FU81][HAR85][SUR01] afin de pouvoir les évaluer et faire un choix 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 locale des arêtes ou à une image de mauvaise qualité ou de nature complexe. Il en résulte souvent une fusion hasardeuse de zones qui auraient dû être séparées. Il existe de nombreuses méthodes pour tenter de compléter ces contours non fermés et séparer les zones fusionnées par erreur, mais aucune n'est infaillible. Les méthodes telles que les contours actifs et les "templates" quant à elles possèdent à l'origine un contour fermé mais posent en contrepartie le problème du nombre important de paramètres à fixer manuellement afin d'obtenir une bonne identification de l'organe.

Les contours générés en utilisant une méthode d'approche région ne sont quant à eux pas confrontés à des problèmes d'épaisseur ou de continuité. 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 de types d'images à traiter et leurs complexités et spécificités respectives permettent difficilement d'utiliser des connaissances a priori.

1.3. Les divers types d'images à segmenter

La méthode que nous désirons mettre au point a pour particularité de s'appliquer à tout 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 séries : les coupes anatomiques, les images scanner, les images IRM. Chacun de ces types d'images possède ses propres spécificités 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'espace et de l'espacement entre les coupes pouvant conduire à une nécessité d'interpolation.

Il est clair que la qualité des images à traiter a une grande influence sur la segmentation. Mais les spécificités propres à chacun de ces images sont elles aussi une grande importance. Il est donc nécessaire de caractériser ces types d'images afin de choisir au mieux les méthodes de segmentation que nous utiliserons.

1.3.1. Les coupes sérieées 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 complet utilisé est donné en détail dans la section IV.2.1.



Figure 8: Exemples de coupes sérieées (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 qu'il faut ensuite post-traiter afin de les affilier à leur véritable région d'appartenance.

De plus tous les organes étant visibles, de très peu c'est quelquefois le but recherché, cela peut ne pas être souhaitable à d'autres moments. Cela peut augmenter considérablement la quantité de travail se contentant de travailler sur un groupe de muscles sera à l'avenir nécessaire de post-traiter les segments similaires.

tités structures sont détectables. Même si s'êtes souhaitable à d'autres moments. Cela peut être souhaitable à d'autres moments. Cela peut être souhaitable à d'autres moments. Cela peut être souhaitable à d'autres moments.

Une dernière particularité des images anatomiques est la nécessité de les recaler dans l'espace. En effet il est nécessaire d'avoir une palette de références solidaires des structures à identifier sur les photographies si l'on veut pouvoir superposer les contours issus de coupes différentes. De plus amples détails sur cette nécessité sont donnés section IV.2.1.

est la nécessité de les recaler dans l'espace. En effet il est nécessaire d'avoir une palette de références solidaires des structures à identifier sur les photographies si l'on veut pouvoir superposer les contours issus de coupes différentes. De plus amples détails sur cette nécessité sont donnés section IV.2.1.

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 aucune 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 haute densité ou des tissus contenant des atomes de numéro atomique important. Nous avons aussi à notre disposition des méthodes d'injection de produit de contraste dans les vaisseaux sanguins qui permettent de les visualiser.

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 aucune 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 haute densité ou des tissus contenant des atomes de numéro atomique important. Nous avons aussi à notre disposition des méthodes d'injection de produit de contraste dans les vaisseaux sanguins qui permettent de les visualiser.

Il existe deux grands types de scanners :

- le scanner hélicoïdal : l'acquisition des images est réalisée durant un déplacement continu de la table sur laquelle repose le patient. L'image obtenue à la fin du processus est reconstruite par interpolation. Ce scanner à l'avantage d'être rapide.
- le scanner incrémental : les images scanner sont acquises lorsque la table est immobile. Celle-ci se déplace entre chaque prise. Ce scanner peut fournir des images plus précises que le scanner hélicoïdal, mais est plus lent.



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

Lorsqu'on a 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 (HU), qui varie de -1024 à +3000. En ce qui nous concerne cette valeur est restreinte à l'échelle de 0 à 255 par une simple règle de trois. Les manipulateurs de radiologie possèdent une échelle de correspondance qui leur permet

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

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 aisé de différencier des éléments comme les os, la graisse, l'eau, ou l'air, de faire la différence entre parties molles et parties osseuses. Par contre discerner les différentes parties molles entre elles est assez difficile et ce malgré les différents réglages disponibles au cours de l'acquisition d'image sur un scanner. Il est aussi possible qu'une résolution trop faible entraîne des difficultés pour différencier deux parties osseuses anatomiquement proches et ayant été fusionnées sur l'image.

Deux autres défauts, plus fonctionnels, sont à noter. La méthode d'acquisition des images soumet le patient aux rayons X et peut difficilement être appliquée avec une grande précision sur un corps humain dans son intégralité. En effet le nombre de coupes effectuées et la précision des images sont liés, l'accroissement de l'un impliquant la diminution de l'autre.

I.3.3. Les images IRM

L'imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une méthode elle aussi très employée.

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'écarter les protons de leur direction initiale. A chaque pause de cette seconde émission les protons, en reprenant leur position initiale, émettent une énergie que l'on mesure. Cette énergie peut être décomposée suivant des axes parallèles ou perpendiculaires au champ magnétique, et donc génère deux images.

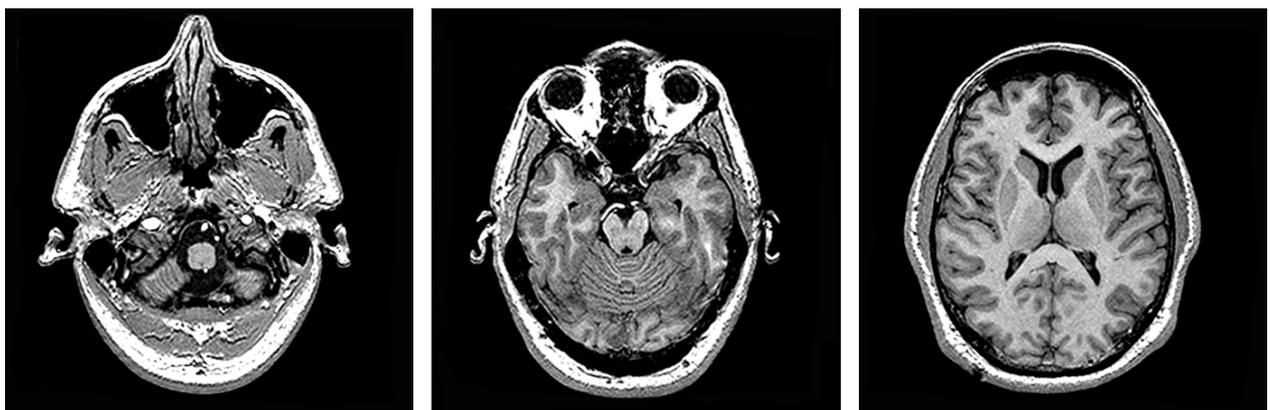


Figure 10: Exemples d'images IRM (coupes de tête)

Il s'agit d'images fonctionnelles du corps humain et non d'une véritable représentation anatomique de celui-ci. Les organes y sont assez aisément différenciables 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 attendance 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 : le retour à l'état fondamental 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 automatique choisies doivent donc être avant tout considérées comme des outils facilitant le travail et non pas comme des algorithmes infailibles permettant de détecter tout type d'organes sur tout type d'images. Il reviendra toujours à l'utilisateur de valider le contour ou de le modifier afin 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 prenant en compte que la valeur des pixels est non constante dans la réalité.

Nous avons donc recherché des méthodes génériques, non spécialisées dans la détection de tel ou tel organe, peu sensibles au bruit, et surtout n'exigeant 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 en fonction de l'organe recherché. Nous avons donc écarté des méthodes de segmentation de type analyse d'histogramme ou templates. La méthode des contours actifs, très attractive, a quant à elle été écartée en raison de sa fragilité 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 gradient, d'une méthode classique de lissage permettant d'éliminer le bruit ainsi que de deux méthodes de segmentation de type "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 en effet à nos critères : il est générique, robuste, et génère des contours fermés et squelettisés. Il est

appliqué sur l'image dérivée générée par l'opérateur différentiel 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 il nous a paru intéressant d'exploiter les connaissances des médecins vis-à-vis des divers éléments anatomiques (os, chair, graisse ...). Ceux-ci savent souvent à quels niveaux de gris les organes correspondent suivant les réglages qu'ils ont utilisés pour faire l'image. Une méthode de partitionnement d'histogramme a donc été envisagée afin de pouvoir efficacement utiliser ces informations.

L'agrégation des régions suite aux méthodes de segmentation se fait suivant le couplage de critères qu'ils sont spécifiques:

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

I.4.2. Fonctionnement global

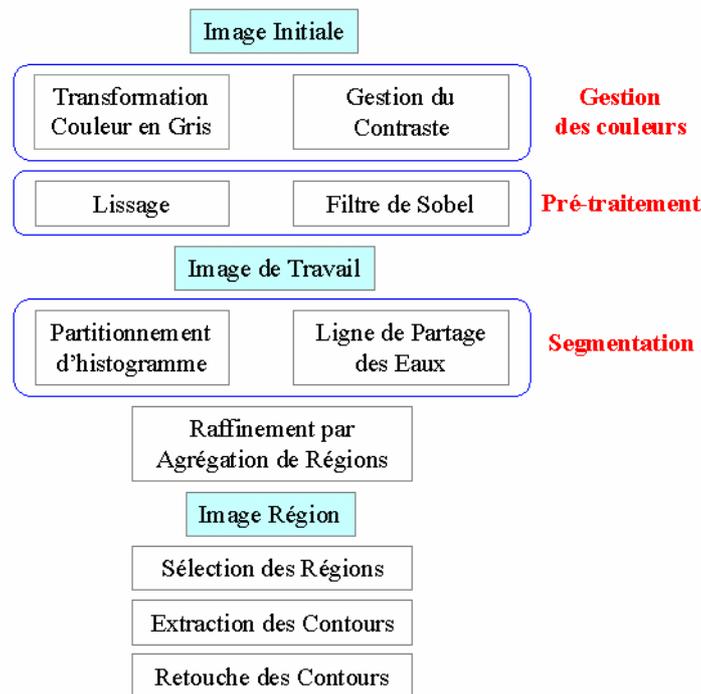


Table 1: Organigramme de traitement d'une coupe

L'enchaînement des étapes qui composent une procédure de détection de contours est donné dans l'organigramme ci-dessus. Le procédé global de segmentation se fait suivant 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 sériées anatomiques, d'une image couleur à une image en niveaux de gris sur

laquelle sera effectuée la segmentation (décrite section I.4.3). L'utilisateur peut la paramétrer de façon à accentuer l'importance de certaines teintes. 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 (décrite section I.4.4) est aussi disponible afin de pouvoir mettre en exergue la partie de l'image que l'on souhaite traiter.

- La seconde étape, «*Pré-traitement*», permet d'appliquer des filtres ou des transformations facilitant la future segmentation: génération de l'image dérivée correspondant à l'image en niveaux de gris en appliquant le filtre de Sobel (section I.2.2.1) et lissage des niveaux de gris.
- La troisième étape, «*Segmentation*», permet à l'utilisateur de choisir la méthode de segmentation et de 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 automatisée afin d'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 tests résultant d'expérimentations et de divers travaux menés au laboratoire.

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 RVB en image en niveaux de gris est la suivante:

$$I = \frac{m_r R + m_v V + m_b B}{m_r + m_v + m_b} \quad \text{où } (R, V, B) \text{ est le triplet définissant les composantes}$$

rouge, vert et bleu de la couleur à transformer, I est le niveau de gris obtenu, et m_r, m_v et m_b des coefficients pondérateurs. Ceux-ci sont conventionnellement fixés respectivement à 0.3, 0.59 et 0.11.

Cependant il nous a semblé 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 valeurs habituelles.

I.4.4. Gestion du contraste

Afin d'augmenter la finesse du traitement, divers modules optionnels ont été implémentés. Il nous a semblé intéressant de pouvoir gérer le contraste des images, de pouvoir affiner les noirs ou les blancs, et ce afin de mieux distinguer des structures de teinte proche.

Nous avons travaillé sur l'histogramme des niveaux de gris afin de retoucher le contraste. Pour cela nous avons appliqué 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 les pentes appliquant à cette région doit être fixées supérieures à l'unité.

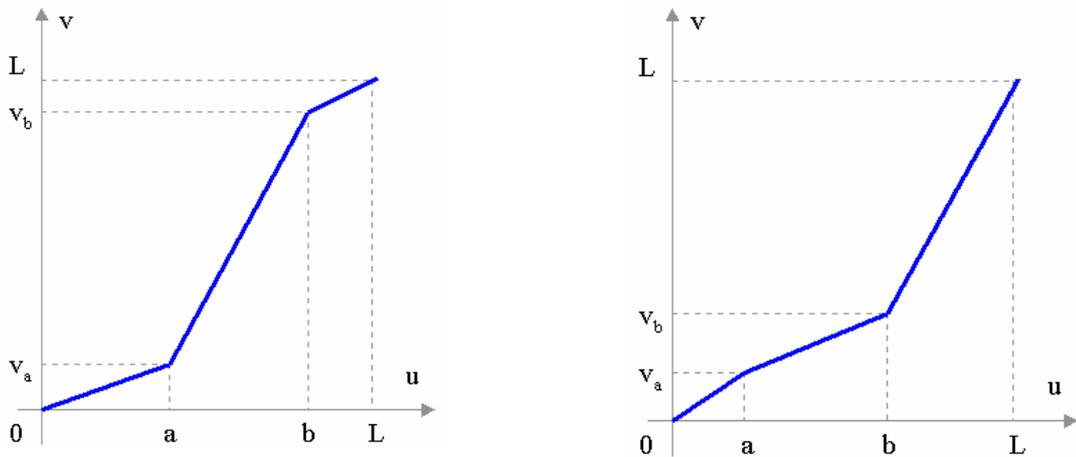


Figure 11: Les valeurs a, b, v_a et v_b fixées pour la courbe de gauche permettent de renforcer les pixels de couleur grise (d'intensité comprise entre a et b) tandis que pour la courbe de droite ce sont les pixels de valeurs supérieures à b qui sont mis en valeur.

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

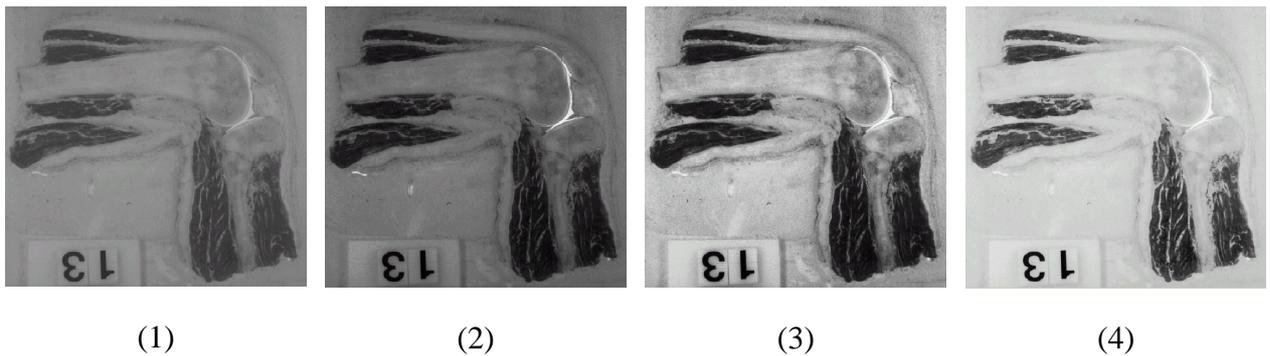


Figure 12: Renforcement du contraste. (1) l'image originale, (2) renforcement des blancs, (3) renforcement des gris, (4) renforcement des noirs.

Dans le cas du membre pelvien traité ci-dessus il est intéressant de voir qu'un renforcement des blancs permet de mettre en exergue la capsule articulaire du genou tandis qu'un renforcement des noirs fait ressortir les muscles.

I.4.5. Précisions sur la méthode de Ligne de Partage des Eaux

L'algorithme de Ligne de Partage des Eaux (dont une revue complète des divers algorithmes est faite dans [ROE99]) est une méthode systématique et efficace fournissant directement des contours fermés et squelettisés. Mais un des défauts les plus flagrants est la sur-segmentation qu'il génère. Afin de palier à ce problème, et avant même d'appliquer une méthode d'agrégation de régions, nous avons couplé

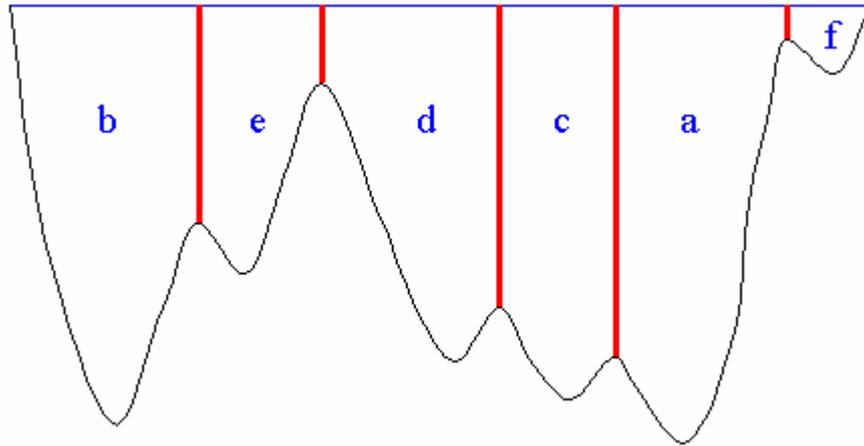


Figure 13: Application de la Ligne de Partage des Eaux à un relief 1D donné.

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 séparés par une ligne de crête contenant un point de basse altitude (inférieure au seuil) sont joints dès le début du processus. Il est donc nécessaire d'appliquer cette variante qui utilise un seuil bas afin d'éviter qu'un artefact puisse provoquer la jonction de deux régions distinctes.

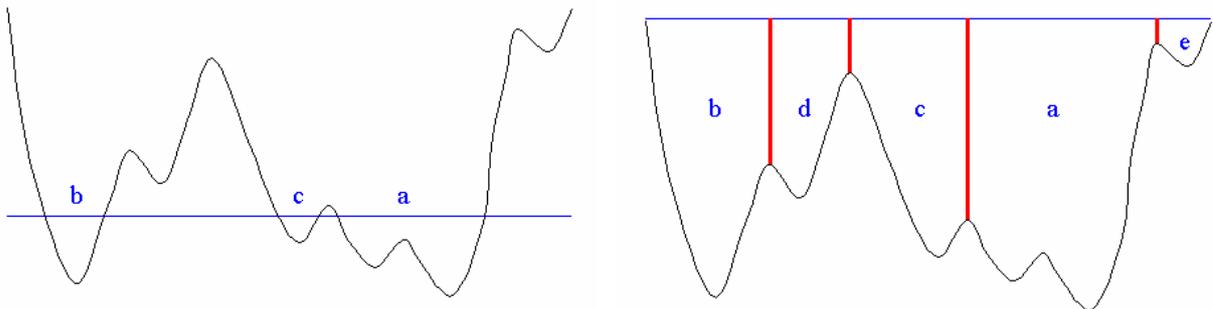


Figure 14: Application de la variante avec seuil initial

La région a est initialement formée de deux bassins non séparés.

La segmentation résultante contient un bassin de 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 associé à un minimum local comme la différence d'altitude entre ce minimum et le point de crête le plus bas qui doit être franchi pour arriver dans un bassin ayant un minimum plus bas que le premier. Effectuer un seuillage des dynamiques des bassins

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

si la dynamique est inférieure à un niveau profondeur des bassins vis-à-vis de leurs voisins parasites.

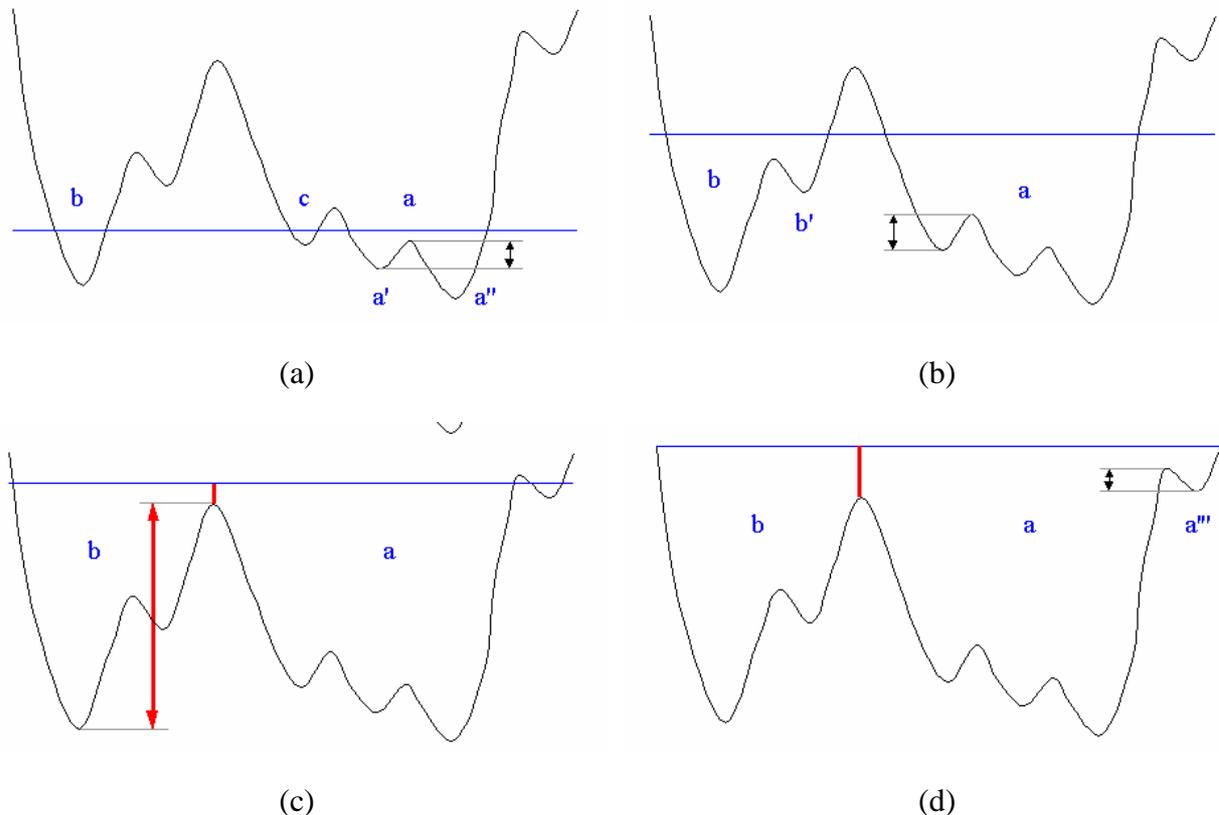


Figure 15: Application de la variante utilisant un seuil de dynamique
 (a) lorsque a' et a'' se rejoignent le seuil dynamique est faible, elles sont donc fusionnées en a;
 (b) lorsque a et b se rejoignent le seuil dynamique est aussi faible, elles sont donc fusionnées;
 (c) lorsque a et b se rejoignent le seuil dynamique est grand, les régions ne sont pas fusionnées;
 (d) a et a'' sont fusionnées lorsqu'elles rencontrent le seuil dynamique qui est grand, la segmentation résultante contient deux régions, les deux "grandes" régions de l'image.

Il existe une méthode de Ligne de Partage des Eaux étendue à la troisième dimension [FOG96], traitant de la valeur de voxels et non plus de pixels. L'analogie avec l'inondation d'un relief est plus difficile à visualiser mais est toujours valable. Si nous avons écarté une telle méthode, qui aurait pourtant été un point fort dans un traitement au niveau d'une série d'images c'est parce qu'il est possible d'avoir à traiter des images non recalées dans l'espace (comme les coupes anatomiques sériées par exemple). Dans ce cas il aurait été nécessaire de re-découper l'espace en voxels arbitraires pour appliquer la Ligne de Partage des Eaux en 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 composant sont calculées. Lorsque deux régions sont en contact ces deux valeurs 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. En effet elles correspondent généralement à des régions parasites générées par

la ligne de partage des eaux.

L'utilisateur a la possibilité de fixer le seuil à partir duquel la fusion s'effectuera. En effet, suivant l'importance du seuil, l'agrégation de régions détaillées d'importance variables.

nous permet de travailler sur des structures

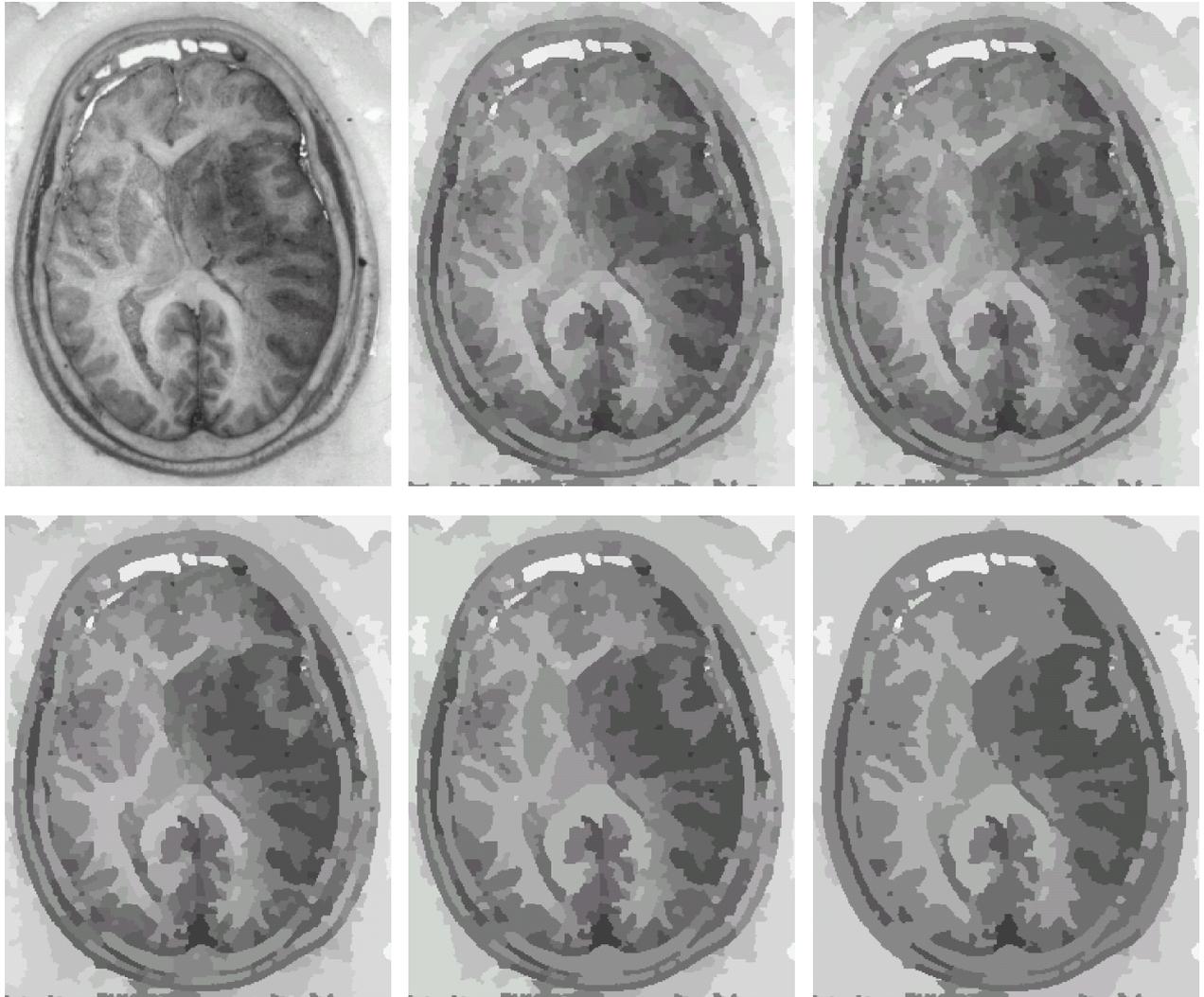


Figure 16: Différents niveaux d'agrégations de régions. En haut à gauche l'image originale. La fusion des diverses parties du cerveau est progressive.

Une agrégation des régions de petite taille a aussi été implémentée. Toute région détaillée inférieure à celle fixée par l'utilisateur recherche 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.

1.5. Détection de contours - Traitement d'une série d'images

Une particularité d'une série de coupes séréées, qu'elle 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 sem

blent être des formes qui se créent, se

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

I.5.1. Fonctionnement global

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

- L'utilisateur va dessiner (à la main ou en utilisant l'un des procédés de segmentation automatique disponibles) les organes qu'il désire identifier sur une coupe qui sera la coupe de base;
- 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 au 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.

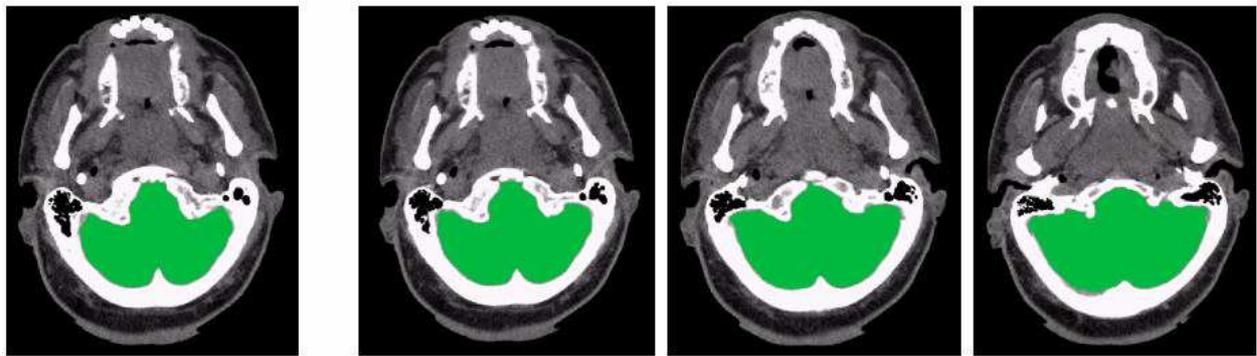


Figure 17: Exemple de traitement du cerveau sur une série de coupes scanner. (a) la coupe initiale et la région (en vert) contenue dans le contour à propager; (b) les résultats sur les coupes supérieures.

Il a été nécessaire de permettre le choix de deux contours de référence qui puissent être identifiables sur toutes les coupes afin de permettre un recalage des images entre elles. Cette fonctionnalité est inutile pour des images scanner ou IRM car les appareils d'acquisition fournissent directement des images recalées dans l'espace. Par contre elle est indispensable au traitement des coupes sériées.

I.5.2. Propagation de contours sur des images adjacentes

Il a été décidé de ne pas se fier à la forme des contours d'un organe. En effet l'une des particularités des organes du corps humain est la possibilité qu'ils changent radicalement de forme en l'espace de quelques coupes, se séparant en diverses branches ou s'écrasant sous l'interaction des organes voisins.

De plus il peut y avoir des variations d'intensité et de contraste d'une coupe à une autre. Cependant il est toujours possible de réajuster le niveau moyen entre les coupes, celui-ci n'étant pas censé 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 essentiellement sur les niveaux de gris moyens des régions et procède par correspondance. Deux étapes préliminaires doivent être effectuées avant de mettre en correspondance les régions de 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 (cas de coupes anatomiques notamment) 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.

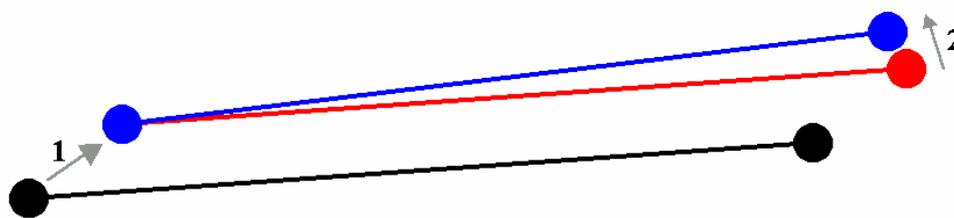


Figure 18: Opérations de recalage des références entre elles. En noir le référentiel de la coupe de base, en bleu celui de la coupe à traiter. 1: translation, 2: rotation

La coupe à traiter est ensuite segmentée en utilisant la même procédure que celle qui fut appliquée à la coupe servant de base. Les niveaux de gris moyens sont calculés pour chacune des régions générées et la différence de niveau de gris moyen des images entières lui est soustraite afin de corriger une éventuelle variation d'intensité. Enfin les régions sont mises en correspondance en utilisant le recalage si nécessaire. Si la différence de niveaux de gris entre une région générée et une région appartenant à l'organe recherché sur la coupe servant de base est inférieure à un seuil fixé par l'utilisateur la région de la coupe en cours de traitement est considérée comme constituant l'organe. Toutes les régions ainsi marquées sont ensuite agrégées afin de créer la zone correspondante à l'organe sur la coupe en cours de traitement. Enfin le contour est extrait et sauvegardé. L'algorithme applique ensuite ce même processus à la coupe adjacente à celle venant d'être traitée, celle-ci devenant la nouvelle coupe de base.

1.5.3. Branches orphelines

Il est primordial de choisir intelligemment la coupe de base. En effet, la mise en correspondance se faisant en utilisant la superposition des zones définissant les organes, si une nouvelle branche apparaît et ne rejoint l'organe que quelques coupes plus tard, celle-ci peut ne pas être détectée.

Pour pallier à cela il est possible d'effectuer des propagations dans un sens (par exemple le sens croissant des coupes) puis de partir de la coupe finale pour effectuer une propagation sens inverse. À ce moment-là la branche jusque-là non détectée sera à partir de la coupe sur laquelle la jonction entre le corps principal et cette branche se trouve. Il est envisageable d'itérer ces inversions de sens jusqu'à ce qu'aucune nouvelle branche ne soit détectée.

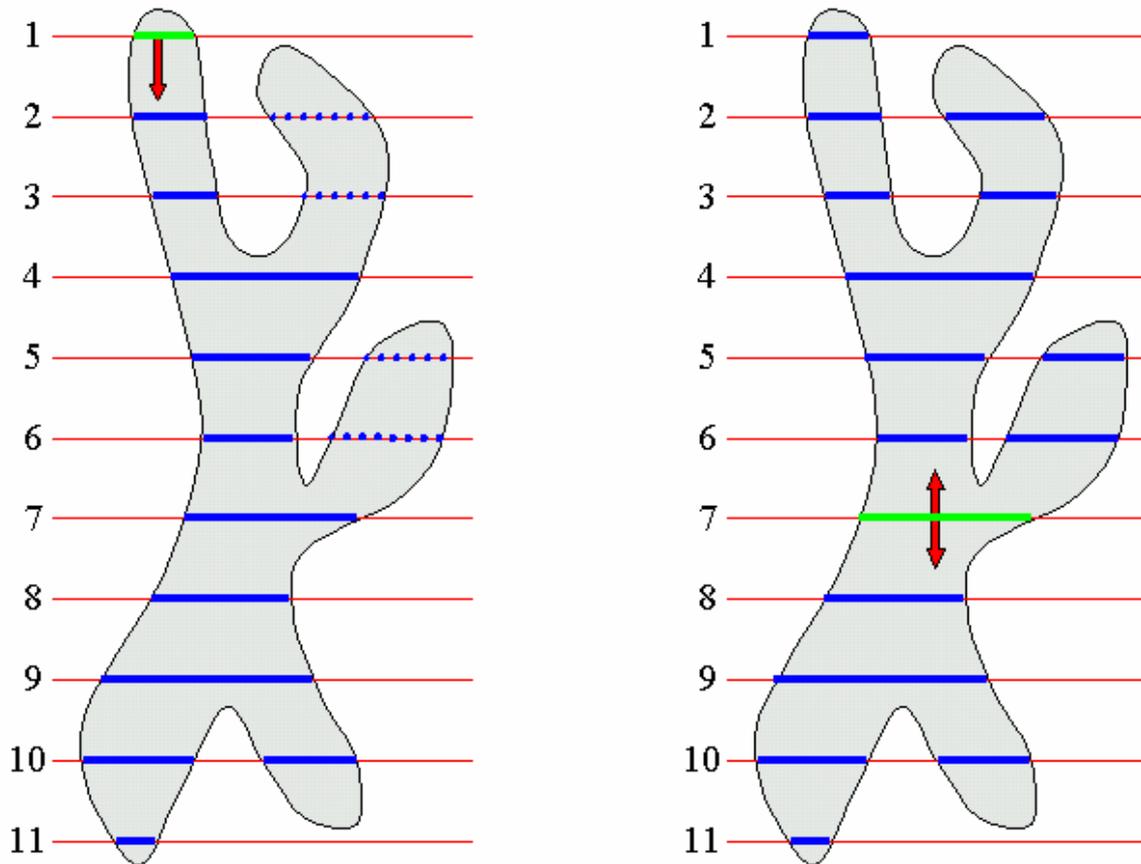


Figure 19: Importance du choix de la coupe initiale; en vert la coupe initiale choisie, en trait plein bleus contours détectés, en pointillés les contours non-détectés.

Dans l'exemple ci-dessus débuter la propagation de contours en utilisant les 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 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, il est possible de faire une première propagation débutant à la coupe numéro 1, puis, une 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.

1.6. Implémentation

Nous avons opté pour une implémentation respectant l' norme ANSI C (sous Borland C++ et une utilisation de Open-GL et GLUT pour toute la partie gestion graphique). Ces sont deux standards, que ce soit au niveau de la programmation ou de l'interface graphique, qui, par leur présence sur un maximum de plates-formes informatiques, permettent une large exportation des logiciels créés.

I.6.1. Cahier des charges et choix d'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 plus grande transparence pour l'utilisateur. En effet, un script peut être établi pour correspondre à la détection d'un type d'organe sur un type d'image et l'utilisateur se dégage ainsi de la nécessité d'appréhender complètement les différentes spécificités des modules de segmentation. Des exemples de scripts et de configuration 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 couleur à 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'organisation des fenêtres de commande ou d'affichage et des menus découle logiquement de cette 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 tableaux afin d'augmenter la robustesse du programme. Les structures temporaires quant à elles sont placées dans des piles FIFO qui sont détruites lors de la fin de leur utilisation.

I.6.2. Présentation du logiciel

Le programme a été bâti autour de deux fenêtres principales :

- La fenêtre d'affichage. C'est par elle que l'on accède à toutes les données importantes sur la coupe actuelle (le nom de l'image et sa hauteur sont disponibles dans la barre d'état de la fenêtre) et aux divers menus répertoriés dans les commandes du logiciel.

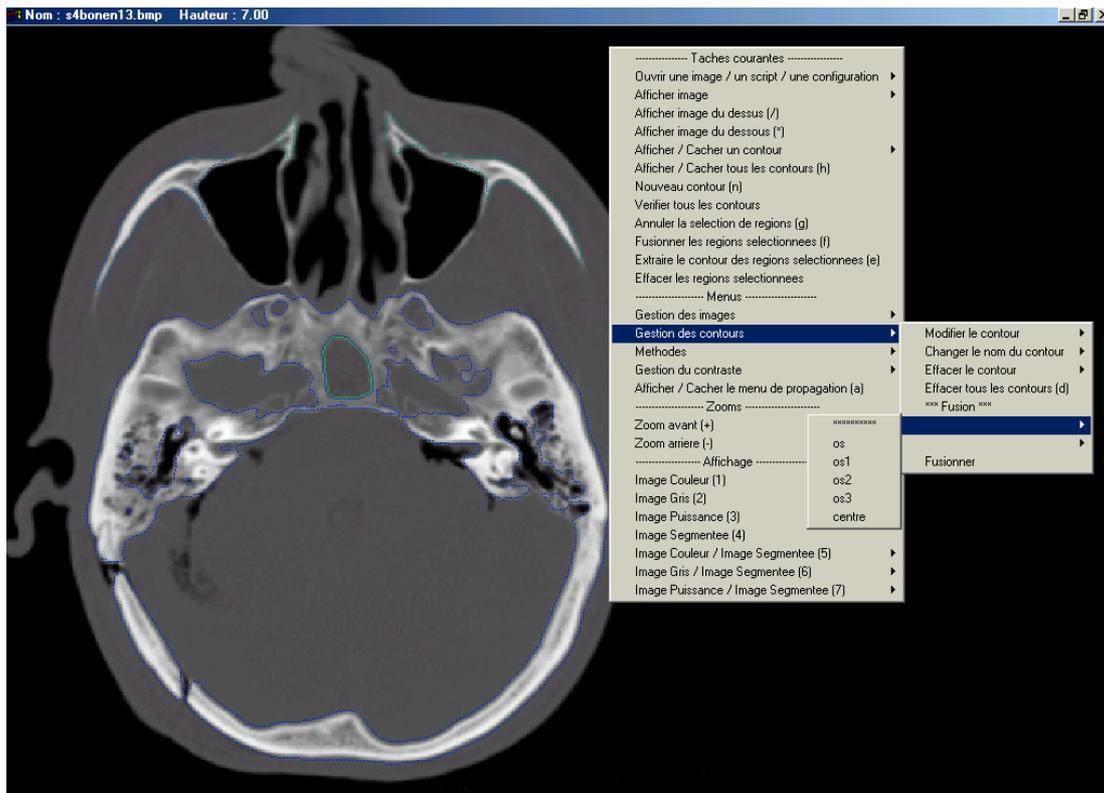


Figure20: Fenêtre principale.

- La fenêtre d'état et d'interaction. C'est dans cette fenêtre que le logiciel demande la valeur des paramètres que l'utilisateur doit spécifier et prend compte du déroulement des opérations qui s'y effectuent.

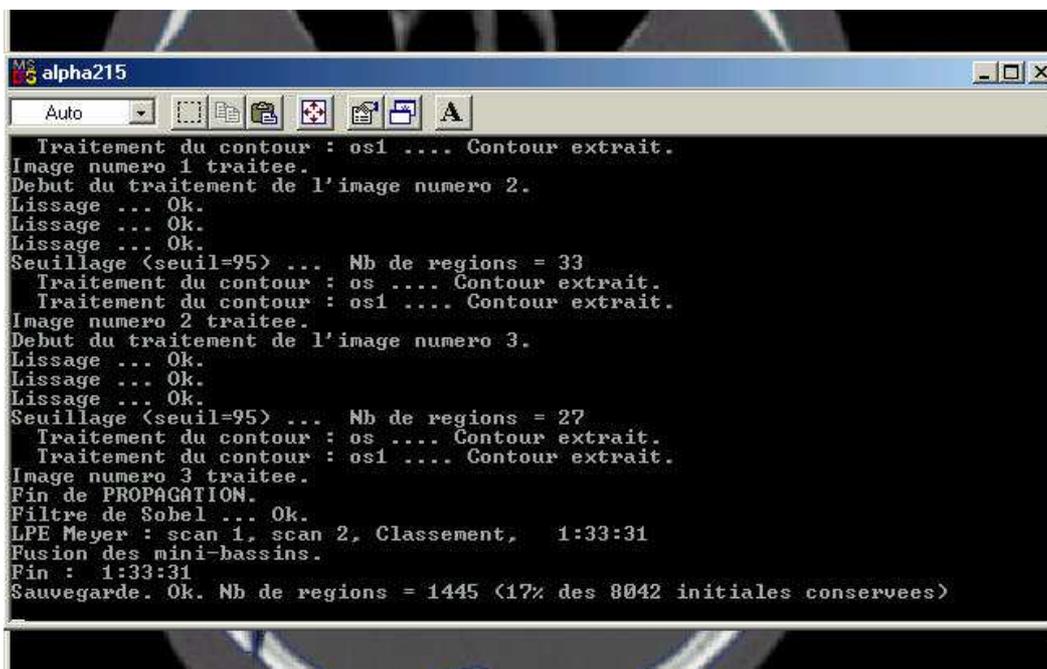


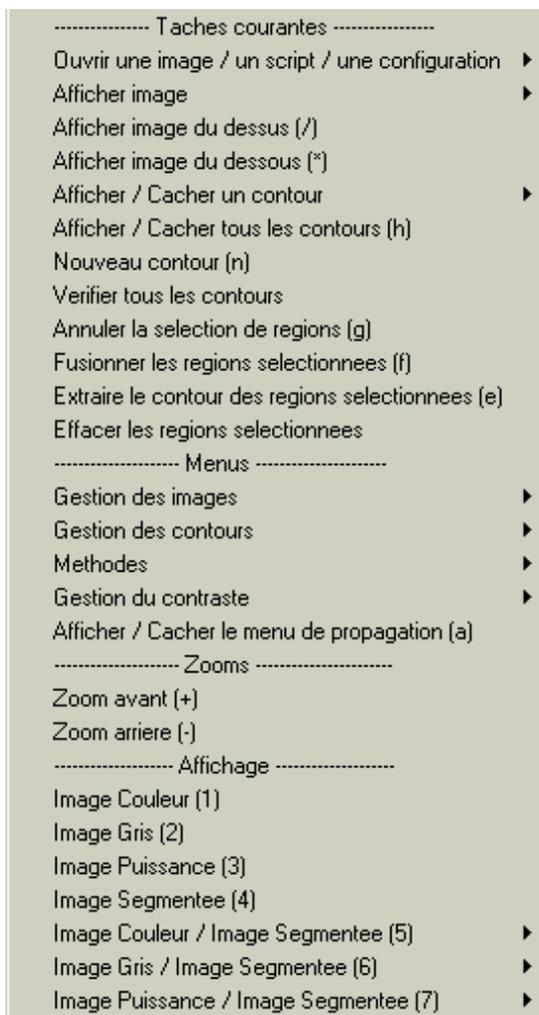
Figure21: Fenêtre d'état et d'interaction.

I.6.3.L'interface

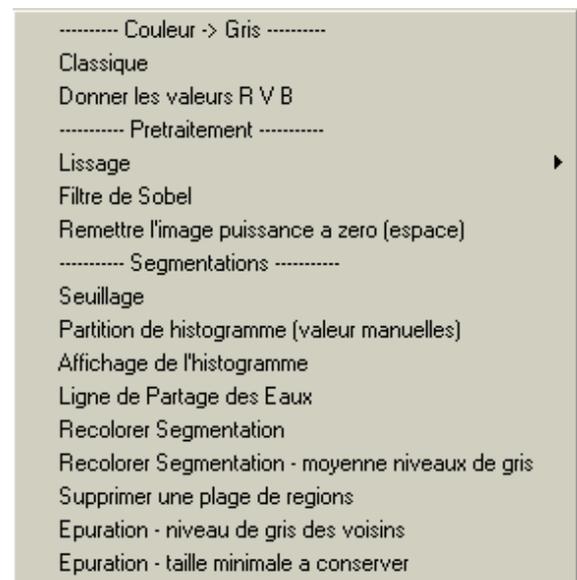
L'interface implémentée possède un lien vers chacune des fonctions nécessaires au traitement des coupes sériées, qu'elles soient d'origine anatomique ou informatique (scanner, IRM ...): possibilités de charger au choix une ou plusieurs coupes, de sauvegarder des contours, de tracer des contours manuellement, 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 se restreint afin de rendre accessible que les fonctions propres à la gestion de contours.

Menu principal



Menu méthodes



Menu gestion du contraste



Menu modification de contours

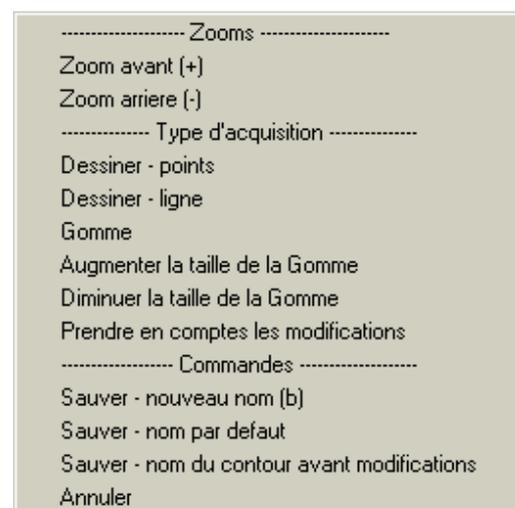


Figure 22: Menu principal et menus secondaires, accessibles par un clic droit.

I.6.4. Implémentation de la Ligne de Partage des Eaux

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 construit une Ligne de Partage des Eaux à l'endroit où 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 d'en explorer qu'une seule fois chaque point du relief.

I.6.5. Scripts de commande

Il nous a semblé 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 ainsi que la définition exhaustive de leurs paramètres de contrôle. Les scripts sont rédigés à l'aide d'une syntaxe simple (voir tableau suivant). Ils peuvent par exemple être dédiés au traitement d'un type d'organes sur un type d'image.

NOM	DESCRIPTION
ALPHA_SCRIPT	Entête d'un script.
ALPHA_DATA	Entête d'un fichier de données de configuration.
END	Fin (d'un fichier ou de commande multiple).
LOAD_IMAGE fichierz	Charge le fichier en lui affectant la hauteurz.
FORGET_ALL	Décharge les images sans aucune modification.
COUPE_MAX	Place le pointeur courant sur la coupe la plus haute.
COUPE_MIN	Place le pointeur courant sur la coupe la plus basse.
COUPE_CYCLE_MIN a b ... 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_CONFIG fichier	Charge le fichier contenant des 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_PLUS fichier ... 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 ref1 ref2 fichier ... 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_RV Brvb	Active la transformation couleur -> gris paramétrée avec les valeurs r pour le rouge, v pour le vert et b pour le bleu.
PRETRAIT_LISSAGE i	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_LPE i	Active la segmentation par LPE avec un seuil d'immersion minimal égal à i.
SEGM2D_SEUILLAGE s	Active la segmentation par seuillage, s étant le niveau du seuil.
SEGM2D_HISTO a b	Active la segmentation par histogramme, a étant le niveau du seuil bas, b celui du seuil haut.
PROPAG_ECART_GNIS_MAX f	Fixe (en propagation) le maximum d'écart permis entre deux régions superposables pour être considérées comme représentant le même objet.
PROPAG_PROP_MIN f	Fixe (en propagation) la proportion minimale de points d'une région qui doivent concorder avec la région de base pour être considéré comme représentant le même objet.

Table 2: Exemple de principales commandes utilisées pour la création de scripts.

```

Ainsi un script rédigé comme 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.

I.7. Résultat et discussion

I.7.1. Vitesse d'extraction de contour

Le logiciel implémenté est utilisé sur un biprocessor Pentium II cadencé à 300 MHz. Les temps d'identification semi-automatique des contours d'organes varient suivant le type d'image et la complexité des organes à détecter. De six exemples de temps de détection pour des organes entiers sont donnés dans le tableau suivant (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 sériées	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'image utilisée, du nombre d'images et de la méthode de détection employée.

Les temps d'extraction et de propagation des contours en eux même sont très faibles. La phase la plus longue est en fait la vérification visuelle de chaque contour détecté et les corrections qui en découle. En effet, si une erreur de détection est repérée la procédure est arrêtée pour rectifier le contour erroné, puis elle est relancée.

Même si la détection reste longue pour un grand volume d'organes ou un traitement de coupes sériées, le temps dédié à l'extraction semi-automatique des contours des organes est considérablement réduit en comparaison de la méthode classique de dessin. La fréquence de correction manuelle dépend fortement du type d'organe à détecter et du type d'image en cours de traitement. L'extraction des os sur un scanner ou un IRM ne requiert généralement

d'intervention manuelle que lorsqu'un amalgame est fait entre les os, tandis qu'une détection de faisceaux musculaires sur une coupe sériée peut nécessiter des corrections manuelles toutes les trois coupes.

1.7.1.1. Remarques sur la propagation

La propagation est un procédé rapide et transparent pour l'utilisateur. Il est néanmoins nécessaire de contrôler coupe par coupe les résultats obtenus. En effet, il n'est pas rare que sur une image deux structures soient visuellement connectées. 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 possédant pas de connaissance spécifique en anatomie (qui pourrait être par exemple représentées 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 le relancer. 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 dépend évidemment de l'aspect (texture, forme) de l'organe à détecter mais aussi, et surtout, est directement proportionnel à la qualité initiale des images. Il est donc nécessaire de porter une attention particulière à la phase d'acquisition des coupes car elle conditionne grandement le temps de détection.

1.7.2. 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 qui nous a poussés à laisser à l'utilisateur une grande latitude de configuration est que nous désirions que le logiciel puisse traiter un maximum de type d'images. Il devait donc être au maximum paramétrable.

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.

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

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

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

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

1.7.2.1. Coupes sériées 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 revêtent donc une importance particulière et contribuent à une première différenciation.

La seconde particularité des coupes anatomiques sériées est 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 traitement permettant de révéler cette précision intrinsèque et celles permettant de les gommer, exposant un caractère plus global.

Pour finir, les coupes sériées anatomiques ne peuvent être segmentées en utilisant un seuillage par hystérésis car les régions homogènes ne sont pas caractérisées par des plages d'intensité constante. L'algorithme de Ligne de Parage des Eaux est exclusivement utilisé et c'est dans l'optique d'améliorer ses performances qu'il faut mettre en place des critères de différenciation des régions.

➤ Gestion de la couleur

Suivant la valeur donnée aux trois coefficients m_r , m_v et m_b la détection des diverses structures est facilitée. La prépondérance du coefficient m_r par rapport aux deux autres permet de distinguer les organes dont la couleur recèle une grande part de rouge ou une absence de cette teinte. Il est intéressant de renforcer cette distinction en utilisant la gestion des contrastes.



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

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

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

➤ Précision de détection

Les photographies des coupes sériées sont prises avec une très grande précision, ce qui peut conduire à des images d'une taille de 2000x1300 pixels. L'abondance de structures de petite taille peut rendre la détection des grands groupes impossible sans un long traitement manuel d'agrégations de régions. Il existe plusieurs types d'actions envisageables, applicables avant ou après la segmentation proprement dite, permettant 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 originale (ou en niveaux de gris) permet de faire disparaître les fluctuations dues aux légères variations de texture. Ainsi les minces bandes graisseuses ou les petits vaisseaux parasites peuvent être gommés.

Une autre façon de résoudre ce problème est de fixer un seuil d'immersion initial pour l'algorithme de la Ligne de Partage des Eaux. Cette fois-ci cela ne permet pas de gommer les vaisseaux et les fibres graisseuses, mais de fusionner deux structures adjacentes n'étant que légèrement différentes au niveau de leur frontière. Ce type d'action est très utile lorsque l'on désire par exemple fusionner deux faisceaux musculaires non séparés par des structures graisseuses. Un résultat similaire est obtenu en intervenant sur le seuil dynamique minimum de fusion des bassins de l'algorithme de Ligne de Partage des Eaux.

Enfin un post-traitement sur les régions permet encore de résoudre les deux problèmes posés, soit en fusionnant toutes les régions de petite taille avec la structure qui leur est la plus apparentée, soit en fusionnant les régions voisines de caractère similaire.

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

	Gommage de petites structures	Fusion de structures similaires
Prétraitement	Fort lissage	Faible lissage
Paramètres du LPE	X	Seuil d'immersion minimal Seuil 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

1.7.2.2. Images scanner et Images IRM

Dans le cas des images scanner et des images IRM le passage de la couleur à un niveau de gris est évidemment inutile, ce qui réduit les possibilités 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 1.3.2). Ce type d'information est exploitable en utilisant un seuil

par hystérésis et une partition d'histogramme. Il est possible d'améliorer l'utilisation de ces paramètres en les couplant à un lissage et à un renforcement des blancs, gris ou noirs suivant la zone de l'histogramme dans laquelle se trouve l'organe à détecter.

Il est possible d'améliorer l'utilisation de ces paramètres en les couplant à un lissage et à un renforcement des blancs, gris ou noirs suivant la zone de l'histogramme dans laquelle se trouve l'organe à détecter.

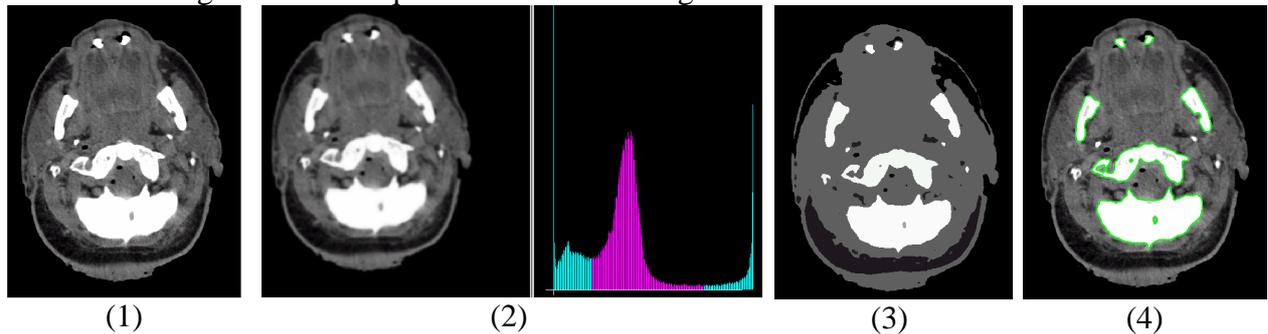


Figure 24: Extraction des contours des os à l'aide de l'histogramme. 1) Image initiale; 2) Image lissée trois fois et histogramme correspondant sur lequel ont été reportées les connaissances des radiologues; 3) Régions détectées; 4) Résultats.

L'algorithme de Ligne de Partage des Eaux permet quant à lui d'obtenir des résultats similaires sans avoir de connaissance a priori sur la position de l'organe à détecter sur l'histogramme des niveaux de gris. De la même façon que pour la segmentation, la détection de régions homogènes est facilitée par un lissage et une gestion des contrastes appropriée.

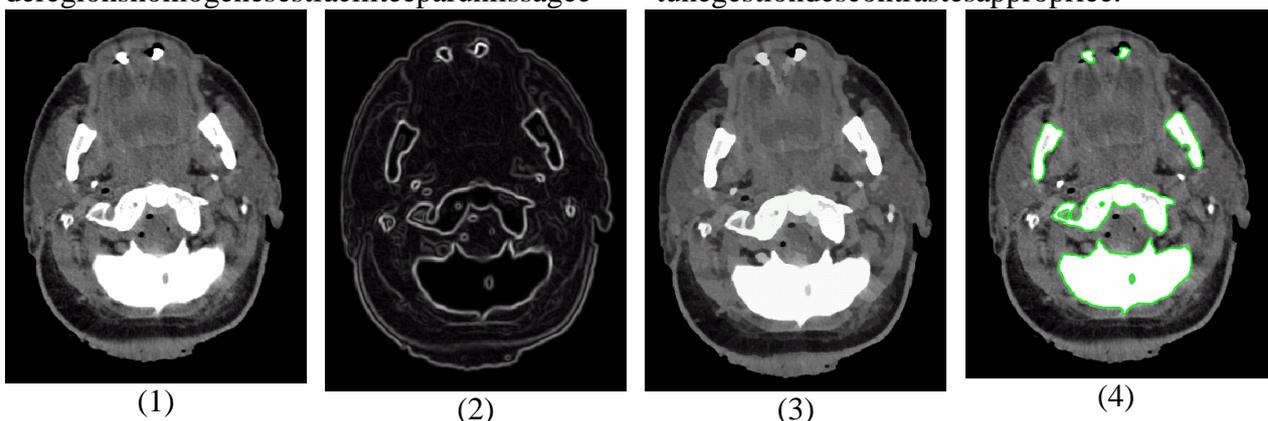


Figure 25: Extraction des contours des os à l'aide de la Ligne de Partage des Eaux. 1) Image initiale; 2) Image obtenue après application de deux lissages et du filtre de Sobel; 3) Régions détectées par la Ligne de Partage des Eaux; 4) Résultats.

Les procédures de fusion de régions suivant leur différence de niveaux de gris ou leur taille sont généralement inutiles. En effet, contrairement aux coupes sériées, les images scanner et IRM ne dépassent généralement pas 512x512 pixels. 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 segmentation.

1.8. Conclusion

Notre procédure de détection semi-automatique de contours est principalement basée sur deux méthodes de segmentation: l'algorithme de Ligne de Partage des Eaux et le seuillage par hystérésis. En complément diverses procédures utilisées en pré et post-segmentation ont été utilisées afin de permettre une amélioration des résultats bruts des deux algorithmes. Les méthodes ont été testées sur chacun des types d'images possibles et pour chacun des grands

groupes d'organes. La fiabilité de la détection semi-automatique est jugée suivant la quantité de retouches manuelles requises par la suite.

Deux remarques importantes doivent être faites. En un premier temps il est nécessaire de constater que la détection automatique dépend grandement d'un paramètre qui n'est pas maîtrisable par l'utilisateur: la qualité et la précision des images. En effet, si quelques organes ne sont pas différenciables suivant le type d'image sur lequel l'analyse est faite, un manque de précision peut conduire à de grandes difficultés d'identification. De plus cela influence directement sur le nombre de retouches manuelles à effectuer et donc sur le temps de propagation d'un contour sur une série de coupes. Il est donc nécessaire de porter une attention toute particulière à une phase qui n'est pas incluse dans notre processus de détection, la phase d'acquisition des images.

En un second temps il est important de remarquer au niveau applicatif que tous les paramètres sont fixés à la discrétion de l'utilisateur. Même si des indications assez précises sont données et servent de guide à leur établissement, il serait intéressant de les relier à des méthodes statistiques afin de faciliter l'utilisation du logiciel.

À un point de vue méthodologique, il serait intéressant de post-traiter les contours obtenus en utilisant les méthodes de contours actifs. Cela permettrait d'affiner la détection et d'éliminer les derniers parasites qui, malgré les options diverses, continuent à affecter les contours. Le nombre d'interventions manuelles pour rectifier divers petits détails des contours en serait sûrement réduit.

Pour finir coupler la méthode de détection de contour avec une base de données des contours des organes permettrait de franchir une étape supplémentaire. En effet il serait alors possible de reconnaître les organes sans intervention extérieure et le rôle de l'anatomiste ne serait alors plus qu'un rôle de validation et la procédure globale de détection des contours en serait d'autant plus accélérée.

**Chapitre 11: RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE
ET MAILLAGES SURFACIQUES**

II.1.Introduction

L'utilité première de la reconstruction tridimensionnelle d'un organe est de permettre la validation de celui-ci par un anatomiste. En effet, s'il lui est difficile de se rendre véritablement compte d'erreurs possibles sur les contours d'une coupe (inclusion erronée d'une région décrivant en fait un autre organe voisin, ou oubli d'une partie d'un organe...), il peut aisément repérer les malformations ou les imprécisions d'un organe représenté en trois dimensions. Si des imperfections sont détectées, il est alors aisé de revenir au traitement des contours 2D, de trouver les coupes incriminées et de rectifier l'erreur commise. Chaque pixel disponible sur chacune des coupes peut être utilisé pour générer le meilleur rendu esthétique possible. Les éléments composant cette représentation ne sont soumis à aucune contrainte de taille ou de forme mais doivent être générés de façon à obtenir la meilleure représentation tridimensionnelle possible. Cela met à notre disposition un modèle visuel exhaustif de bonne qualité sur lequel la détection d'erreurs ou la visualisation de pathologies ou endommagements seront possibles.

Un maillage surfacique quant à lui n'apas les mêmes exigences, même si à première vue il semble pouvoir être utilisé comme une représentation tridimensionnelle. Tout d'abord il n'est pas nécessaire que le maillage soit d'une exhaustivité maximale. Les ordinateurs actuels ne sont en effet pas encore capables d'effectuer des simulations utilisant des modèles possédant des éléments en trop grande quantité ou ayant une trop petite taille. Ensuite ces éléments ne sont passés soumis aux mêmes contraintes de forme que ceux composant un modèle visuel 3D. Il est nécessaire de respecter certains critères de qualité si l'on veut que le maillage surfacique soit utilisable en simulation.

Les maillages surfaciques que nous désirions générer sont les plus utilisés en simulation de crash automobile : des maillages composés de quadrangles. Il nous a donc semblé judicieux d'anticiper la génération du maillage en orientant la reconstruction tridimensionnelle afin de faciliter le passage de celle-ci à un futur maillage surfacique.

II.2.Données d'entrée

Avant tout il est important d'analyser les données qui conditionneront le choix des méthodes à utiliser. Elles sont sous la forme d'un ensemble de contours définis par une suite continue de coordonnées pixeliques. Nous disposons donc d'une description implicite discrète de la surface. Il existe deux façons différentes d'utiliser ce genre de données :

- Soit les contours sont utilisés en tant que tels et dans ce cas les coordonnées des points correspondants aux pixels sont calculées. Un raffinement et un allègement de la suite de points peut être effectuée en utilisant des algorithmes de détection de points caractéristiques.
- Soit on utilise le fait que les pixels sont disposés sur une grille couvrant l'espace. La distance entre les divisions de l'axe X et Y est la largeur d'un pixel. Celle entre les divisions de l'axe Z est l'épaisseur des coupes. Il est alors aisé de déterminer quels sont les sommets de la grille qui sont à l'intérieur de l'objet et lesquels sont à l'extérieur. Un allègement des données peut être effectué en sous-échantillonnant la grille, c'est à dire en

génération d'un nouveau recouvrement cubique de l'espace aux éléments détaillés supérieurs à ceux du recouvrement initial.

En d'autres termes les deux façons d'utiliser les données correspondent aux deux grandes approches de segmentation: l'approche contour et l'approche régions.

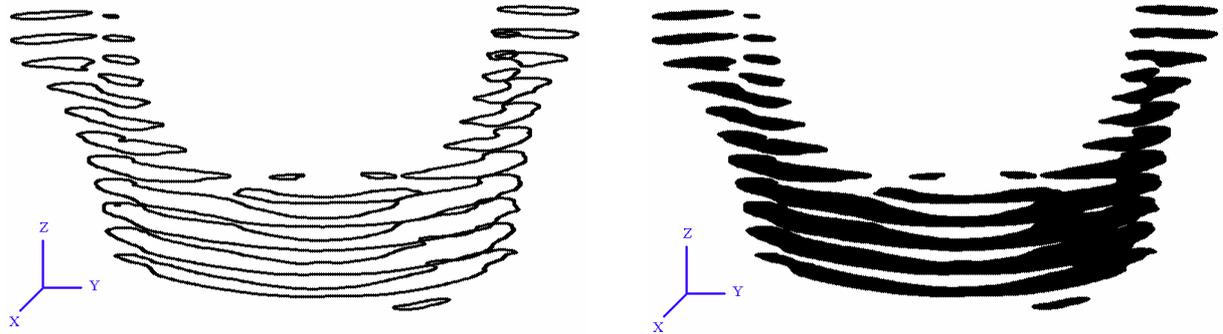


Figure 26: Données d'entrées sous forme de contour et sous forme de régions.

Il est en premier lieu important de remarquer que la reconstruction automatique ne peut pas reconstruire un objet 3D à partir de sections de celui-ci. En effet nous sommes toujours confrontés à une limitation intrinsèque: le sous-échantillonnage. Si l'on peut observer visuellement sur une surface une variation mais que cette variation n'est pas reproduite sur les sections 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 en partie interpolée à partir des fluctuations qu'elle provoque sur les sections). Il sera toujours possible de construire un jeu de sections pour éviter un algorithme de reconstruction.

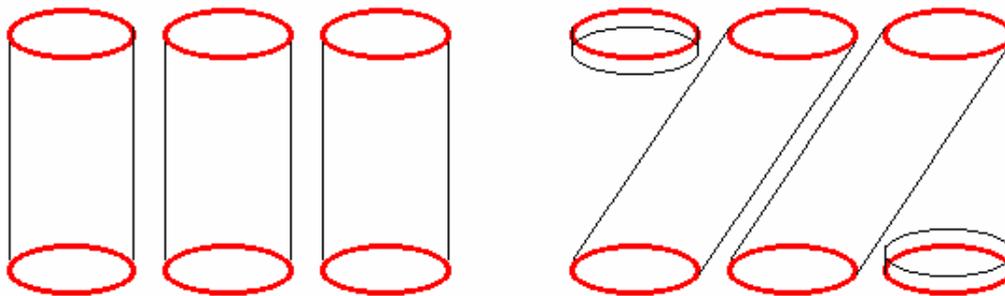


Figure 27: Exemples d'ambiguïté incontestables pour connecter trois contours sur deux coupes adjacentes.

Cependant il est logique et normal d'attendre d'un algorithme qu'il produise une surface "raisonnablement" juste, c'est à dire que des contours correspondants sur des sections consécutives devraient être connectés et que la surface devrait adopter la plus simple topologie adaptée aux sections pour les joindre. Sur 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 de gauche.

II.3. Etat de l'art

Les méthodes de reconstruction tridimensionnelle et les méthodes de maillage surfacique sont très liées. En effet la représentation en triangles 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 variants dans deux intervalles fixés. La surface est alors décrite par $f(u, v)$.

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

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

II.3.1.2. Maillages

Un maillage structuré est un maillage dont la connectivité est de type discrétisation 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'appliquer 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).

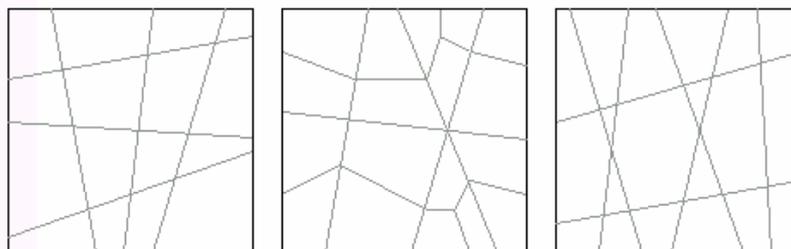


Figure 28: Exemples de maillages: structuré à gauche, non-structuré au centre, mixte à droite.

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 où de frontière et quelques 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 est connue de façon discrète.

II.3.2. Maillages surfacique

II.3.2.1. Classes de méthodes

Une première division en classes des méthodes de maillages peut être faite à partir du type de description des surfaces sur lesquelles s'appuient.

➤ 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

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

Il est alors possible de mailler la surface en maillant 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 ce cas le schéma de la 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 discrétisation des triangles, à partir d'une triangulation de celle-ci.

Sur une surface, il est possible de la remailler à

II.3.2.2. Types d'approches

Il est clair, à la vue de nos données d'entrée, que les dernières classes de méthodes : méthode de maillage d'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 $f(X) = 0$ s'il est à l'extérieur de l'objet) ou remaillage d'

une surface implicite (avec dans ce cas 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 $f(X) = 0$ s'il est à l'extérieur de l'objet) ou remaillage d'une triangulation.

Lorsqu'on parle de maillage, il existe une autre façon de classer les méthodes, suivant le type d'approche qu'elles utilisent :

façon de classer les méthodes, suivant le type d'approche qu'elles utilisent :

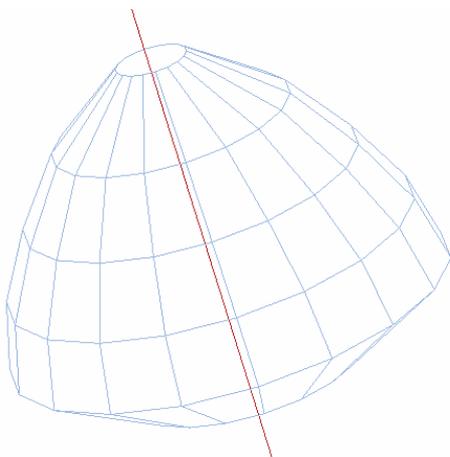
- l'approche directe (où la surface elle-même est maillée);
- l'approche indirecte (où un maillage est construit dans un espace de paramètres puis reporté sur la surface).

II.3.3. Méthodes directes

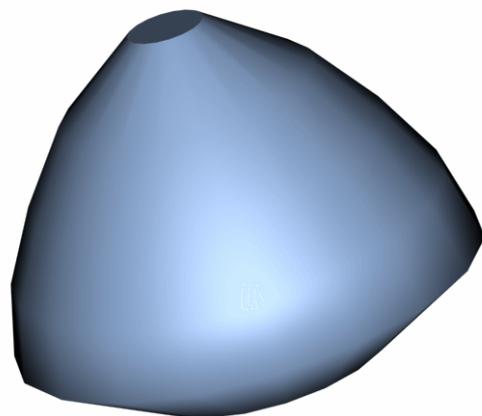
Nous allons passer en revue les diverses méthodes directes de maillages de surface générant des triangles ou des quadrangles. En effet, comme nous le verrons suite à cette revue bibliographique, une approche indirecte dans la génération de maillages en quadrangles consiste à passer d'un maillage triangulaire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

II.3.3.1. Méthode par Balayage

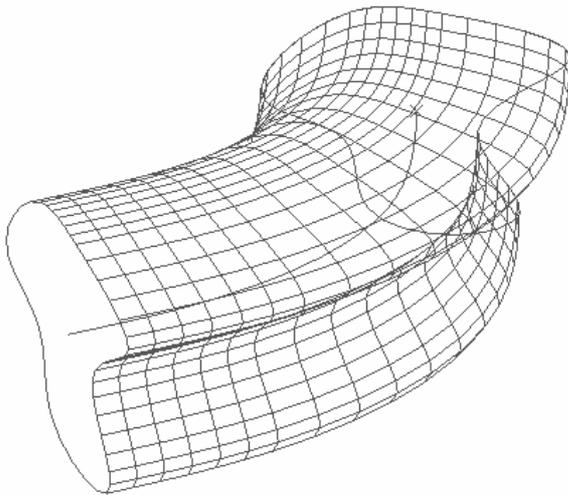
Si la géométrie du domaine s'y prête, une méthode par balayage peut être appliquée [FRE99]. Ainsi, si la surface peut être créée en déplaçant une courbe C_1 le long d'une courbe C_2 , il est possible de tirer partie de cette particularité afin de générer un maillage de la surface. Ce type de géométrie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



(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 29: Exemples de 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 côté très 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.

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

II.3.3.2. Méthode frontale

Ce type de méthode est largement répandu [LOH88][ZHOU91][LOH96][WHI97]. Le but est de construire pas à pas un maillage en ajoutant à chaque pas un élément à l'ensemble des éléments déjà générés, jusqu'à l'obtention d'un maillage recouvrant entièrement la surface. Le schéma classique d'une telle méthode est :

- Identification des points caractéristiques décrivant la frontière;
- Validation de ces points et création d'un sommet du maillage sur chacun d'eux;
- Maillage des arêtes reliant ces sommets;
- Connexion de ces lignes maillées afin de définir des contours;
- Utilisation d'une approche frontale classique : à partir d'une arête du front (les segments des 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 correspondant est formé. Le front est alors mis à jour.
- L'étape ci-dessus est répétée tant que le front n'est pas vide.

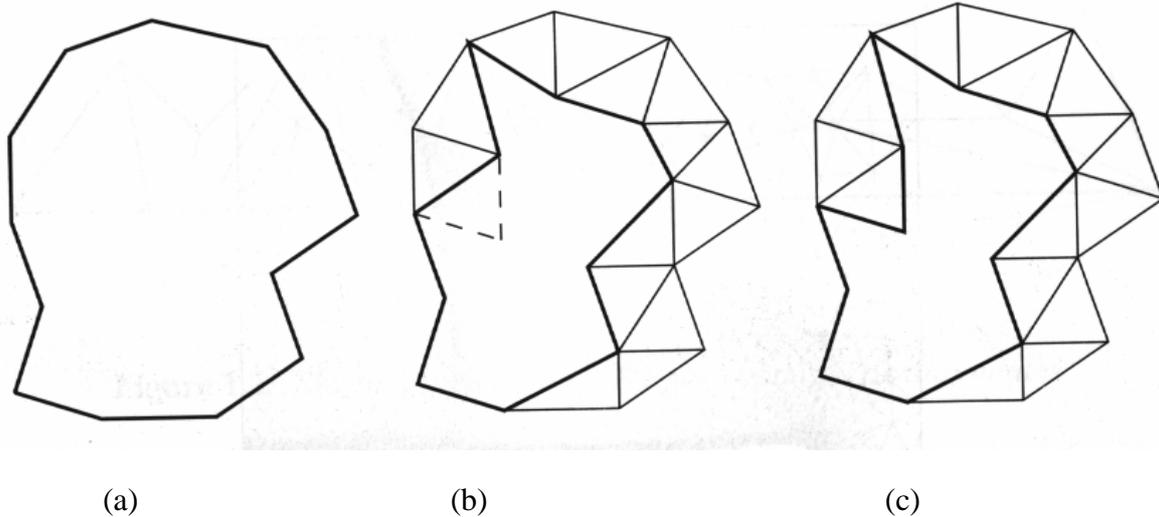


Figure 30: Maillage par avancement de front en 2D.

(a) frontières de la surface à mailler; (b) front élément à ajouter en visagé; (c) front mis à jour.

Ces schémas, parfaitement connus en deux dimensions, sont très difficiles à appliquer en trois dimensions. Par exemple, lorsqu'en deux dimensions un point candidat se trouve placé hors du domaine il existe forcément une intersection entre les arêtes issues de ce point et le maillage en place. En trois dimensions en revanche la même situation n'implique pas nécessairement l'existence d'une intersection. Il est aussi possible que la projection du point "optimal" n'existe pas (à l'aplomb d'un trou par exemple) ou conduise à une ambiguïté topologique (indétermination du choix entre deux morceaux de la surface proches du point).

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

II.3.3.3. Méthode de par subdivision adaptative

Le domaine d'étude est inclus dans un élément de même topologie que les éléments du maillage à générer. Celui-ci est subdivisé récursivement en éléments de topologie identiques mais de taille inférieure. Ensuite chaque élément est subdivisé tant que le critère d'homogénéité n'est pas satisfait au niveau de l'élément. Une structure organisée hiérarchiquement est ainsi obtenue. Cette subdivision conduit à un partitionnement pour lequel la densité des éléments est proportionnelle aux variations locales du critère d'homogénéité.

La subdivision itérative terminée, une approximation locale de la surface est déterminée pour chaque élément l'interceptant. L'ensemble de ces approximations locales forme la reconstruction tridimensionnelle de l'objet.

Une des plus célèbres algorithmes de cette classe de méthode est la méthode Quadtree (en 2D) (pouvant générer des triangles [KNU75] [JOE86] ou des quadrangles [BAE87]) ou Octree (en 3D) [WIL90]. Le domaine est inclus dans un carré/cube qui est récursivement divisé en 4 carrés/8 cubes.

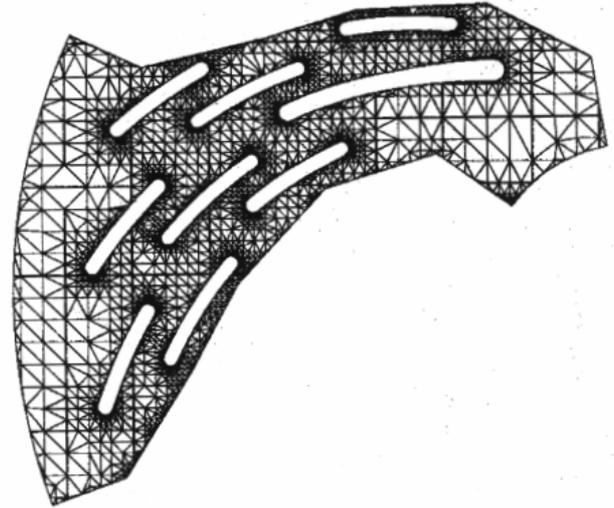
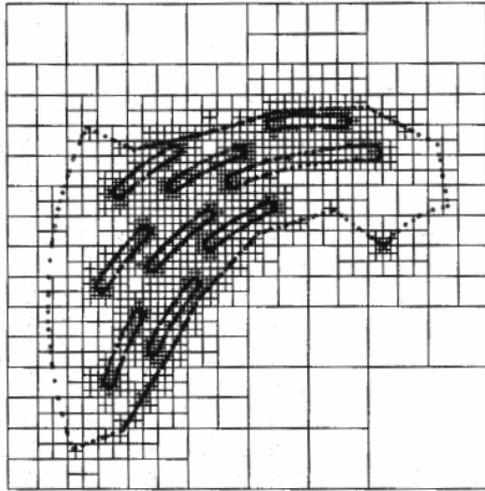


Figure 31: Décomposition d'un domaine 2D suivant la méthode Quadtree et maillage en triangles correspondant.

II.3.3.4. Méthode d'énumération exhaustive

Ce type de méthodes 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 pixel est négative lorsque celui-ci est hors de l'objet, nulle s'il est sur la surface et positive s'il 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 du Marching Cubes [LOR87][MON94]. Ils 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 recouvrement de l'espace interceptée par la surface est analysée. La valeur fonctionnelle de chaque sommet de cette cellule est égale à la valeur réduite du sommet auquel on retranche une isovaleur. Celle-ci fixe en fait la valeur fonctionnelle à laquelle se trouve la surface. La valeur fonctionnelle est donc de signe positif ou négatif. Dans le cas où elle est nulle la surface est dilatée localement afin de donner une valeur non nulle au sommet. Les signes des sommets de l'élément cubique permettent de définir 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 sommets. Pour chacune de ces quinze configurations la discrétisation de la surface est connue sous formes de polygones. Une pratique courante consiste à diviser ces polygones en triangles afin d'obtenir un triangulation de la surface.

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].

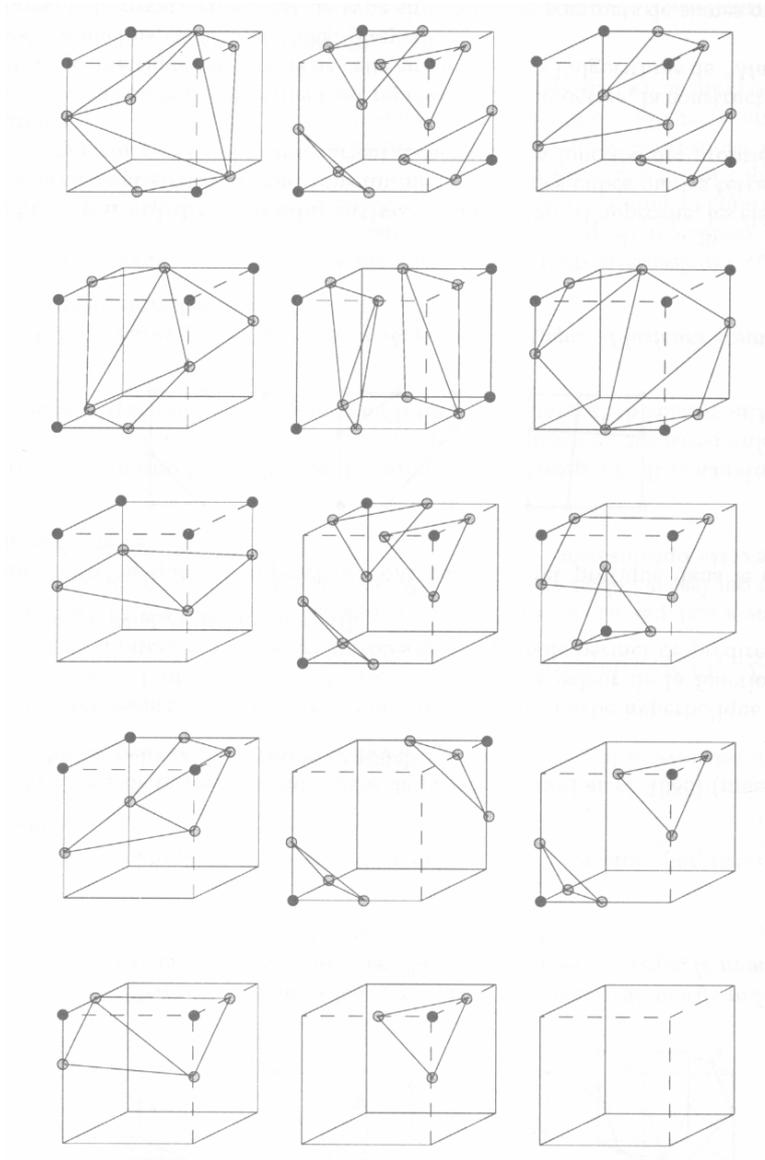


Figure 32: Les 15 configurations de base du Marching Cubes et les facettes générées [LOR87].

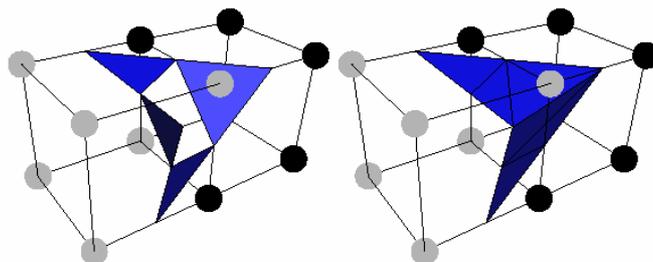


Figure 33: Cas ambiguë généré par l'algorithme des Marching Cubes. Un trou est généré entre les deux voxels. Pour y remédier les deux voxels doivent être traités ensemble.

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

à paver l'espace non plus avec des cubes mais avec des tétraèdres [TRE98]. Dans ce cas l'on se ramène à trois configurations de base. Cell quadrangle. Les cas dégénérés où un sommet du tétra évités en dilatant la surface localement. Cependant passer d'un pavage cubique à un pavage tétraédrique proposées, la méthode de Chan et Purisima [CHAN98] meilleurs résultats.

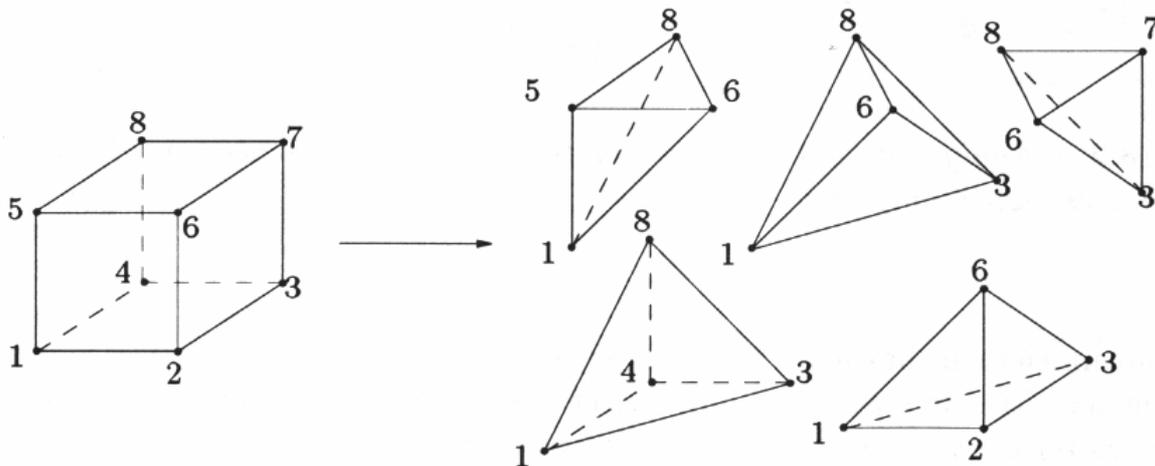


Figure 34: Exemple de décomposition classique d'un hexaèdre en cinq tétraèdres.

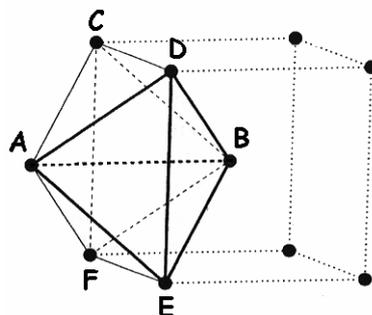


Figure 35: Décomposition d'un hexaèdre en tétraèdres recommandée par Chan et Purisima [CHAN98]. Les tétraèdres formés sont ABCD, ABDE, ABEF et ABFC.

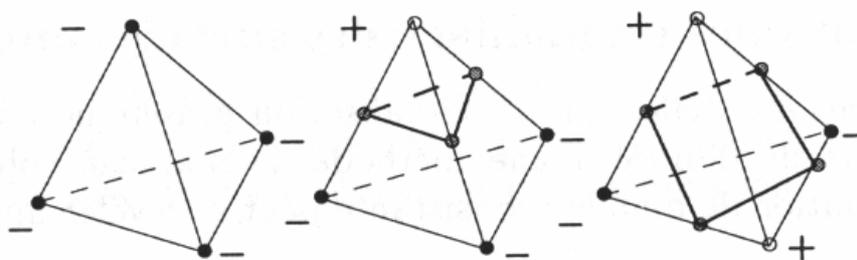


Figure 36: Les trois configurations de base d'un tétraèdre où la valeur des sommets et les morceaux de surface générés.

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 éléments finis.

II.3.3.5. Connexion des sections

La connexion des sections, comme décrite dans [MEY92] et [CHA98], ne peut s'effectuer que lorsque les données de départ sont sous forme de contours 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 (triangulaire ou quadrangulaire) optimal représentant la surface entre deux sections consécutives. De nombreuses méthodes ont été proposées afin de résoudre ce problème, et notamment pour tenter de trouver une solution au cas particulier de la mise en correspondance des contours. En effet même si à l'œil nu il est généralement facile de trouver quels sont les contours à mettre en correspondance sur deux coupes consécutives, il existe des configurations où même un utilisateur humain ne saurait pas reconnaître de façon fiable la connexion existante.

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

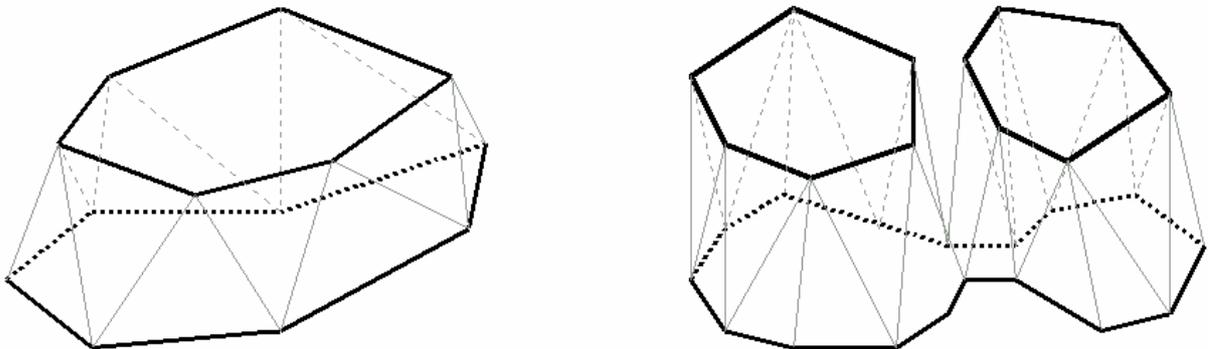


Figure 37: Pavage de sections adjacentes et gestion d'un embranchement à droite.

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 décrivant la surface [DEL94][DEL99]. Il est défini par un loi de comportement décrivant les propriétés permettant son évolution et par un modèle géométrique servant de base (généralement une sphère). Le modèle géométrique de base est généralement un maillage simple, c'est à dire que chaque sommet possède exactement trois voisins. Afin d'obtenir un maillage 2-simplex, c'est à dire composé de triangles, et une triangulation de la surface on utilise des angles. Sous l'action des forces externes les sommets du maillage vont se déplacer vers les données tandis que les forces internes vont permettre de maintenir la régularité du maillage.

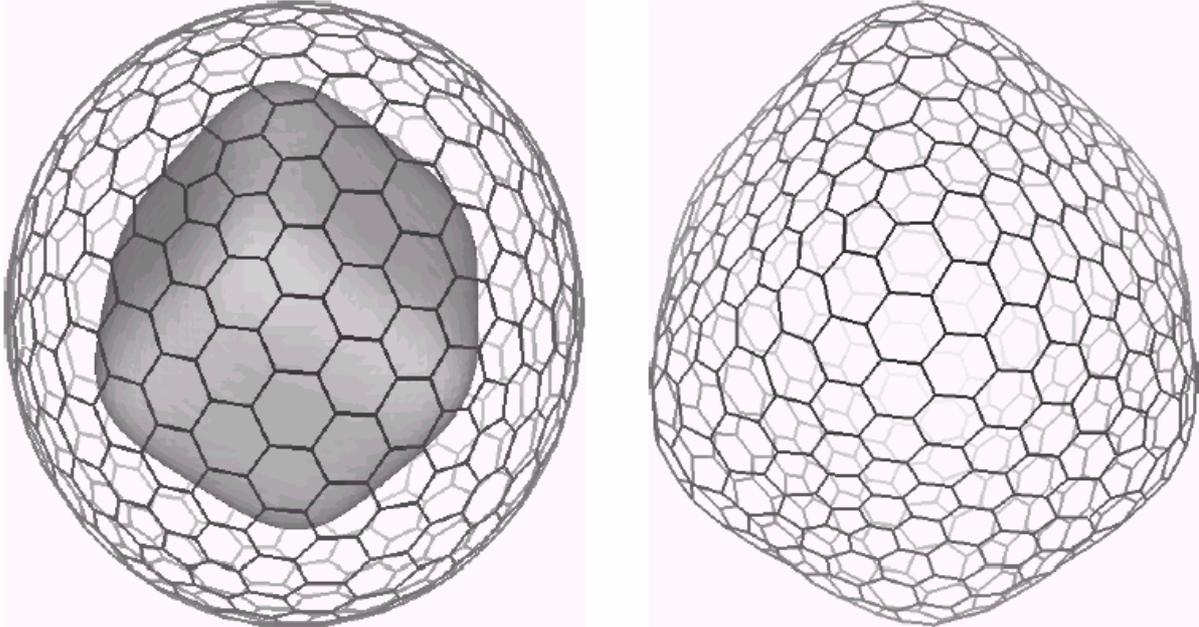


Figure 38: Déformation d'une sphère sur un cube.

II.3.3.7. Triangulation de Delaunay

Suivant le contexte d'application, la triangulation de Delaunay [DEL34] peut être introduite comme le dual d'un graphe de Voronoï ou comme une triangulation respectant le lemme suivant:

T est une triangulation de Delaunay d'un domaine Ω , enveloppe convexe du nuage de 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 la triangulation ne contiennent aucun sommet de S .

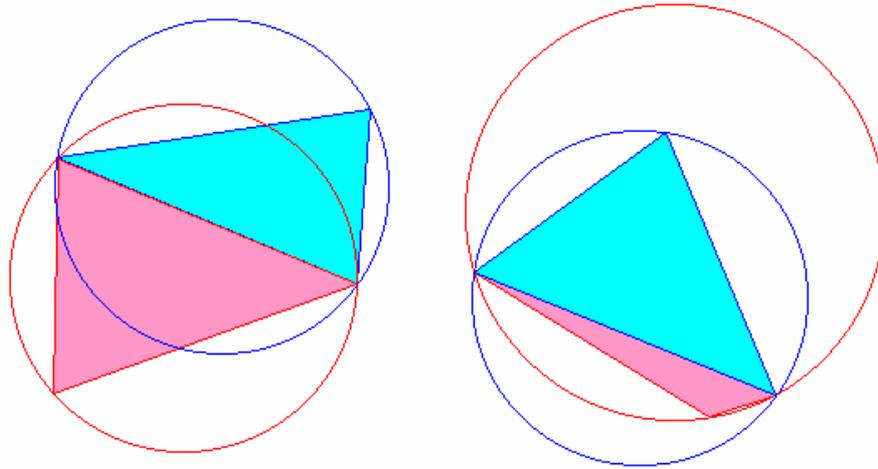


Figure 39: Gauche: triangles respectant le critère de Delaunay en 2D; Droite: violation du critère de Delaunay.

En trois dimensions la boule ou vertice circonscrite à un élément correspond à une sphère.

Cette triangulation possède une propriété intéressante : la triangulation de Delaunay d'un ensemble de points existe et est unique.

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 de ne pas avoir à 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 ont été étudiées et utilisées pour générer des maillages triangulaires d'une surface [CHE89] [GEO98]. Généralement la triangulation de Delaunay est couplée avec une méthode d'avancement de front afin d'insérer petit à petit les points d'un nuage dans la représentation de la surface.

➤ *Marching triangles*

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

développe peu à peu, par addition de points sur la ligne de front et forme un pavage de triangles. Chaque point inséré est placé de telle sorte que le critère de Delaunay en trois dimensions ne soit pas violé.

lignes de front et forme un pavage de triangles. Chaque point inséré est placé de telle sorte que le critère de Delaunay en trois dimensions ne soit pas violé.

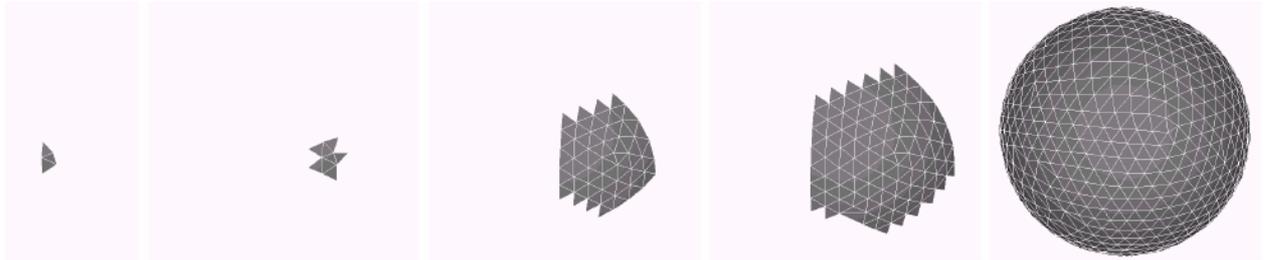


Figure 40: Etapes de reconstruction d'une sphère avec la méthode des Marching Triangles.

II.3.4. Méthodes indirectes

Une méthode de génération indirecte de maillage en quadrangles est une méthode qui s'appuie 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 quadrangles.

II.3.4.1. Méthode algébrique

Lorsque la surface à reconstruire est définie par interpolation algébrique (grâce à des carreaux de Bézier ou de Coons par exemple) ou par un produit tensoriel, les carreaux résultants de cette définition peuvent être utilisés afin de générer un maillage en quadrangles.

Cependant la géométrie est alors fortement liée à la méthode de génération et certaines parties de la surface sont généralement mal gérées. Ce type de méthode n'offre d'intérêt que pour des surfaces bien particulières, définies en CAO par exemple.

II.3.4.2. Projection paramétrée

S'il on peut définir une relation entre la surface à reconstruire et un espace des paramètres (le plus simple des cas étant lorsque la surface est définie de façon paramétrique), il est possible d'utiliser cette correspondance [LAU96]. Un maillage 2D de l'espace des paramètres peut être généré en utilisant des méthodes classiques (généralement une décomposition Quadtree, une méthode d'avancement de front ou une décomposition de Delaunay) puis être reporté sur la surface.

Afin de rendre cette méthode utilisable autrement que dans les cas les plus simples, des méthodes de découpage de surfaces ont été mises au point afin de diviser des surfaces complexes en un ensemble de surfaces pouvant être maillées par ce type de méthode. Une mise en correspondance entre les maillages générés doit tout de même être faite durant une étape de post-traitement.

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 redivisé ainsi générés ne sont pas d'une très bonne qualité possible d'obtenir un maillage quadrangulaire en co [LO89][JOH91][LEE94].

en trois quadrangles, même si les éléments [SCH99]. Sur le même principe il est combinant des paires de triangles adjacents

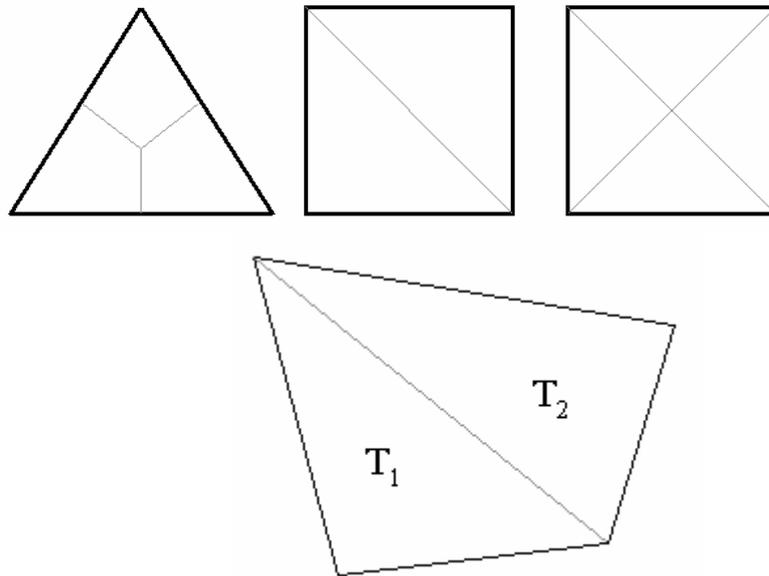


Figure 41: Changement de type d'élément géométrique par découpage; Jonction de deux triangles (T_1 et T_2) pour obtenir un quadrangle.

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 en suivant 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.

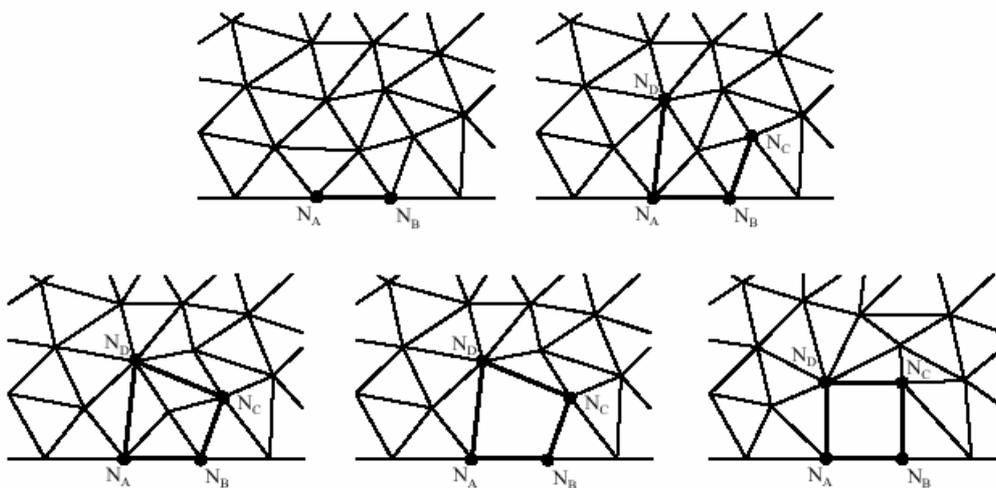


Figure 42: Les cinq étapes de la méthode Q-morph.

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 (bougé de points).

Il est aussi possible de raffiner localement ou globalement un maillage en découpant les éléments en plus petits éléments tout en maintenant la connectivité globale du maillage précédent (quelques méthodes de ce type sont explicitées dans [FRE99]).

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 d'organes. Durant ces études nous ne cherchions à obtenir qu'une reconstruction tridimensionnelle de qualité, ce 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 du maillage surfacique en quadrangles. Nous les avons donc créées et évaluées en prenant en compte l'étape de transformation des éléments de triangles en quadrangles qui devra forcément leur être recouplée.

La création d'un maillage en quadrangles à partir de méthodes directes dépend grandement de la topologie du domaine. Plus la complexité de celui-ci s'accroît et plus les méthodes ont des difficultés à être appliquées. Il est souvent nécessaire de subdiviser intelligemment la surface en parties plus simples afin de pouvoir les mailler.

Les méthodes indirectes, surtout celles basées sur un pré-maillage en triangles, sont plus robustes. Cependant la transformation d'un maillage triangulaire en maillage quadrangulaire n'est pas toujours évidente et cela rajoute de toute façon une étape dans le processus.

Aucune des méthodes décrites dans cette bibliographie ne permet de générer directement et de façon robuste des maillages composés uniquement de quadrangles. De plus, vu la complexité des formes des organes du corps humain, nous désirions une méthode ayant la robustesse des méthodes basées sur une extraction par isosurface. Nous avons donc décidé de mettre au point notre propre méthode en nous inspirant de la décomposition d'un pavage cubique en un pavage tétraédrique suggéré 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 non pas un pavage cubique ou tétraédrique de l'espace mais un pavage octaédrique [BID02b]. Cela réduit considérablement le nombre de cellules par rapport aux décompositions en tétraèdres sans pour autant créer des ambiguïtés comme il peut en survenir dans une décomposition cubique. De plus cela permet d'inclure l'étape de fusion de triangles en quadrangles (les triangles ayant été générés par le marching tétraèdre) directement dans l'algorithme de génération car une telle décomposition

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-échantillonnage des données

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

Un pixel de coordonnées (i,j) situé sur la coupe k donnera sa 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 la plus précise possible il est intéressant d'utiliser tous les pixels composant les contours que nous avons à notre disposition. Cependant il n'est pas de même pour la génération d'un maillage surfacique. En effet cela conduirait à un maillage dont le nombre d'éléments deviendrait vite ingérable au cours d'une simulation, et de plus la taille des éléments serait sûrement trop petite et ferait chuter le pas de temps de calcul. Une méthode de sous-échantillonnage a donc été employée pour permettre la génération d'une grille cubique de taille inférieure à l'originale si besoin était.

Pour ce faire nous avons superposé les deux grilles recouvrant l'espace: la grille originale et la grille sous-échantillonnée. Puis la valeur fonctionnelle de chacun des voxels de la nouvelle grille est définie comme la moyenne des valeurs fonctionnelles des voxels de l'ancienne grille qu'il intersecte. La valeur de chacun des voxels de l'ancienne grille est pondérée par le pourcentage de son volume qui se superpose au nouveau 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:

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

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 en se basant sur un pavage cubique. 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 interconnexions. Afin de construire ces tétraèdres ils ont utilisé les huit sommets des cellules cubiques ainsi que le point placé au centre de chacune d'elles. La décomposition conseillée par Chan et Purisima est visible sur la figure ci-dessous. Les quatre tétraèdres définis sont

ABCD, ABDE, ABEF et ABFC où B est le point central de la cellule cubique dessinée en gris 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 de données initiales est sous forme d'une matrice cubique, la valeur fonctionnelle du point situé au centre de chacune des cellules cubiques doit être calculée. Pour cela une interpolation est effectuée en utilisant la valeur fonctionnelle des huit sommets de la cellule cubique.

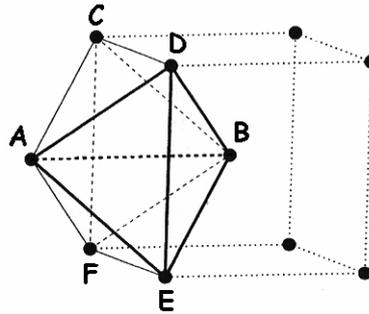


Figure 43: Décomposition d'un hexaèdre en tétraèdres recommandée par Chanet Purisima [CHAN98].

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 AD et CD est de 1.155, ce qui est le rapport idéal valant 1.

De plus un des avantages de ce type de cellule de base est l'absence d'ambiguïté lors de la création des éléments du maillage surfacique inclus dans la cellule. En effet les faces partagées par les éléments du pavage étant triangulaires il ne peut y avoir aucune erreur quant au comportement de la surface dans la cellule tétraédrique.

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

Nous proposons de travailler avec l'octaèdre ABCDEF qui est le résultat de la fusion de tétraèdres définis par Chan et Purisima [CHAN98]. Le pavage ainsi obtenu possède donc quatre fois moins de cellules de base que la décomposition en tétraèdres. De plus, malgré l'augmentation du nombre de faces de la cellule de base, aucune ambiguïté n'est possible lors de la génération de la partie du maillage surfacique située à l'intérieur de l'octaèdre. Cette particularité est due aux faces triangulaires qui interconnectent les octaèdres et au test d'intersection avec la surface effectué sur l'arête AB.

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 coordonnées des points qui serviront des sommets aux quadrangles;
- En un second temps les quadrangles sont générés en utilisant les coordonnées calculées précédemment.

La première étape est très classique et est déjà utilisée dans les méthodes du type marching cubes. Chaque paire de sommets reliée par une arête est testée afin de savoir si elle intercepte la surface. Cette situation survient lorsque la valeur fonctionnelle d'un des sommets est supérieure au seuil isosurfacique et 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 arête du pavage intercepte la surface le point d'intersection est calculé par interpolation linéaire entre les deux sommets :

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

où a est la valeur fonctionnelle du point A , b celle du point B et I

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

L'arête reliant les centres des cubes est elle aussi testée afin de savoir si elle intercepte la surface (AB sur la figure 43). En effet, non seulement elle nous permet de lever toute ambiguïté à propos du comportement de la surface dans l'octaèdre, mais de plus, comme nous allons le voir dans les sections suivantes, un sommet peut être généré sur ce segment si aucune des méthodes d'optimisation n'est utilisée.

Dans le cas particulier où la surface intersecte la cellule de base sur un de ses sommets la surface est localement perturbée afin d'éviter cette ambiguïté.

La seconde étape est l'application proprement dite du corps de l'algorithme du marching octahedra. A chaque cellule octaédrique du pavage de l'espace est appliquée la configuration qui lui correspond.

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 tétraédra et fusionné les triangles en résultant. Les configurations de base et les quadrangles qu'elles génèrent sont représentés sur la figure ci-dessous.

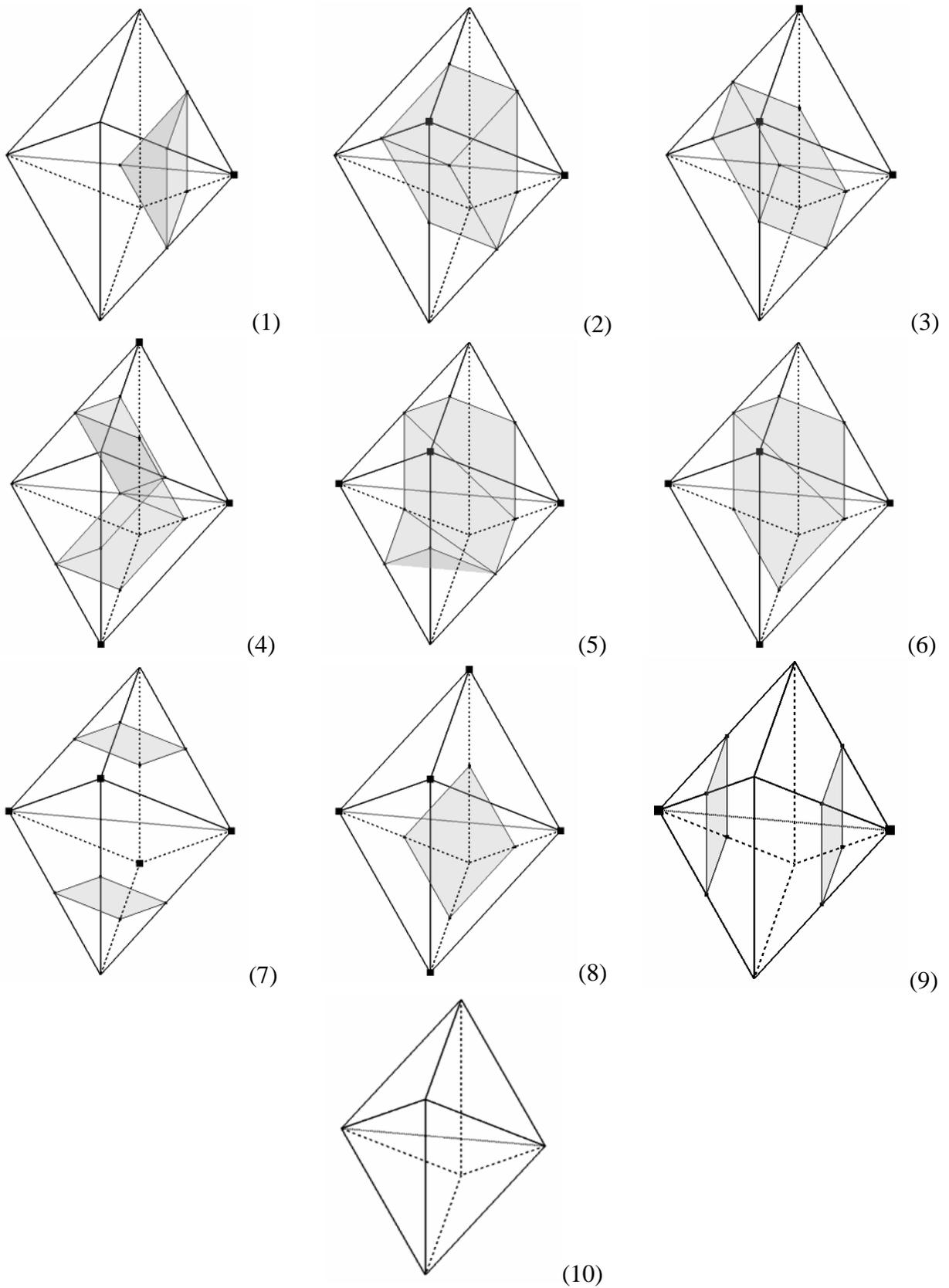


Figure 44: Les dix configurations de base du Marching Octaedra et les surfaces qu'elles génèrent.

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 généré.

La complète description des configurations de base (couplée aux configurations optimisées décrites dans les deux sections suivantes) est résumé 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 quadrangles peuvent être générés lors de la fusion des triangles résultants de l'application du marching octaédra. Bien sûr un choix arbitraire peut être fait mais il est plus intéressant de penser dès à présent au futur maillage surfacique et de choisir la configuration alternative qui générera le moins de quadrangles de mauvaise qualité.

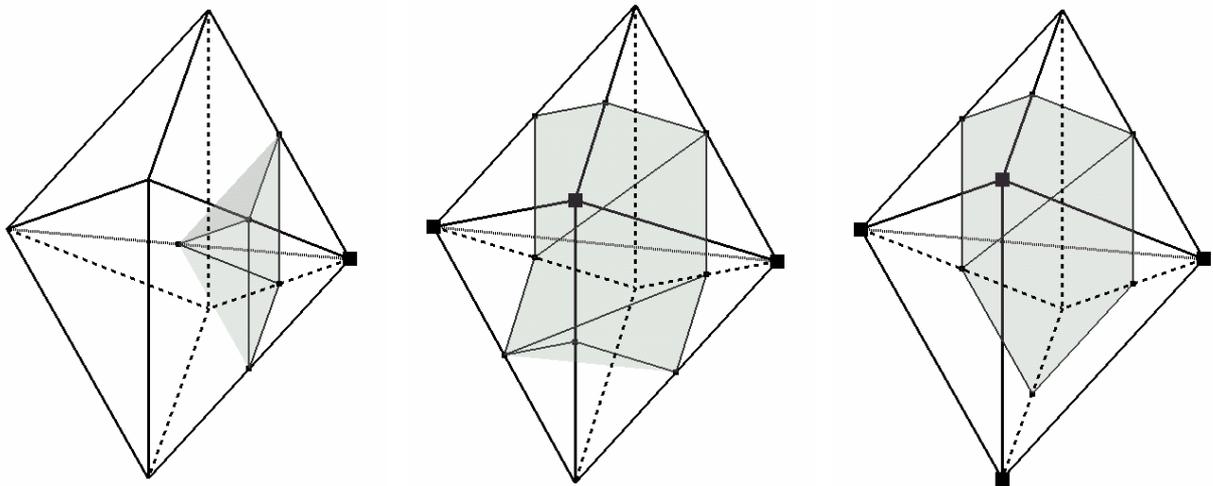


Figure 45: Configurations alternatives pour les cas 1, 5 et 6

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 aussi utilisé lors de l'optimisation globale du maillage de 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 résumé 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 d'optimisation. Le point central, situé sur le segment joignant les points placés au centre des cellules cubiques, peut être supprimé sans altérer la connectivité globale du maillage surfacique généré. Cette opération réduit le nombre de quadrangles générés.

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 s'avère 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.4.7.1 est calculé pour chacune des configurations afin de trouver celle qui sera appliquée.

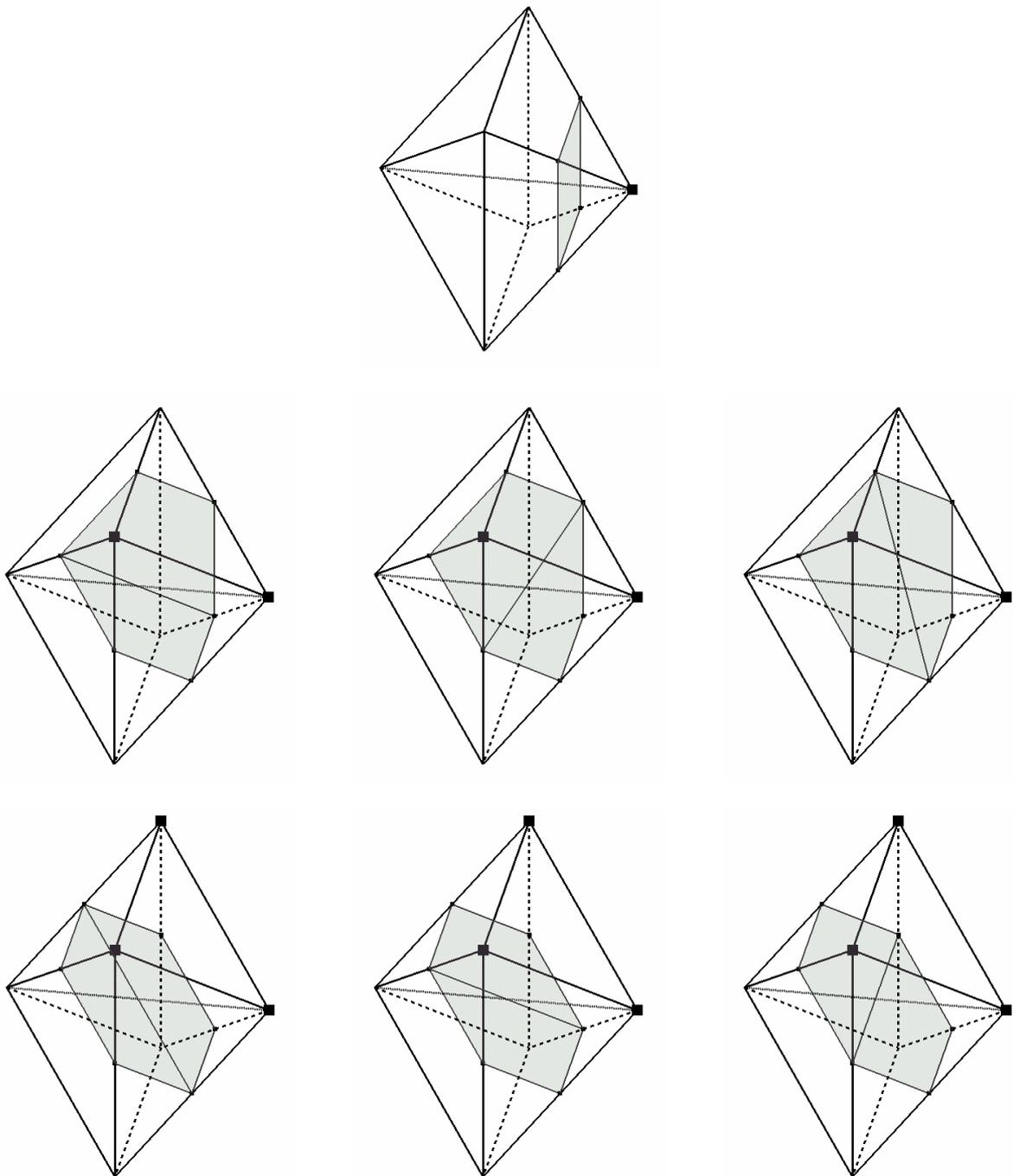


Figure 46: Configurations alternatives obtenues par suppression des sommets pour les cas 1, 2 et 3

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 partagent une face;
- CDEF est la face partagée par ces deux cellules cubiques.

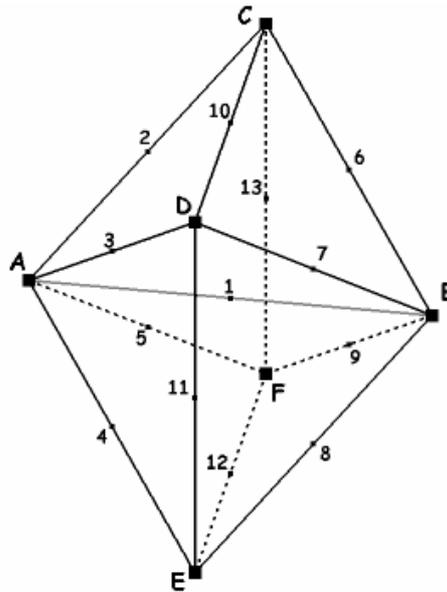


Figure 47: Octaèdre, sommets et arêtes.

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

Les configurations de base et leurs alternatives suite 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

Table 5: Configurations de base et alternatives de la première optimisation.

Dans le tableau ci-dessous sont résumées les configurations alternatives pouvant être générées en cas de suppression du point numéro 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}

Table 6: Alternatives de la seconde optimisation (suppression du point numéro 1).

II.4.7. Maillages surfacique: optimisation des quadrangles

La reconstruction tridimensionnelle en quadrangles générée, la méthode la plus simple 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 une arête 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'estimateur de qualité. Leur complexité dépend du raffinement que l'on désire et des impératifs fixés par l'utilisation future du maillage.

Une des méthodes les plus simple pour estimer la qualité d'un quadrangle est de calculer sa convexité. Pour cela les surfaces des quatre triangles qu'il est possible de définir à partir du quadrangle sont calculées. Si ces quatre surfaces sont positives le quadrangle est convexe. Si l'une d'elles est négative le quadrangle est non-convexe. Si l'une d'elles est nulle il est

dégénéré (deux cotés sont alignés). Si deux surfaces non-consécutives sont négatives le quadrangle auto-intercepte.

Cependant les maillages utilisés en simulation de crash automobiles ont des exigences plus poussées. Nous avons décidé d'utiliser un critère de qualité plus précis, défini par Frey et Bourouchaki dans [FRE99]. Celui-ci inclut les éléments importants du type de maillage surfacique que nous utilisons : torsion, aspect, angles et longueurs.

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 que l'on peut définir 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 minimale des éléments. En effet, plus les éléments sont petits et plus les temps de calcul nécessaires à la simulation augmenteront. Par conséquent un contrôle est aussi effectué sur la longueur des arêtes des éléments, permettant de connaître la proportion d'éléments minimaux.

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 comme sommet est appelé *bouled* S .

Soit B la bouled d'un sommet S du maillage. Pour chacun des éléments Q_j la position du sommet S pour laquelle le critère de qualité de l'élément Q_j est maximal est calculée. Cette position est notée I_j . La nouvelle position du sommet S est définie comme suit :

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

Plusieurs options sont disponibles quant au choix des poids associés aux éléments. Il peut être fixé à 1 quel que soit l'élément, être fixé à 1 pour le plus mauvais élément et à 0 pour tous les autres, ou même relié directement à la qualité des éléments (égal à la qualité de l'élément associé ou à son carré). Nous avons préféré le relié à la qualité des éléments auxquels le sommet S participe.

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 boucle (dans le cas où celle-ci serait non-convexe par exemple).

La nouvelle position S' du point S est en fait 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 d'optimisation sont visibles sur les deux images suivantes:

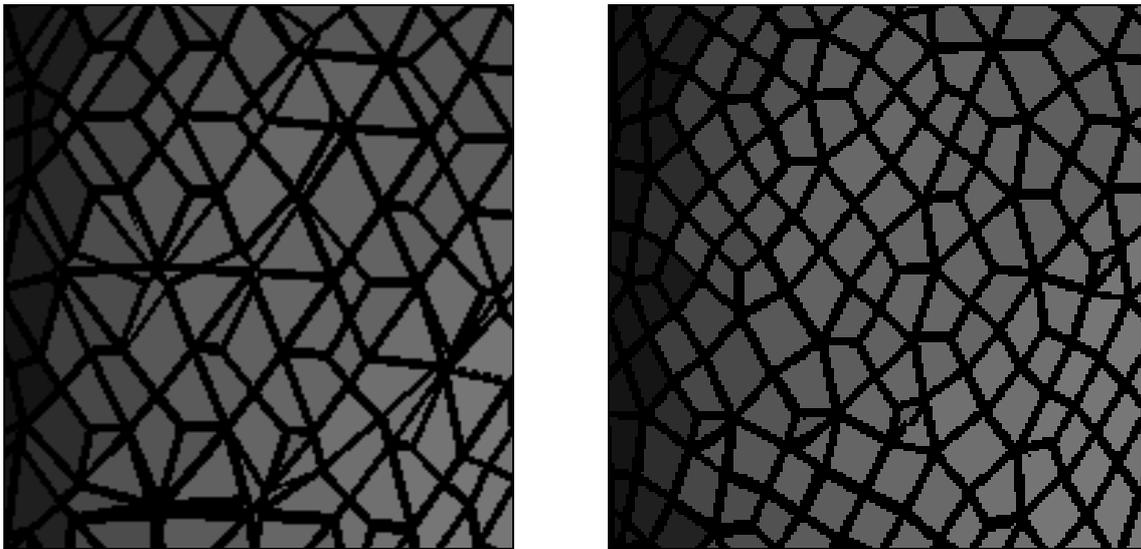


Figure 48: Algorithme de bougé de points: à gauche maillage initial, à droite maillage après quatre itérations.

Les disproportions entre les éléments disparaissent et les quadrangles dégénérés sont rectifiés. Cependant les cas de deux quadrangles connectés par trois sommets restent à traiter (il s'agit de 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 de quadrangles 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 quadrangles en un seul sans altérer la connectivité du maillage surfacique. La décision de supprimer ce point peut être prise en comparant la distance entre le sommet et le quadrangle déformé suite à sa suppression. 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:

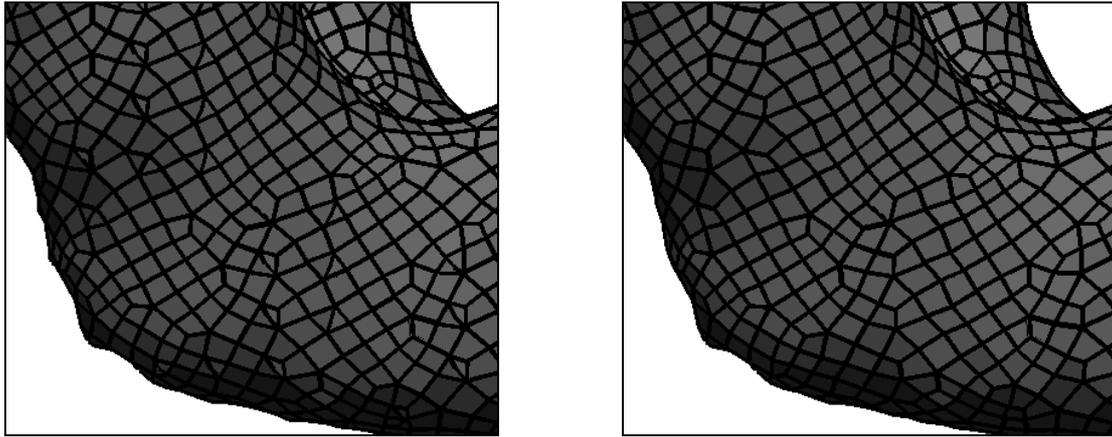


Figure 49: Algorithme de suppression des sommets: à gauche maillage initial, à droite maillage après suppression des sommets.

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 d'optimisation est un module différent 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 existant. Au niveau de la matrice couvrant l'espace un tableau dynamique a été créé pour la représenter.

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'organe reconstruit en 3D et du maillage en quadrangle obtenu.

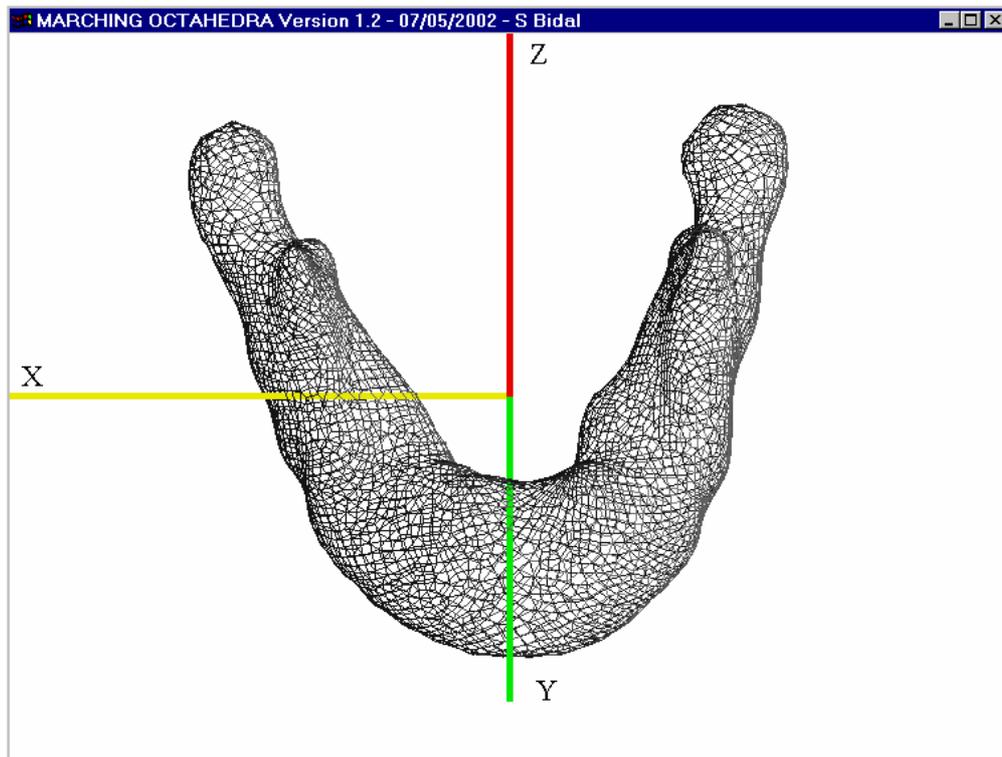


Figure 50: Fenêtre d'affichage.

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 de repère...

II.5.3.L'interface

L'interface implémentée possède les fonctions nécessaires à la gestion des reconstructions et maillages générés. Elle a elle aussi été programmée en ANSIC, 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.

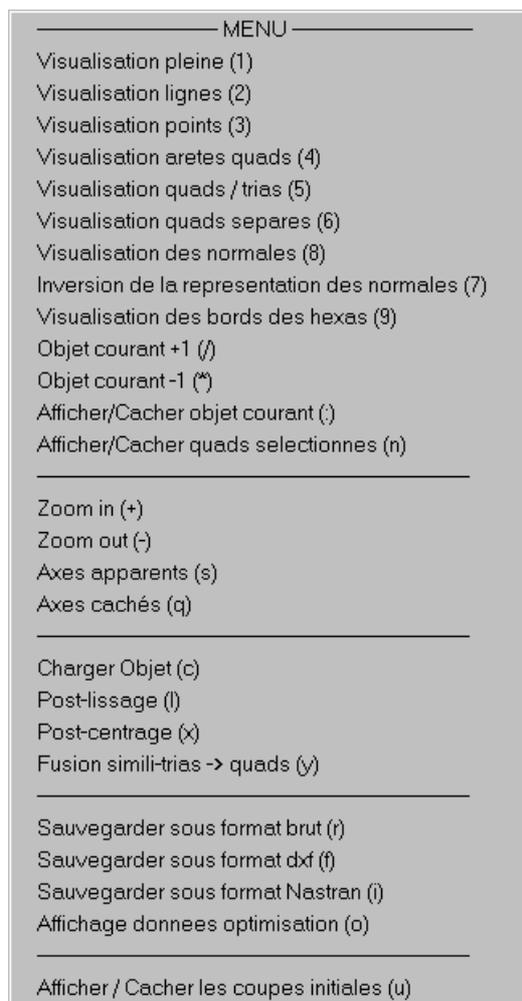


Figure 51: Menu accessible par un clic droit.

II.5.4. Format des sauvegardes des données

Le logiciel permet de sauvegarder le maillage généré en trois différents formats.

Le premier est un format ASCII pour lequel les quads et les lignes sont sauvegardés l'un à la suite de l'autre, les coordonnées des quatre sommets les composant sont sauvegardées à la suite les unes des autres.

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. Résultat 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 mailer l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur, dont les contours sont prisent sur 160 coupes scanner consécutives le

logiciel calcule durant 5 minutes. Le plus long est en fait la gestion de l'affichage du grand nombre de quadrangles résultant.

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

Nb de divisions	Nb de 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 mise en forme des données initiales et au calcul des valeurs fonctionnelles au centre des cubes du pavage initial. Le temps d'application des méthodes proprement dites est donc très faible.

II.6.2. Qualité des résultats

Les résultats de l'algorithme du Marching Octahedra ont été étudiés, notamment au niveau de la torsion et de la disproportion des éléments. Les quadrangles directement générés par l'algorithme de reconstruction 3D n'ont globalement pas une bonne qualité. Mais l'utilisation des deux procédés d'optimisation décrits dans la section précédente permet de grandement l'améliorer.

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

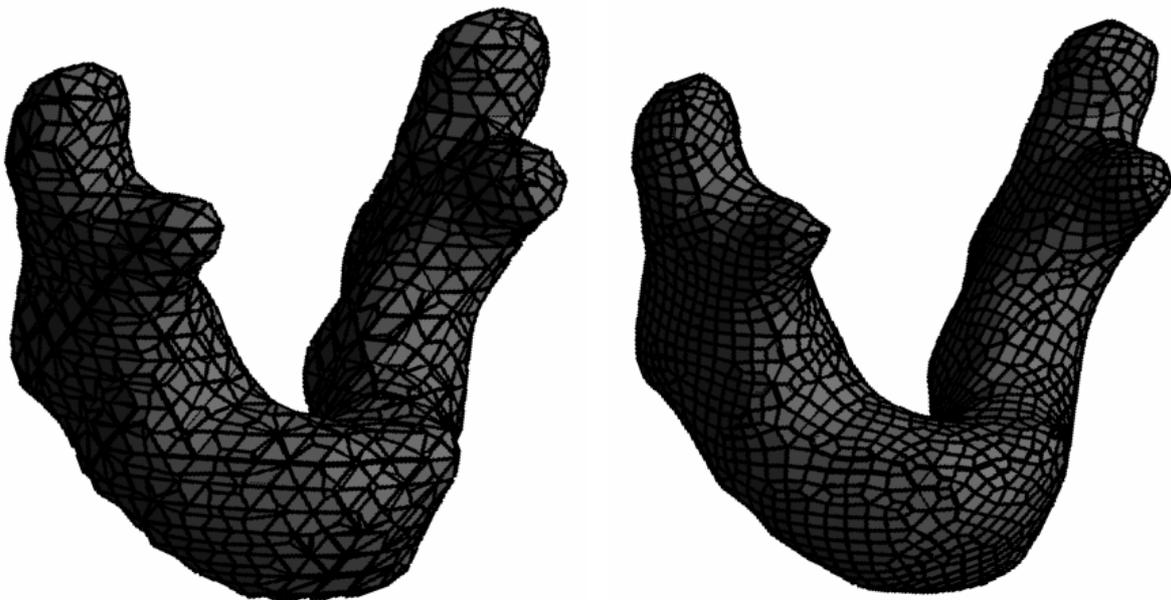


Figure 52: Maillages de la mandibule, à gauche maillage directement généré par le marching octahedra, à droite maillage après optimisation par lissage et suppression de sommets.

	Mandibule brut	Mandibule optimisée
Taille de la matrice de données 3D	15x15x10	15x15x10
Nombre des sommets/dequadrangles	2712/2710	2539 /2537
Torsion >10°	1443quadrangles(53%)	717quadrangles(28%)
Torsion >25°	846quadrangles(31%)	59quadrangles (2%)
Torsion >40°	505quadrangles(19%)	0quadrangles
Rapport des longueurs maximal	691.66	3.32
Rapport des longueurs >2.	2174quadrangles(80%)	182quadrangles(7%)
Jacobien minimal	0.3	0.52
Angle minimal	0.12°	35.85°
Angle maximal	179.98°	155.74°

Table 8: Spécifications numériques des deux maillages de la Figure 52. (Données obtenues en utilisant le logiciel Hypermesh 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 des éléments sont plus qu'acceptables pour un maillage servant à la simulation de crashs automobiles. En effet, la torsion ne doit pas dépasser 40°, le Jacobien doit 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 une étape. Cependant, l'utilisation d'un pavage octaédrique et notamment du point placé au centre des cellules cubiques ralentit le procédé. Une fonction d'interpolation ou des éléments de maillage est nécessaire 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 précision différente sont donnés Figure 53. Les deux données numériques qui varient le plus significativement sont les nombres de sommets et quadrangles et la torsion des éléments. Leurs valeurs sont répertoriées Table 9.

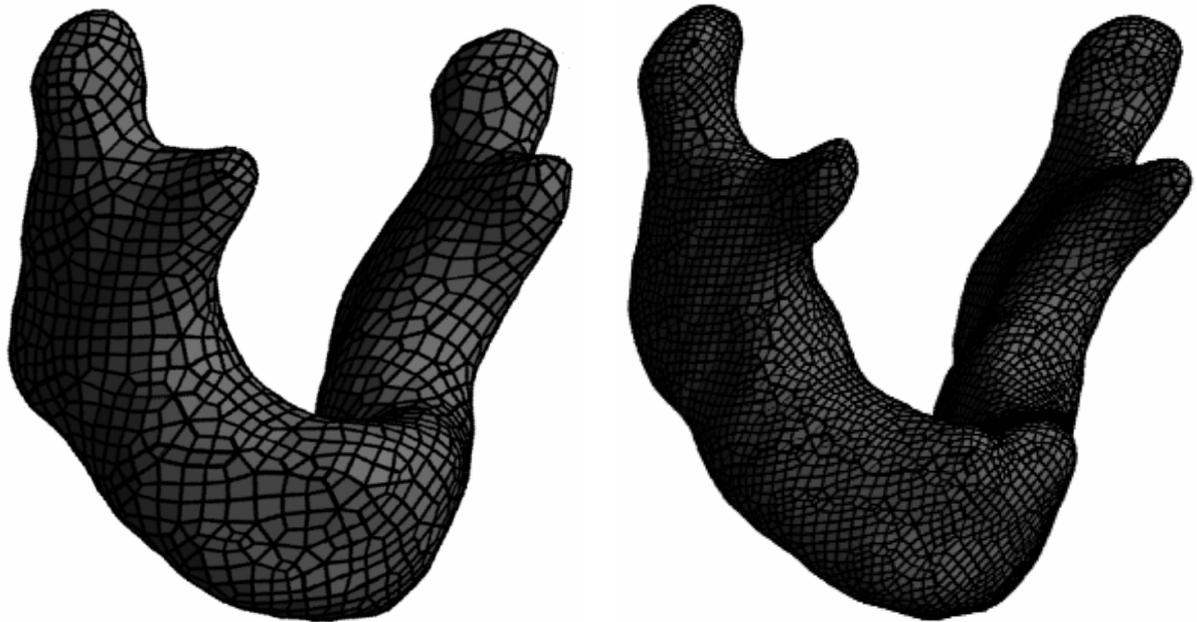


Figure 53: Deux maillages de la mandibule de précision différente.

	Mandibule de gauche	Mandibule de droite
Taille de la matrice de données 3D	15x15x10	30x30x15
Nombre de 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-échantillonnage (et donc celle du nombre de sommets et d'éléments). La création de l'un ou l'autre des modèles est en fait tributaire du 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 surfacique 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'ambiguïté telles que l'on peut en rencontrer dans l'algorithme de marching cubes. Toutes les configurations de bases sont définies et aucun calcul supplémentaire n'est nécessaire pour choisir celle à appliquer (dans le 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 sur un type de données initial, ralentissant par là-même l'algorithme.

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

Chapitre III: M AILLAGE VOLUMIQUE

III.1.Introduction

De même que nous avons 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 crashes automobiles.

Un des défauts les plus flagrants que l'on peut trouver lors que l'on étudie des maillages du corps humain est une certaine faiblesse au niveau de la fiabilité géométrique. Afin d'obtenir un comportement global correct des organes l'impassée est souvent faite sur leurs spécificités locales lors de leur modélisation. Cependant, l'outil de simulation évoluant, la capacité à simuler précisément le traumatisme devient une demande de plus en plus pressante. Or cela ne peut être correctement fait si la géométrie des organes n'est pas pleinement respectée, tout du moins sur le domaine étudié. Nous nous sommes pour notre part fixé comme objectif de générer des maillages hexaédriques d'une grande fiabilité à un niveau de la géométrie même des organes quitte à devoir inclure quelques éléments de plus basse qualité.

Un problème que 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 d'un maillage des zones de contact des organes découlera la qualité de la simulation de leurs interactions. C'est donc un point sur lequel nous nous sommes focalisés : générer des maillages en apportant une attention particulière aux surfaces de contacts inter-organes.

En résumé notre approche d'un 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 trois dimensions s'avère bien souvent difficile et des problèmes nouveaux se posent rapidement.

De même que pour un maillage de surface, les maillages volumiques peuvent eux aussi être classés selon qu'ils sont structurés ou non. La première discrimination que l'on peut appliquer aux méthodes de maillages en vue d'établir une classification est donc le type de maillages qu'elles génèrent.

III.2.1.Maillages structurés

➤ Méthode par balayage (ou méthode produit)

Ce type de méthode [BLA96] est dérivé des méthodes de maillages de surfaces par balayage disponibles en deux dimensions. Si le domaine est défini de façon particulière il est

possible de tirer parti de cette particularité pour d'étendre un maillage surfacique d'une face sur toute le domaine si celui-ci est défini par extrusion. De même il est possible de tirer parti d'un axe de révolution.

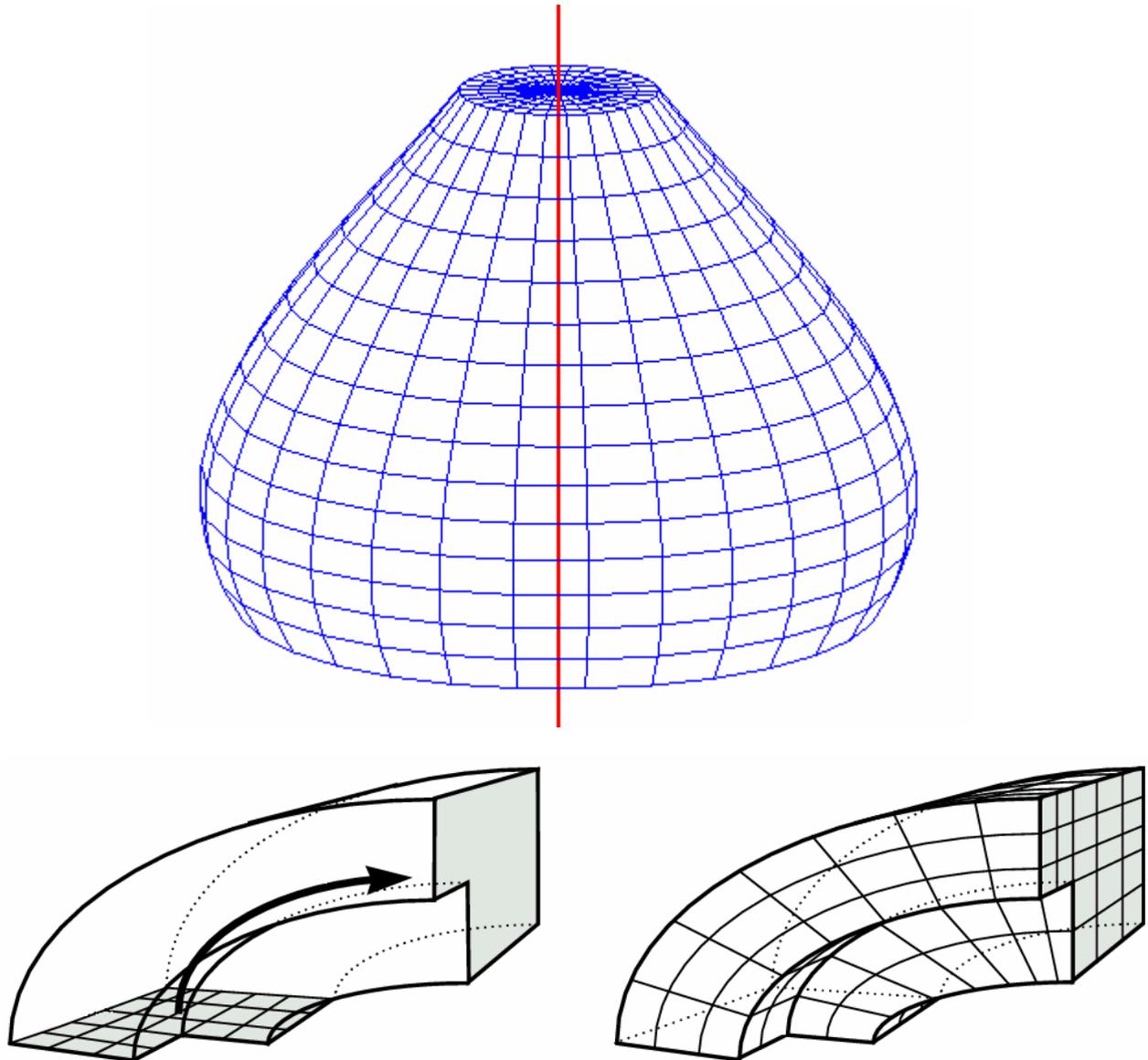


Figure 54: Maillages par balayage

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

Cette méthode est utilisée lorsque le domaine à mailler peut être rapporté à un domaine simple dont le maillage est connu. Généralement il s'agit d'un domaine maillé par un treillis régulier de points [COO82]. Dans ce cas ce maillage est reporté dans le domaine à l'aide de méthodes de transport - projection, comme par exemple une interpolation algébrique. Les

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

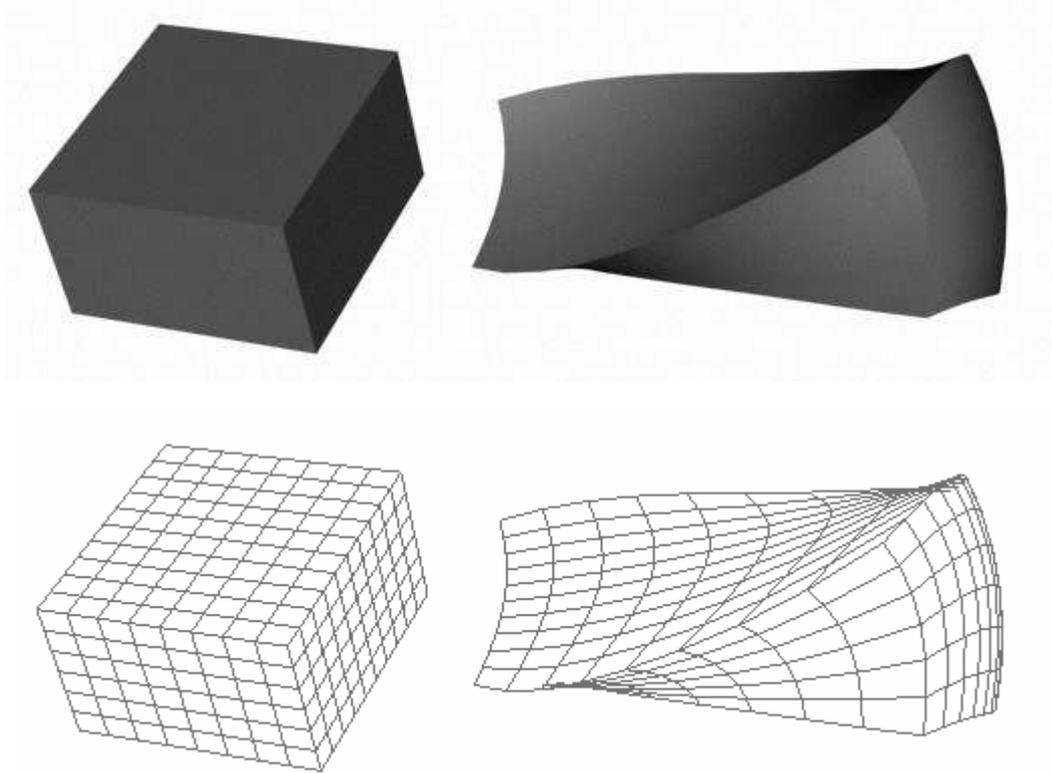


Figure 55: Transport-projection d'une grille régulière 3D sur un domaine déformé.

➤ 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 maillés, 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 en un premier temps les frontières des domaines avant de mailler les différents blocs et de les assembler.

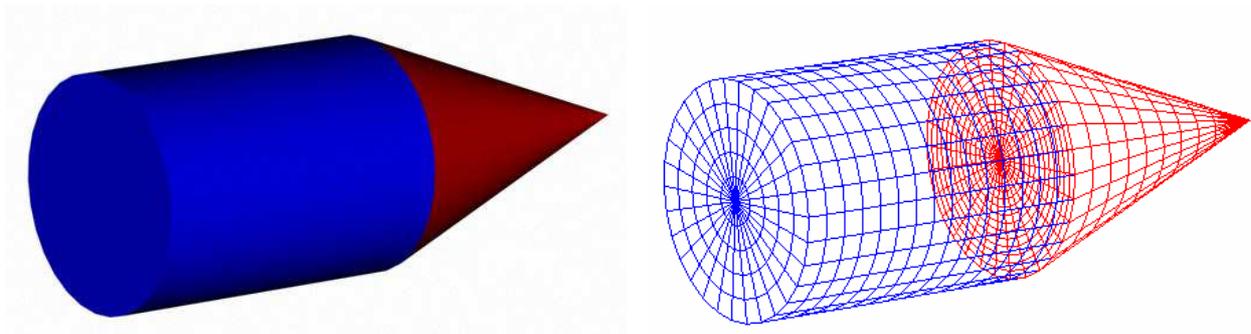


Figure 56: Division d'un domaine en deux blocs maillés par balayage (révolution).

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 basée 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.

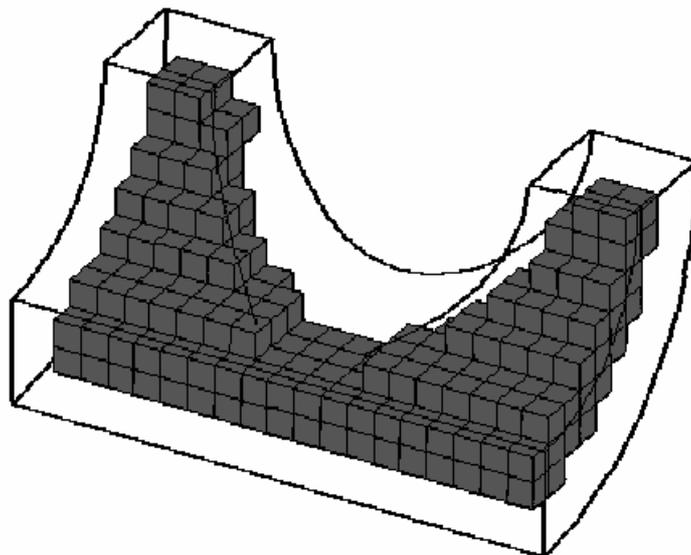


Figure 57: Hexaèdres générés à l'intérieur du domaine.

Une variante de cette méthode suggère d'utiliser une décomposition hiérarchique en Octree. Cependant il est plus judicieux d'utiliser un Octree dont les cellules sont subdivisées 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 ici de la transposition des méthodes 2D dans la troisième dimension. Toutefois les difficultés rencontrées sont plus critiques encore que lors de la transposition de ces méthodes sur une surface 3D. Là où le problème consistait à placer les points constituant les quadrangles sur la surface à mailler, il devient désormais délicat de trouver, pour une face donnée, les différents points susceptibles de former un hexaèdre. De nombreuses méthodes ont été proposées, introduisant souvent des éléments non-hexaédriques (tétraèdres, pyramides ou prismes) et conduisant ainsi à des maillages mixtes [TUC97][MIN97].

➤ *Méthode basées sur la surface moyenne*

Il s'agit d'une extension de la méthode de l'axe médian disponible en deux dimensions [LI95][PRI95][PRI97]. Le domaine est divisé en sous-domaines séparés par un ensemble de surfaces moyennes. Celle-ci est fortement liée aux diagrammes de Voronoï des faces du domaine, elle est l'ensemble des surfaces générées à partir du point milieu d'une sphère parcourant tout le volume. Cette décomposition définit les régions pouvant être maillées en utilisant une technique de transposition / projection. Un jeu de motifs fixés d'après les topologies possibles des régions est utilisé pour mailler les sous-domaines avec des hexaèdres. La connexion entre les diverses régions jointives est assurée par des méthodes de programmation linéaire. Cette méthode souffre cependant des problèmes de calcul des surfaces moyennes et de la difficulté à choisir les régions facilement maillables en hexaèdres.

➤ *Pavage*

Cette méthode est une tentative pour étendre la méthode 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 de front pour progresser dans le domaine. Un ensemble d'heuristiques permet de déterminer l'ordre de formation des hexaèdres à partir d'une projection des quadrangles dans le domaine. Cependant la méthode est plus complexe qu'une méthode d'avancement de front en tétraèdres. Les intersections des faces doivent être testées, l'ordre de connections des nœuds et des faces doit être pris en compte et des configurations complexes et irrégulières peuvent survenir au fur et à mesure de l'avancée du front. Il est souvent nécessaire d'effectuer un retour en arrière en détruisant ou en recombinaut des éléments pour en recréer des nouveaux. Il est aussi souvent 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.

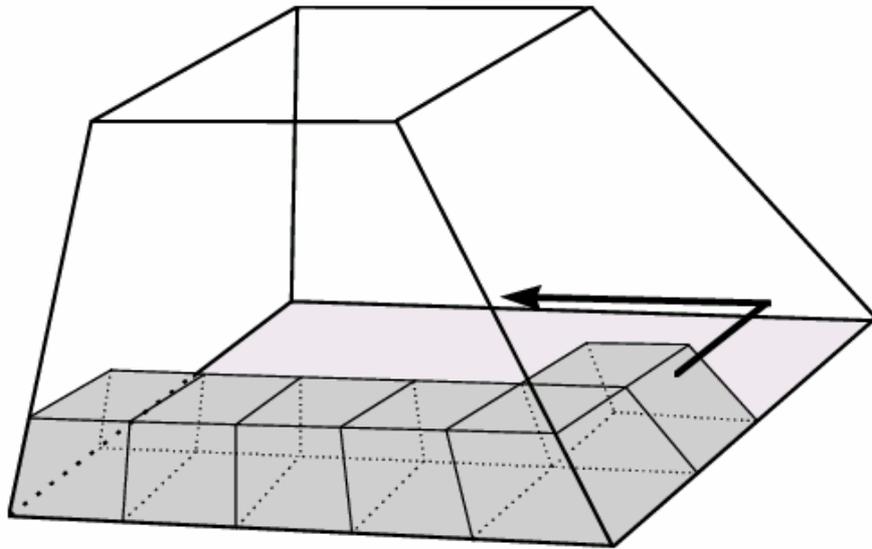


Figure 58: Pavage d'un domaine.

➤ *La méthode Whiskerweaving*

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

Le but est de générer par une méthode de géométrie.

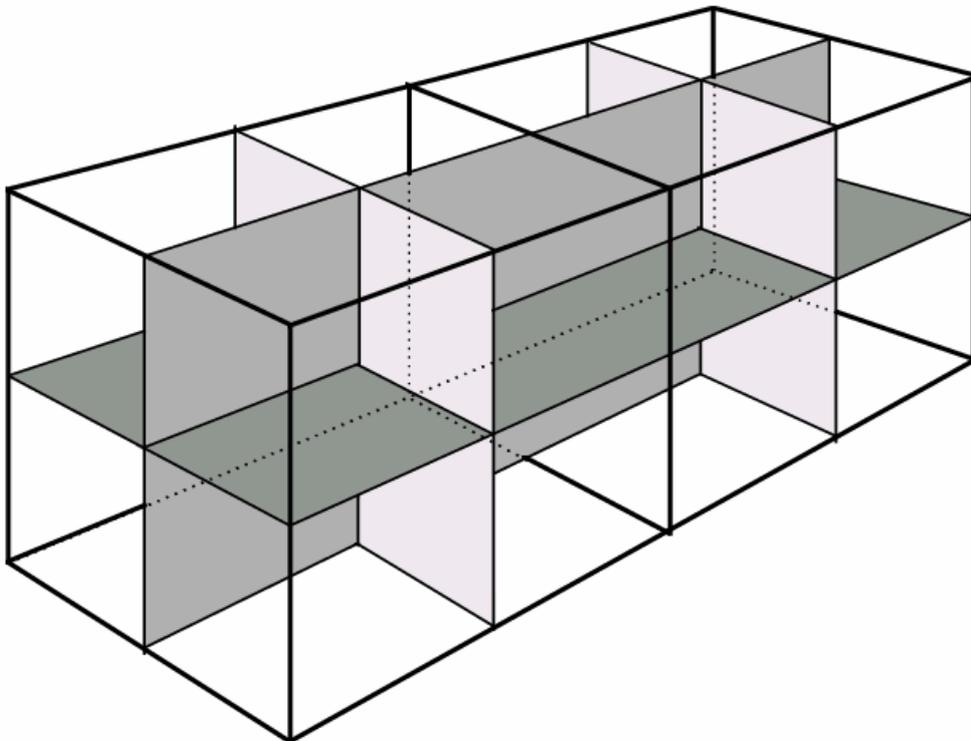


Figure 59: Spatial Twist Continuum (STC). Les quatre surfaces grisées sont le dual des deux hexaèdres.

Partant d'un maillage en quadrangles de la frontière du domaine l'algorithme du Whisker Weaving [TAU95] génère le plan dual du maillage de surface et y détecte les boucles fermées. Chaque boucle représente la frontière d'une couche d'éléments consécutifs dans le maillage hexaédrique. Une couche peut être représentée par son dual, nommée feuille, sur lequel un hexaèdre est représenté par un sommet. Un hexaèdre adjacent. Utilisant une méthode d'avancement 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.

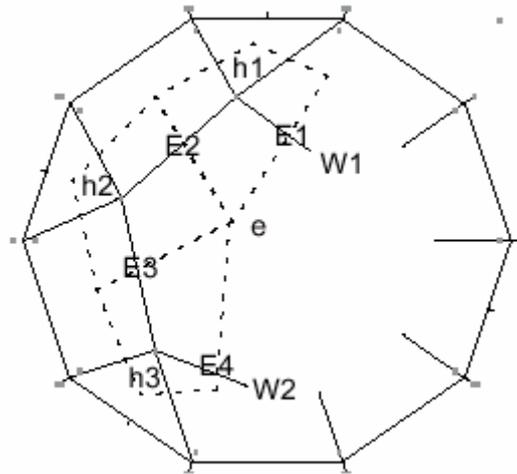


Figure 60: Feuille en cours de complétion avec, en surimpression, les hexaèdres correspondants aux liens déjà identifiés.

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 quadrangles soit pair pour qu'un maillage en hexaèdre existe [MIT96]. Cependant à un niveau géométrique la question reste posée.

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 duales inverses de celles utilisées pour éliminer géométriquement les éléments.

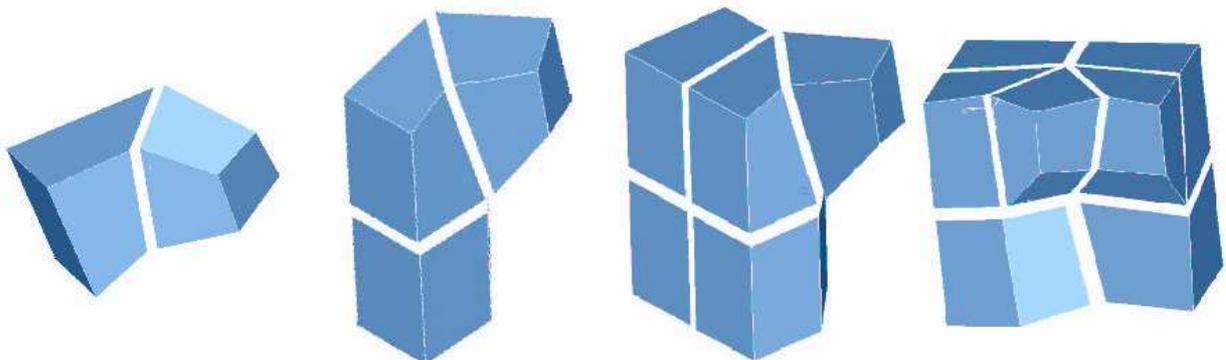


Figure 61: Inversion des opérations de suppression pour rajouter des hexaèdres.

III.2.2.2. Méthodes indirectes

Ils'agit des méthodes générant un maillage hexaédrique 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 maillages en hexaèdres ou des maillages mixtes hexaèdres - tétraèdres (pouvant contenir des éléments comme des prismes ou des pyramides pour assurer les jonctions).

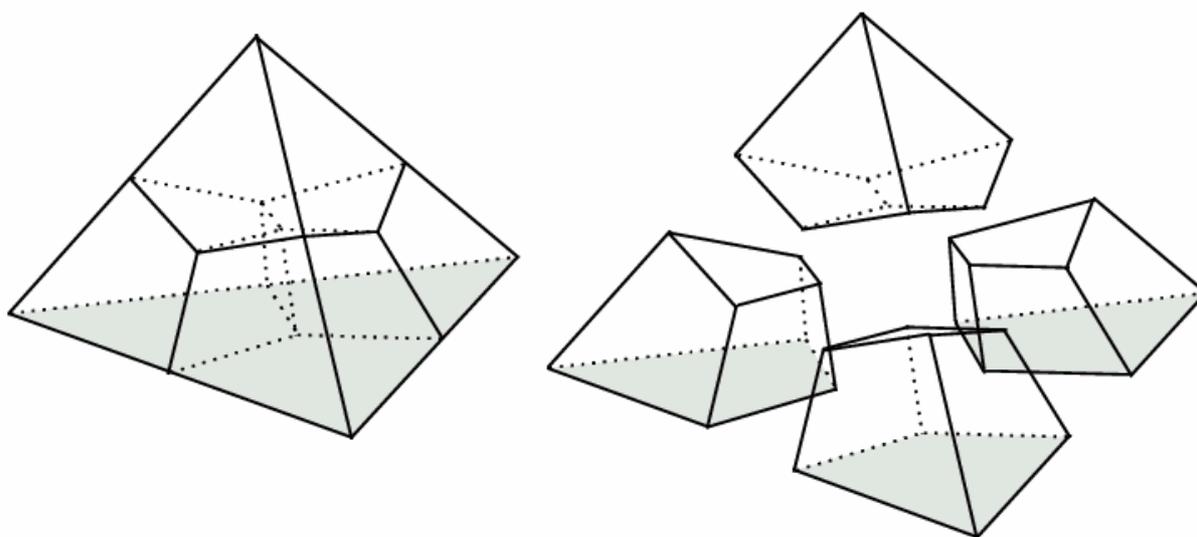


Figure 62: Division d'un élément tétraédrique en quatre éléments hexaédriques.

Parmi ces approches nous pouvons citer celle de Tuckinsky [TUC97] qui joint les méthodes de plating 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 d'une méthode Q-morph, qui modifie des tétraèdres (une première variante de 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 attractives car elles sont non seulement robustes mais de plus leurs conditions initiales d'application sont généralement pas trop restrictives. Cependant elles nécessitent un passage par un maillage en éléments tétraédriques, ce qui rallonge d'autant le temps nécessaire à la génération d'un maillage en hexaèdres.

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. Le pavage initial de l'espace est donc 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 chacun des 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 de points.

Le principal avantage d'une telle procédure de maillage est son applicabilité maximale. Ne dépendant d'aucune définition particulière de l'objet, celui-ci peut être reconstruit quelle que soit sa complexité. De plus la rapidité d'une telle méthode est non négligeable. Il s'agit à nouveau d'identifier et appliquer pour chaque octaèdre le motif auquel il correspond parmi le jeu de motifs prédéfinis répertoire à toutes les 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 le domaine est testée. Si les huit sommets de la cellule sont inclus dans l'objet à reconstruire, c'est à dire si leurs valeurs fonctionnelles sont toutes supérieures à l'iso-valeur, celui-ci peut être transformé en élément hexaédrique.

Lorsque la cellule cubique possède des sommets dans l'objet et des sommets hors de l'objet, elle est décomposée en six octaèdres. Néanmoins les 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 elles aussi être testées afin de savoir si un octaèdre doit être considéré pour générer la partie du maillage correspondante ou si l'on doit travailler sur une pyramide afin de

ne pas provoquer d'intersection entre un cube décomposé et un octaèdre utilisant son point central.

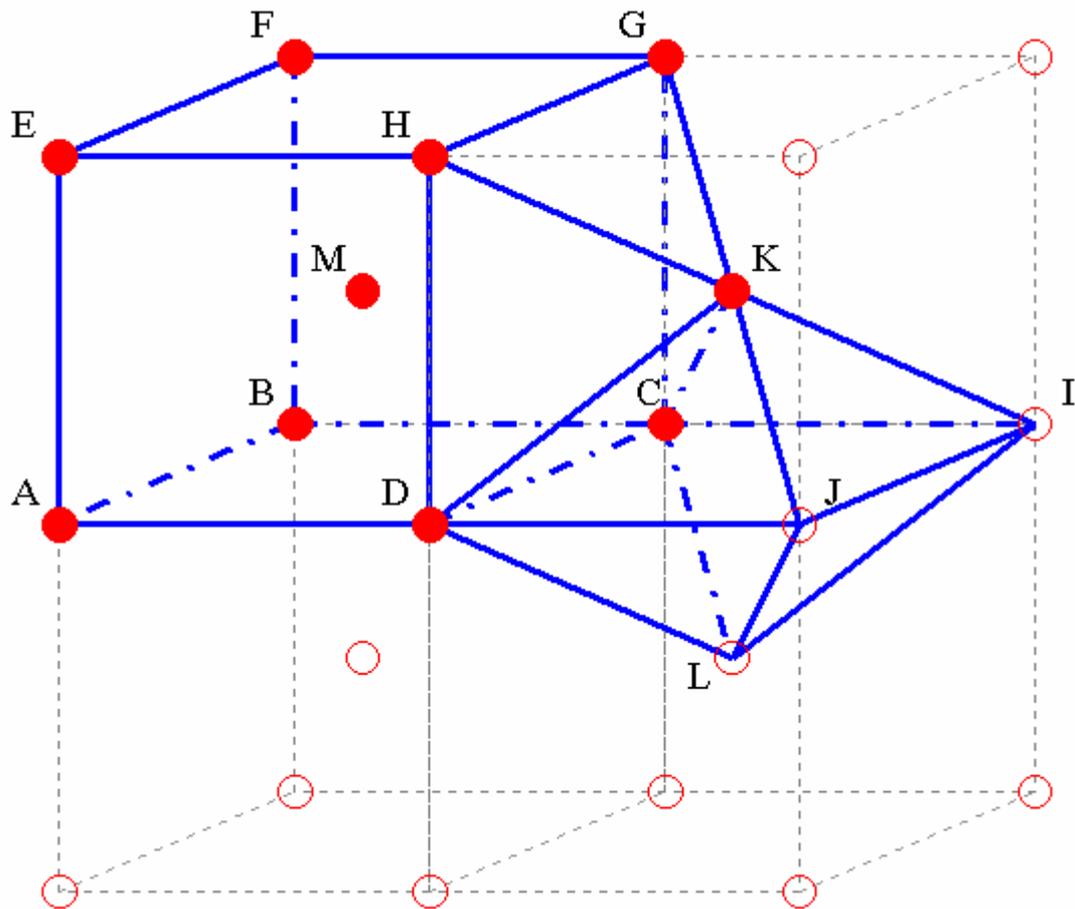


Figure 63: Tous les sommets du cube ABCDEFGH sont dans l'objet. Il sera décomposé en hexaèdres. Le cube à droite intercepte la surface générée. Mais il interférerait avec les hexaèdres précédemment générés dans le cube. La pyramide KGHDC est donc générée à sa place. L'octaèdre LKDJI est quant à lui généré car il n'intercepte aucun cube dont tous les sommets sont dans l'objet.

En conséquence l'espace situé entre la surface du domaine et les éléments hexaédriques générés par les éléments cubiques entièrement inclus dans le domaine est décrit par un ensemble d'octaèdres et de pyramides.

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. En effet ces deux types de faces permettent de construire les trois types de cellules à décomposer afin de générer le maillage: cellules cubiques, pyramidales ou octaédriques.

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 quadrangulaires, et toute face triangulaire sera divisée en trois faces quadrangulaires (voir Figure 64).

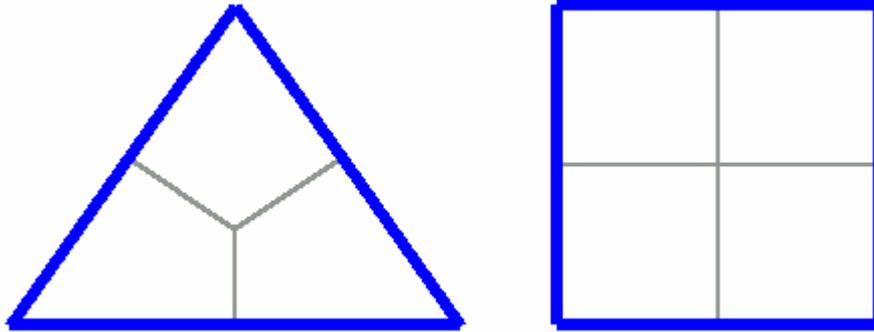


Figure 64: Décomposition des faces se trouvant à l'intersection de cellules.

III.3.4. Traitement des cellules cubiques

Pour chacune des cellules cubiques dont tous les sommets sont dans l'objet huit hexaèdres sont générés. Cela permet de respecter la division en quatre des faces quadrangulaires définie en section III.3.3. Les sommets de ces éléments sont les huit sommets de la cellule cubique ainsi que le milieu de chacune des faces et le milieu de la cellule.

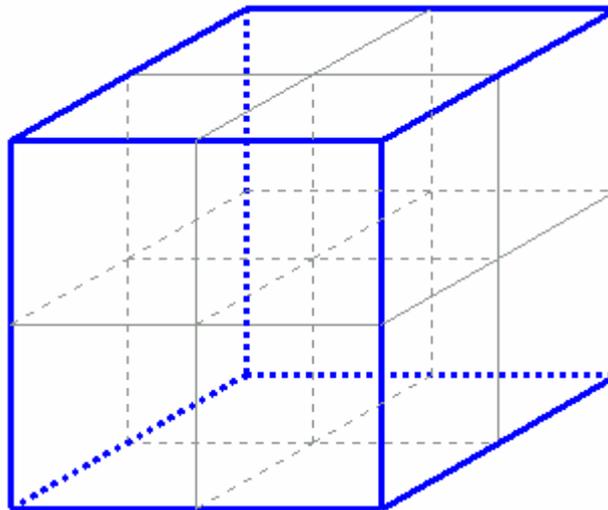


Figure 65: Division d'une cellule cubique en huit hexaèdres.

La qualité de ces éléments est identique à la qualité de la cellule cubique décomposée.

III.3.5. Traitement des cellules pyramidales

Des pyramides sont générées lorsque la cellule voisine à celle en cours de test est entièrement incluse dans l'objet. Donc les sommets communs à la pyramide et au cube sont les mêmes et ont une valeur fonctionnelle supérieure à l'iso-valeur. Il n'existe donc que deux configurations possibles pour les pyramides : soit le cinquième point (le sommet de la pyramide) est dans l'objet, soit il est hors de l'objet.

Cependant, autant respecter la décomposition des faces fixées en III.3.3 est simple lors de la génération des hexaèdres correspondants à une cellule pyramidale tronquée (voir Figure

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

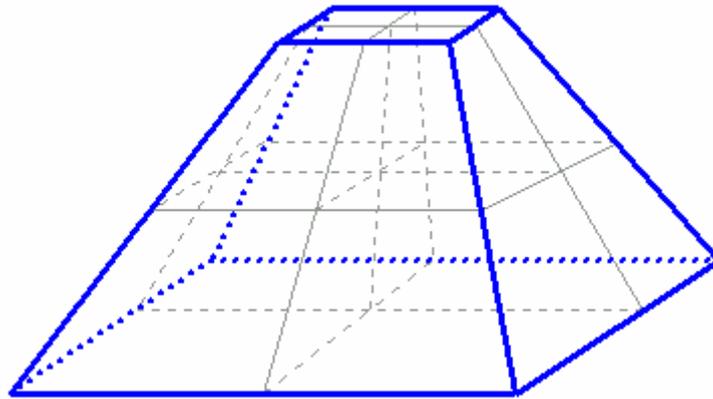


Figure 66: Décomposition d'une pyramide tronquée en huit hexaèdres.

Afin de résoudre ce problème nous avons choisi de définir les points centraux des cubes générant des pyramides non tronquées. Ceux-ci représentent en effet des sommets de pyramides. Dans le domaine défini par l'intérieur d'un cube les points sommets sont déplacés 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 extérieurs à l'objet est calculé. Par interpolation linéaire, les valeurs fonctionnelles de tous les points situés entre le sommet à déplacer de la pyramide (noté A sur la Figure 13) et le 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 le point définissant l'intersection entre la surface et le segment [AI]. Le nouveau point servant de sommet à la pyramide est défini comme le point situé à mi-chemin du segment [MI]. Ce nouveau point 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. La nouvelle pyramide est désormais tronquée et les hexaèdres permettant de la décomposer peuvent être générés en utilisant la décomposition présentée Figure 66.

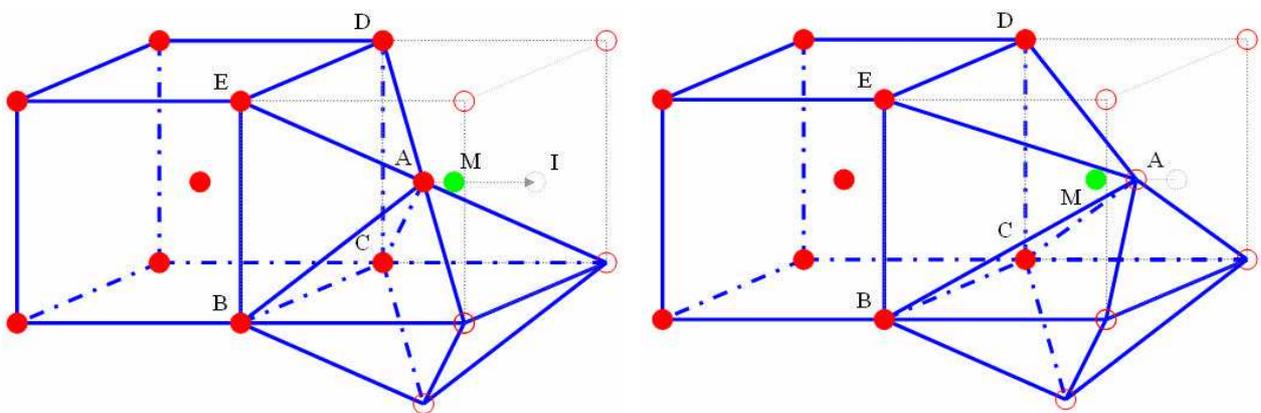


Figure 67: Transformation d'une pyramide ABCDE en pyramide tronquée par changement de point A.

III.3.6. Traitement des cellules octaédriques

III.3.6.1. Etablissement des configurations de base 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 applicables 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 ici aussi de $2^6 = 256$ que l'on 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 motifs de base.

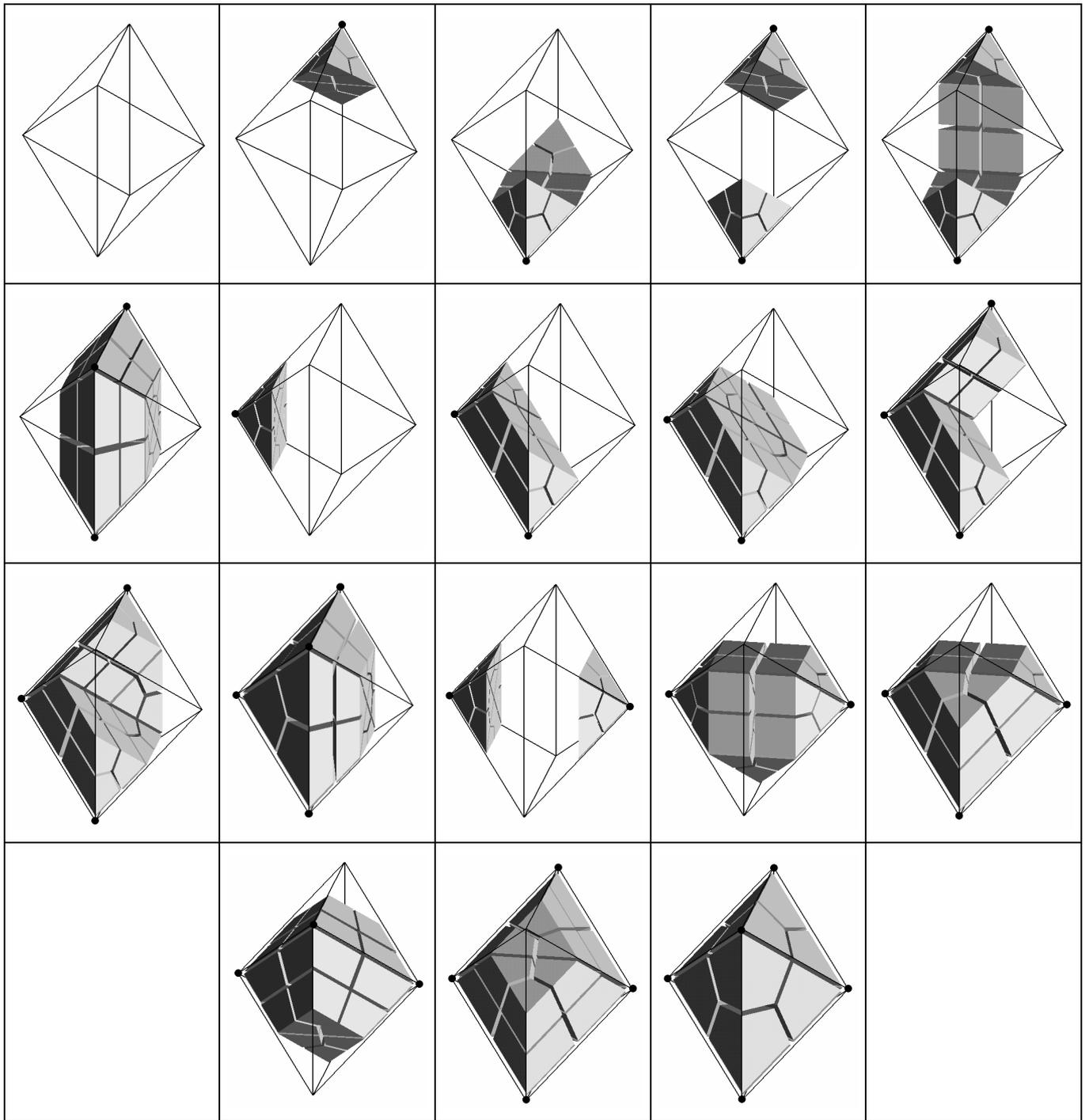


Figure 68: Les 18 configurations de base permettant de générer le maillage hexaédrique d'une cellule octaédrique. Les sommets marqués d'un point noir sont à l'intérieur de l'objet.

III.3.6.2. Codage des configurations de base octaédriques

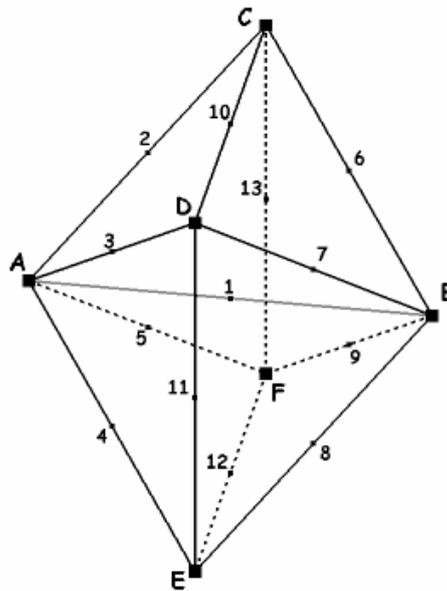


Figure 69: Rappel: numérotation de l'octaèdre, des sommets et des arêtes.

En plus des 15 points déjà utilisés lors de la description des quadrangles dans la section II.4.6 nous emploierons les points a et b définis respectivement comme les milieux des segments $[A1]$ et $[B1]$.

Afin de faciliter la description numérique des configurations de base et de réduire la liste 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 de tétraèdres et de pentaèdres suivant les motifs exposés sur la figure 70.

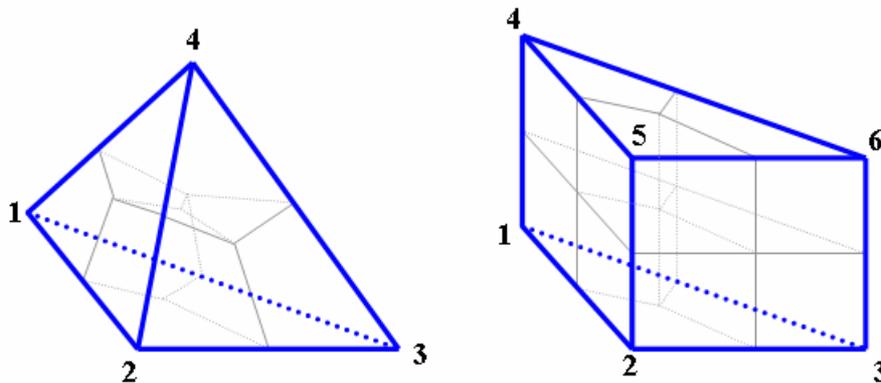


Figure 70: Décomposition d'un tétraèdre et d'un pentaèdre en hexaèdres.

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 pent aèdres servant cependant à la génération des hexaèdres sont placés au milieu des arêtes, faces ou volume, suivant leur position relative.

Dans la table suivante sont répertoriées les configurations de base permettant le traitement des cellules octaédriques. Les noms et numéros des sommets des arêtes font référence aux notations de la Figure 69.

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 décrite dans la section précédente possède les mêmes défauts que toutes les méthodes basées sur une grille. Les éléments situés entre la surface et ceux générés par la grille ne sont généralement pas de bonne qualité. Pour remédier à ce problème nous avons utilisé une méthode 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 non sur la topologie.

Il est important de remarquer que les éléments de mauvaise 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 un premier temps effectuée en utilisant la méthode d'optimisation par bougé de points définie dans le chapitre précédent. En un second temps la position des sommets directement reliés aux sommets de la surface est modifiée en utilisant l'algorithme d'optimisation défini dans la section suivante. Puis l'on passe à la couche de sommets suivante, et ainsi de suite jusqu'à ce que les déplacements de sommets deviennent négligeables ou que tous les sommets du maillage aient été traités. A ce moment là le processus est recommencé depuis le début soit un nombre de fois prédéfini par l'utilisateur, soit jusqu'à ce que les sommets ne se déplacent plus qu'en négligemment.

III.4.1. Algorithme d'optimisation des sommets internes

Nous utilisons à nouveau (comme vu au paragraphe II.4.7.2) 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 chacun des éléments 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 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:

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

Nous avons dans ce cas aussi préféré relier à la qualité des éléments auxquels le sommet S participe. 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 le point ne seretrouvé en dehors 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 se basant sur la

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

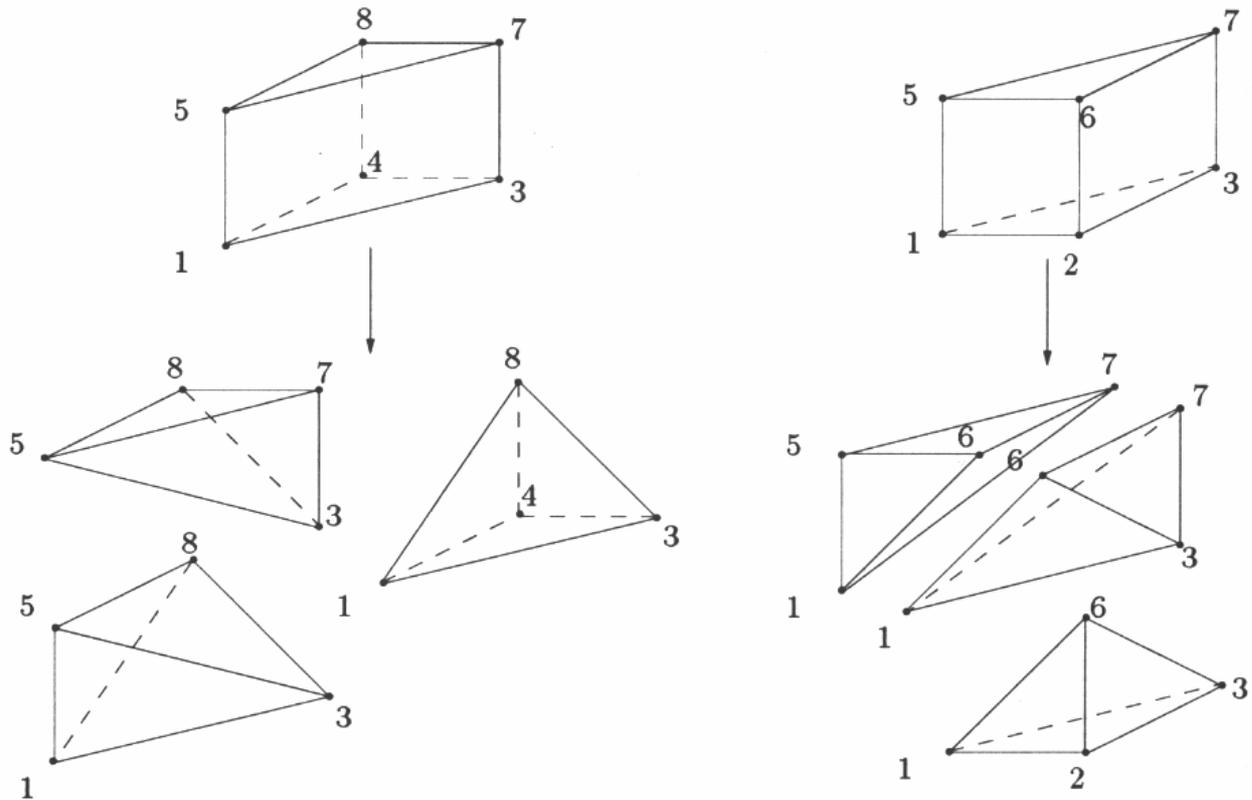


Figure 71: Décomposition de l'hexaèdre 12345678 en six tétraèdres afin de déterminer sa qualité.

La mesure que nous utilisons pour estimer la qualité d'un tétraèdre est donnée par la 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' ∞ . Son utilisation dans l'algorithme de bougé de 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 à l'interface entre les organes. En effet les positions relatives des organes du corps nécessitent des maillages dont les sommets soient géométriquement en concordance pour éviter par exemple une interpénétration des éléments de chacun des organes lors de la simulation.

ère à l'interface entre les organes. En effet les positions relatives des organes du corps nécessitent des maillages dont les sommets soient géométriquement en concordance pour éviter par exemple une interpénétration des éléments de chacun des organes lors de la simulation.

Générer séparément les maillages de deux objets en contact implique une étude ultérieure des interactions entre eux-ci, passant par une détection des sommets en correspondance. Cela impliquait de nombreux calculs. Nous avons opté pour une résolution 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 la suivent.
- Ensuite les hexaèdres sont optimisés comme décrit en 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 sections suivantes).

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 un donné fixe que fixe l'utilisateur. En effet, suivant le code de calcul utilisé et la taille des éléments utilisés celle-ci peut être différente. Elle conditionne le déplacement des sommets situés sur la surface de contact le long de la normale à celle-ci en chacun des éléments.

Les sommets communs aux deux maillages sont doublés puis 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.

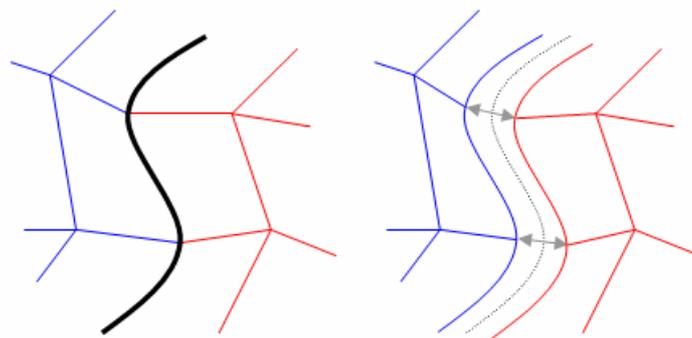


Figure 72: Séparation de deux organes reconstruits de façon jointive (exemple 2D).

Une possibilité de déplacement des sommets dans le plan tangent à la surface a été implémentée. En effet, lors de la simulation numérique que le projeté d'un sommet d'un objet sur les faces constituant la surface de contact d'un autre objet doit être recalculé. Ce point permet de fixer la valeur et la direction de la force qui s'appliquent les deux objets entrant en contact. Cependant une erreur peut survenir si ce point projeté est trouvé exactement sur un sommet de l'autre objet, et non sur une face. Or les sommets déplacés lors de la séparation se trouvent tous deux sur la normale à la surface. Une infime perturbation des sommets dans le plan tangent permet de les désaligner et donc de ne pas provoquer d'erreurs lors de la simulation.

Ce type de séparation convient par exemple parfaitement à la création de l'interface entre le cerveau et l'intérieur du crâne.

III.5.2. Maillages connectés

Afin de permettre l'étude de connexions inter-organes, nous avons autorisé une sauvegarde sans séparation des jonctions tendon-muscle d'organes sains reconstruits. Ainsi, grâce à l'optimisation des sommets des éléments situés sur la surface de contact, celle-ci est sauvegardée avec une fidélité. Lors de la sauvegarde des organes sont séparés afin 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 tridimensionnelle et de maillage surfacique. En effet, il s'agit à la fois d'obtenir deux parties distinctes, la première dédiée à l'interface graphique et à la visualisation des maillages obtenus, 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 maillages.

De plus les structures en mémoire ont été adaptées en rajoutant une dimension aux variables les nécessitant. Nous travaillons donc aussi sur des structures de type listes chaînées pour gérer les sommets et les éléments du maillage.

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'organe maillé en 3D et des hexaèdres générés.

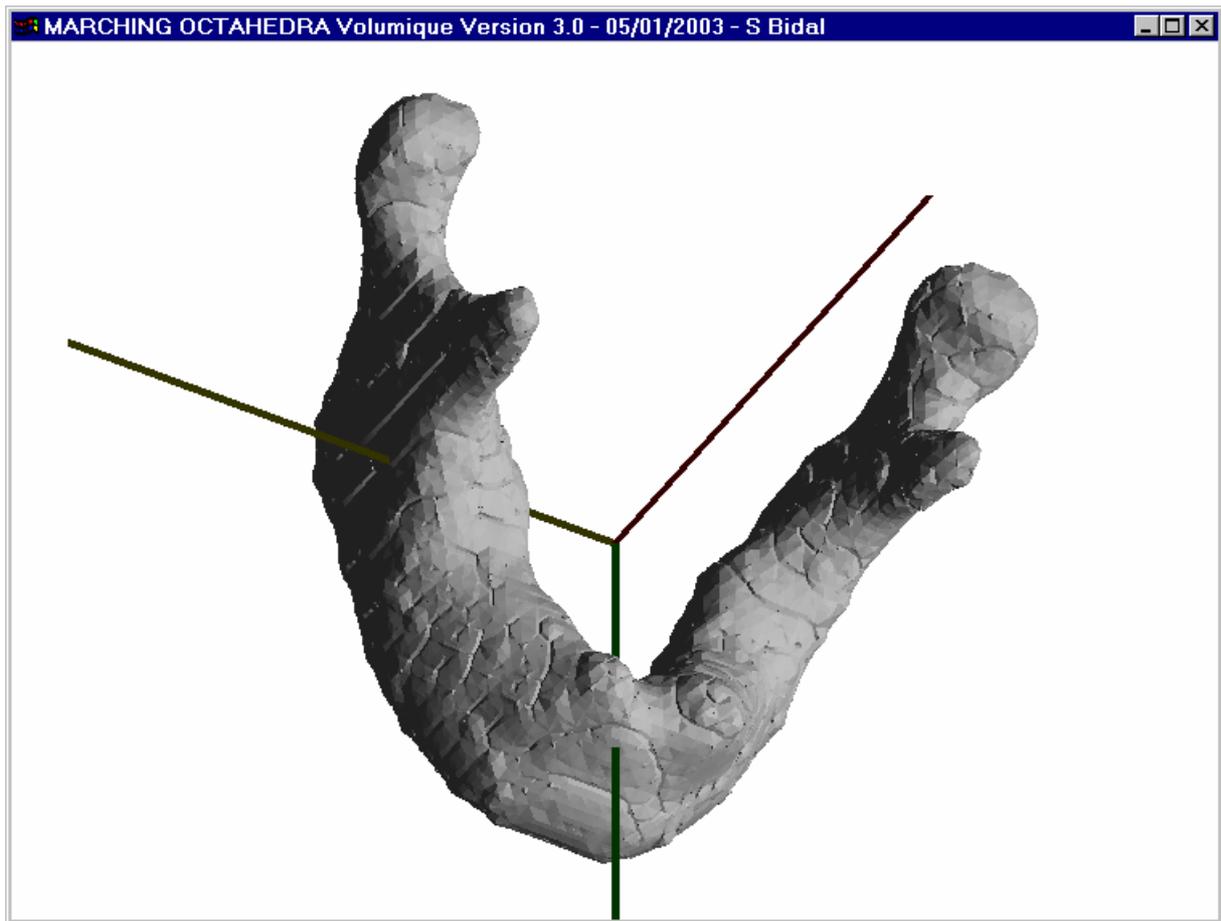


Figure 73: Fenêtre d'affichage.

Les diverses options d'affichages implémentées dans le programme de maillages surfacique sont là aussi disponibles afin d'avoir le même confort de visualisation: affichage du maillage plein, sous formes d'arêtes ou de points, affichage 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 à point pour le chapitre II. Celui-ci est accessible par le bouton droit de la souris.

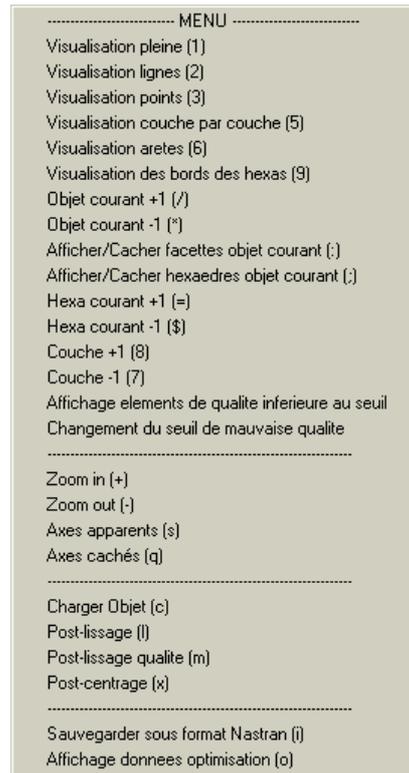


Figure74: Menu accessible par un clic droit.

III.6.4. Format des sauvegardes des données

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

III.7. Résultat et discussion

III.7.1. Vitesse de maillage

Sur un biprocesseur Pentium II cadencé à 300 MHz. Les temps de reconstruction et de maillage 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'optimisation des hexaèdres décrivant la mandibule ayant servi à l'illustration des différentes options du générateur de maillages surfaciques (section IV.3) sont donnés en exemple dans le tableau suivant.

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 de maillage suivant la taille de la matrice initiale.

III.7.2. Qualité des résultats

Le principal avantage de notre méthode est sa robustesse quelle que soit la géométrie du domaine, ce qui conduit à la génération de maillages hexaédriques d'organes du corps humain. Cependant, comme tous les algorithmes de maillage basés sur l'application d'une grille, les éléments situés entre la grille et la frontière du domaine ne sont pas de très bonne qualité. La méthode de bougé de points employée permet d'améliorer la qualité globale des éléments sans toutefois complètement éliminer tous les hexaèdres dégénérés.

L'algorithme peut être appliqué à n'importe quel point crucial pour la génération d'un maillage. Cependant, comme tous les algorithmes de maillage basés sur l'application d'une grille, les éléments situés entre la grille et la frontière du domaine ne sont pas de très bonne qualité. La méthode de bougé de points employée permet d'améliorer la qualité globale des éléments sans toutefois complètement éliminer tous les hexaèdres dégénérés.

Une première optimisation peut être effectuée au niveau de la forme de l'organe avant l'application de la variante volumique du Marching Octaedra. Suivant le nombre de lissages appliqués sur les données initiales, un résultat plus ou moins lisse est obtenu (figure 75).

L'algorithme peut être appliqué à n'importe quel point crucial pour la génération d'un maillage. Cependant, comme tous les algorithmes de maillage basés sur l'application d'une grille, les éléments situés entre la grille et la frontière du domaine ne sont pas de très bonne qualité. La méthode de bougé de points employée permet d'améliorer la qualité globale des éléments sans toutefois complètement éliminer tous les hexaèdres dégénérés.

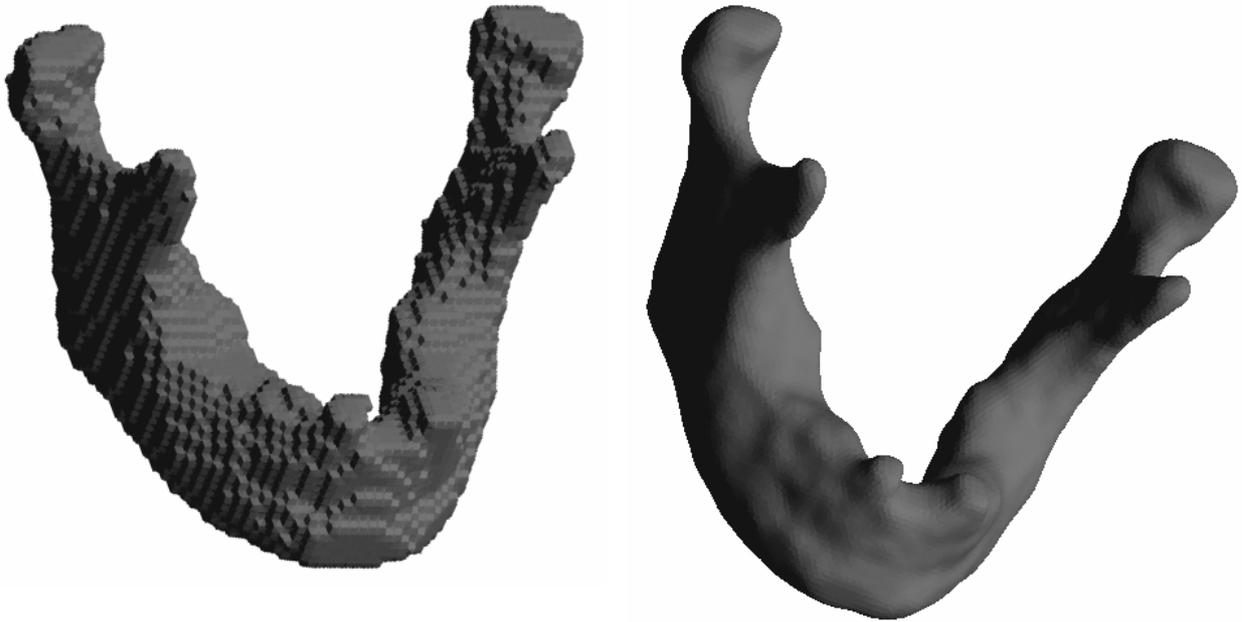


Figure 75: Maillage hexaédrique de la mandibule (pavage de l'espace $60 \times 47 \times 36$) à gauche sans lissage des données initiales, à droite avec 6 lissages.

La seconde optimisation se fait au niveau du post-traitement des hexaèdres. Le maillage hexaédrique d'une mandibule est représenté Figure 76. Les données numériques correspondant aux deux versions du maillage (sans post-traitement des hexaèdres) sont répertoriées dans la Table 12. Le but de l'exemple est d'analyser les éléments, le pavage de l'espace est volontairement grossier afin de les rendre clairement visibles. Cela entraîne par conséquent une baisse ostensible de la fidélité anatomique.

L'algorithme peut être appliqué à n'importe quel point crucial pour la génération d'un maillage. Cependant, comme tous les algorithmes de maillage basés sur l'application d'une grille, les éléments situés entre la grille et la frontière du domaine ne sont pas de très bonne qualité. La méthode de bougé de points employée permet d'améliorer la qualité globale des éléments sans toutefois complètement éliminer tous les hexaèdres dégénérés.

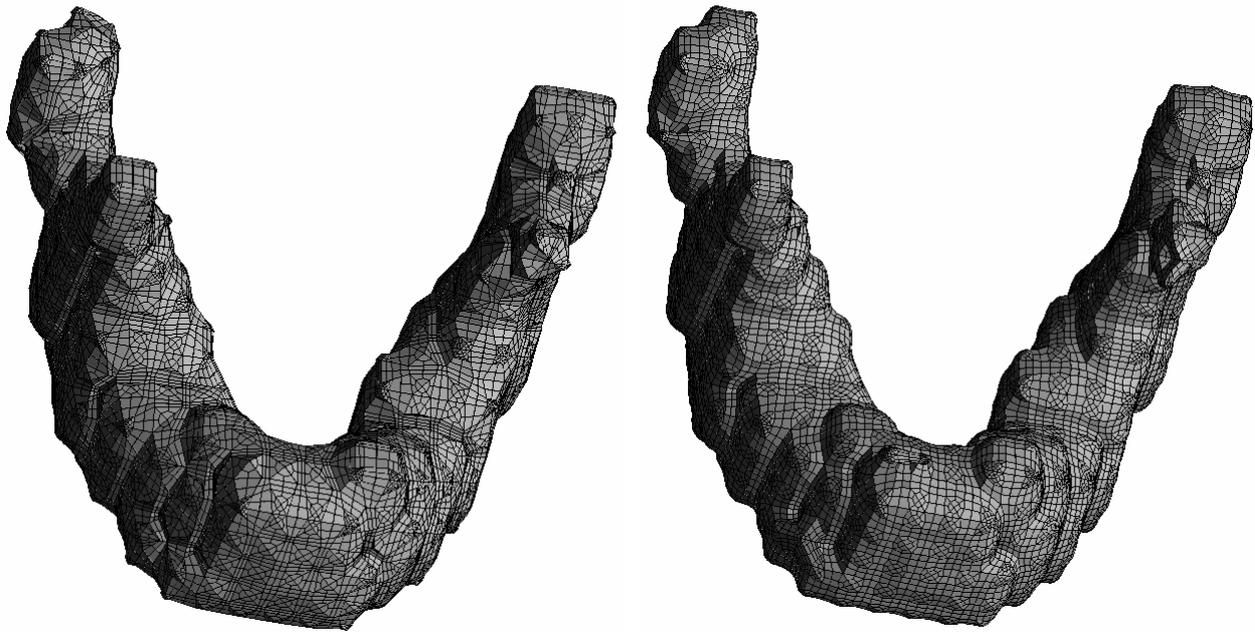


Figure 76: Maillage hexaédrique de la mandibule (pavage de l'espace 17x13x10) à gauche sans optimisation (brut), à droite après optimisation (10 lissages).

	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%)
Jacobien minimal	0,14	0,3
Jacobien <0.25	1760 hexaèdres (48%)	4457 hexaèdres (18%)
Jacobien <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)

Le but premier de l'algorithme d'optimisation est d'améliorer la qualité globale des éléments et plus particulièrement leur jacobien. Cependant 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 reprendre manuellement les éléments de qualité inférieure à seuil requis.

Dans un développement futur une optimisation basée sur la fusion et la division d'éléments devrait être envisagée. La fusion des hexaèdres permettrait d'augmenter leur taille moyenne et les rendrait par conséquent moins sensibles aux déformations qui entraînent une augmentation de la torsion.

Il est à noter que la fiabilité géométrique elle ne change pas. Le maillage avant et après 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.

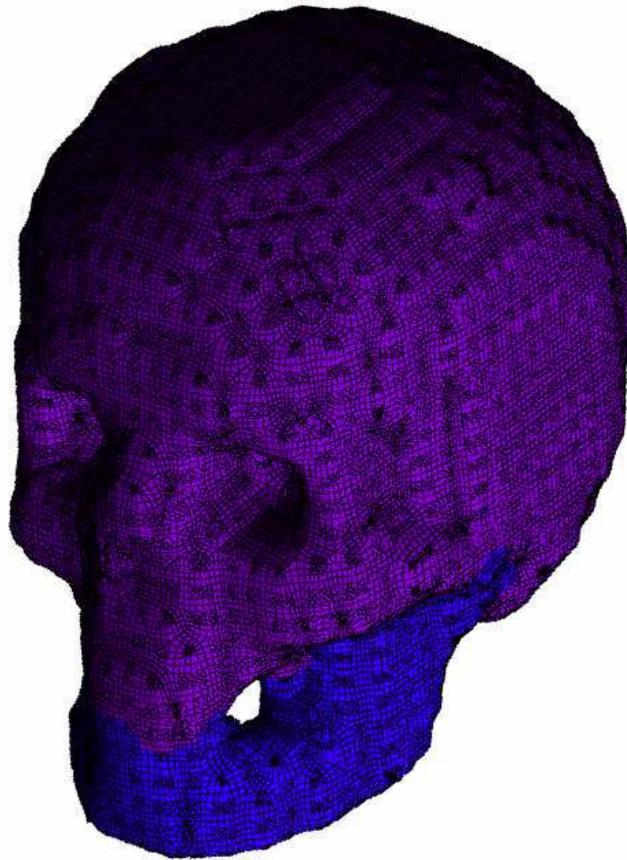


Figure 77: Maillage d'organes en contact, vision des éléments contigus. En bleu la mandibule, en violet l'ensemble crâne et massif facial supérieur.

Le logiciel gère le contact entre la mandibule et l'ensemble crâne et massif facial supérieur. Ceux-ci se font au niveau des dents et des processus condylaires et coronoides. En effet la redivision utilisée (60 x 47 x 36) est trop faible pour que les écarts entre les os à ce niveau puissent être répercutés. Les organes sont parallèles soit gardés jointifs, soit séparés.

III.8. Conclusion

Nous disposons d'une méthode de type maillage par application d'une grille permettant de générer de façon fiable et rapide un maillage volumique composé d'hexaèdres. Les particularités essentielles de notre algorithme sont :

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

Cependant, comme toute méthode de génération de maillage se basant sur une grille, les maillages obtenus pèchent par la qualité moyenne de ses éléments proches de la surface, et ce malgré une bonne efficacité des méthodes d'optimisation. Une phase de retouche manuelle du maillage obtenue est généralement à envisager.

Un point fort de la méthode employée est la fiabilité géométrique. En effet l'optimisation des hexaèdres n'entraîne que peu de modifications sur la surface du maillage. Le modèle ne s'éloigne donc pas 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 est très appréciée. Les maillages résultants aux nœuds face à face sont adaptés à la simulation numérique par éléments finis.

ChapitreIV:R ESULTATSET 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 particuliers sur lequel appliquer la chaîne de traitement. Nous avons décidé de nous intéresser de plus près à l'extrémité 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. Cela lui a donc valu d'être l'objet de nombreux travaux (une revue peut être trouvée dans [DEL02]). Notre but n'étant pas de 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 comparative était un point fort.

Le second argument ayant mené au choix de l'extrémité 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'extrémité céphalique. Cependant, faute de temps, nous n'avons pu nous y intéresser autant que nous l'aurions désiré et notre étude de la tête n'est pas aussi détaillée que nous l'aurions souhaité. 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 éléments finis 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 au sein du laboratoire. Nous avons en particulier travaillé sur la reconstruction tridimensionnelle du pelvis et du membre pelvien ainsi que la reconstruction et le maillage du membre thoracique. Ces études menées en annexe des travaux présentés ici nous ont permis de tester 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 implémentés. Une étude anatomique approfondie de cet organe 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 le traitement de la tête et des diverses autres parties du corps humain lorsque nous désirions effectuer des remarques sur les détails additionnels que ceux-ci peuvent apporter et que la mandibule ne nous permettait pas de mettre en évidence.

IV.2. Détection de contours

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

IV.2.1.1. Introduction

En plus de l'acquisition proprement dite de données sériées sur la tête, il nous a paru intéressant de mener une comparaison entre les deux types de données les plus utilisées au sein du laboratoire : les coupes obtenues par scanner et les coupes sériées anatomiques. Leur confrontation nous a permis de mieux définir quelles sont les particularités de chacune d'entre elles et d'identifier le type d'acquisition de données à utiliser suivant le résultat que l'on recherche.

Nous avons mis au point un protocole expérimental permettant leur comparaison, mais aussi leur combinaison. En effet, superposer les deux types de données permet de les utiliser de mieux et d'affiner les reconstructions d'organes. Nous avons donc mis en place un système de références communes aux deux acquisitions afin de pouvoir par la suite recalibrer les données entre elles.

IV.2.1.2. Ancien protocole expérimental

Nous nous sommes basés sur le protocole de découpe et acquisition de coupes anatomiques sériées utilisé depuis quelques années au laboratoire [GHA93][CHA98]. En un premier temps l'élément anatomique est congelé. En effet, cela permet que les organes ne se déplacent pas lors d'un rapport aux autres une fois que la coupe a été effectuée.

Ensuite l'élément anatomique est placé dans un «sarcophage» dans lequel de la mousse polyuréthane est coulée. Celle-ci a pour fonction de lier l'élément anatomique au sarcophage. Des références (règles en plastique opaque) servant au recalage des coupes entre elles ont préalablement été liées au sarcophage, perpendiculairement au plan de coupe souhaité. La mousse permet donc de créer une solidarité entre l'élément anatomique et ces références de recalage.

Ce bloc est pour finir placé sur une scie verticale et les coupes sont réalisées. L'épaisseur de la scie (et donc des copeaux) est parfaitement connue et l'épaisseur des coupes est mesurée pour chacune d'elles. Une photo de chacune des faces est prise et sa hauteur relative est mémorisée.

Au final nous avons un jeu de photographies de coupes et leur hauteur. Le recalage en X et Y se fera grâce aux règles placées dans le sarcophage de façon à être perpendiculaires au plan de coupe.

Nous avons cependant apporté quelques améliorations à ce protocole, améliorations nécessitées par l'interaction avec l'imagerie scanner.

IV.2.1.3. Nouveau protocole expérimental

Afin de pouvoir comparer ou combiner les données, il est nécessaire qu'elles se superposent de la façon la plus exacte possible. Par conséquent 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.

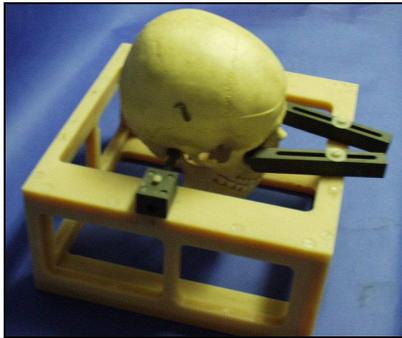


Figure nous avons utilisé un cadre de

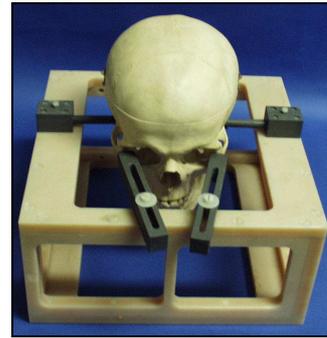


Figure 78: Cadre permettant de positionner la tête dans l'espace.

En utilisant ce guide la position de la tête est parfaitement définie. Cela permet d'obtenir une bonne répétabilité au niveau des coupes et des acquisitions. Il faut ensuite la fixer dans l'espace à l'aide de mousse polyuréthane. Celle-ci doit impérativement englober la tête lors de la découpe, mais, même si elle n'est pas radio-opaque, ce n'est pas nécessaire lors du passage au scanner.

Il faut ensuite la fixer dans l'espace à l'aide de mousse polyuréthane. Celle-ci doit impérativement englober la tête lors de la découpe, mais, même si elle n'est pas radio-opaque, ce n'est pas nécessaire lors du passage au scanner.

Pour ce faire un second cadre a été fabriqué. Il est composé de cinq plaques rigides non radio-opaques formant un bac. Il s'inscrit parfaitement dans le cadre de positionnement. Sur ces plaques on peut superposer des images. Le but de ce cadre est de permettre un premier moussage au niveau du cou du sujet. La tête est congelée donc rigide. Le moussage dans ce cadre permet de la fixer dans l'espace. Le cadre de positionnement peut ensuite être retiré.

Il est composé de cinq plaques rigides non radio-opaques formant un bac. Il s'inscrit parfaitement dans le cadre de positionnement. Sur ces plaques on peut superposer des images. Le but de ce cadre est de permettre un premier moussage au niveau du cou du sujet. La tête est congelée donc rigide. Le moussage dans ce cadre permet de la fixer dans l'espace. Le cadre de positionnement peut ensuite être retiré.

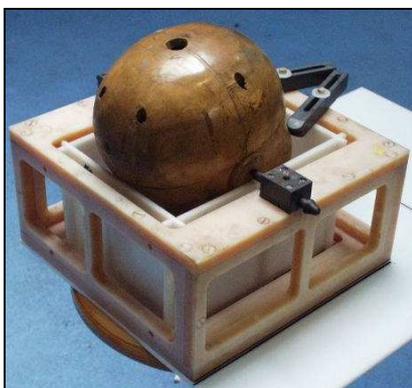


Figure 79: Cadre de moussage en position dans le guide.

Les deux composantes de la mousse polyuréthane sont mélangées et versées dans le cadre intérieur jusqu'à ce que la mousse recouvre le cou et le menton du sujet. Une fois le moussage effectué on place les références sur l'extérieur du coffrage. Le coffret a été pré-percé de façon à pouvoir tendre de petits tubes le long des plaques. Ceux-ci sont destinés à recevoir un liquide de contraste qui sera visible au scanner et permettra de superposer les images obtenues. Une deuxième série de références est placée sur les plaques. Il s'agit de règles en plastique qui elles sont destinées à servir de point de repère pour la superposition des coupes sériées anatomiques. Elles seront parfaitement

mélangées et versées dans le cadre intérieur jusqu'à ce que la mousse recouvre le cou et le menton du sujet. Une fois le moussage effectué on place les références sur l'extérieur du coffrage. Le coffret a été pré-percé de façon à pouvoir tendre de petits tubes le long des plaques. Ceux-ci sont destinés à recevoir un liquide de contraste qui sera visible au scanner et permettra de superposer les images obtenues. Une deuxième série de références est placée sur les plaques. Il s'agit de règles en plastique qui elles sont destinées à servir de point de repère pour la superposition des coupes sériées anatomiques. Elles seront parfaitement

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

Nous avons placé sur le coffret quatre règles de références au bas du coffret et six tubes le long des plaques, parallèlement aux règles plastiques afin de pouvoir corréler les références.



Figure 80: Tête de souris dans son cadre.

➤ *Acquisition scanner*

Nous avons acquis deux séries de données scanner. Elles sont toutes deux composées de coupes frontales de taille 512 x 512 pixels. Les images ont été récupérées sous format DICOM. La première série est composée de 65 coupes acquises tous les 3 millimètres, la seconde de 193 coupes acquises tous les millimètres.

Elles sont toutes deux composées de coupes frontales de taille 512 x 512 pixels. Les images ont été récupérées sous format DICOM. La première série est composée de 65 coupes acquises tous les 3 millimètres, la seconde de 193 coupes acquises tous les millimètres.



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

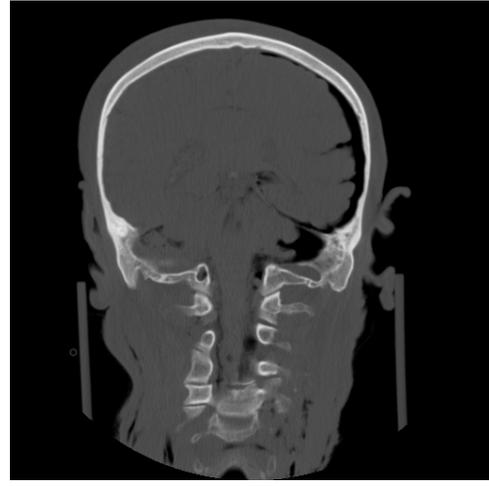
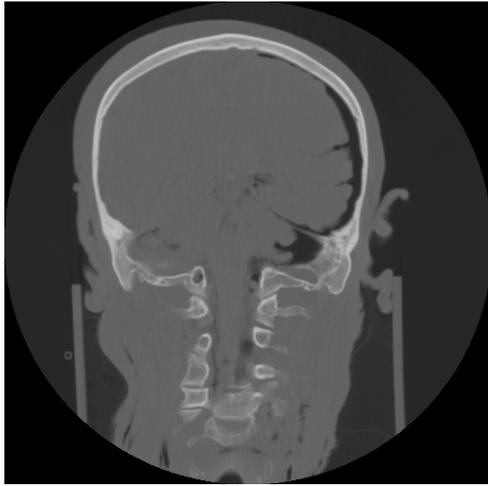


Figure 82: Résultats du scanner.
Réglages du contraste: Automatique à gauche et «Bone» à droite

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

➤ *Coupe sériées*

Un cadre de détails supérieure est placé autour du montage afin de pouvoir immerger la tête dans un bloc de mousse. Nous avons procédé à une fabrication identique à celle de l'étape IV.3.5.



Figure 83: Montage en position dans le cadre supérieur.

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 au moment de la coupe: un capteur laser et un capteur à fil. Tous deux permettent de calculer l'épaisseur de la coupe effectuée et celle du copeau obtenu. Trois mesures au pied à coulisse sont réalisées sur chacune des coupes (gauche, droite et milieu bas de la coupe) afin de contrôler les mesures. Les valeurs données par les capteurs et les mesures au pied à coulisse sont entrées dans un tableau Excel permettant de suivre pas à pas la découpe du bloc et de surveiller les éventuelles déviations induites par la lame. Ces valeurs nous permettent par la

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

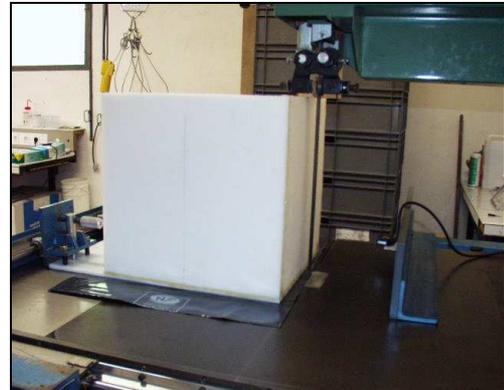
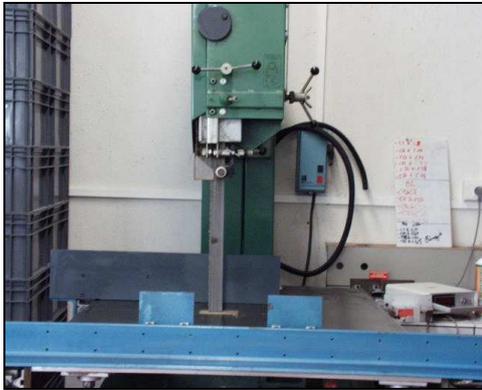


Figure 84: Scie utilisée (à gauche) et bloc en position pour la coupe (à droite).



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

Les coupes sont placées dans un bac au congélateur afin de les conserver rigides. Chaque face de chaque coupe est nettoyée puis photographiée à l'aide d'un statif. Deux photos sont prises, une avec un appareil photo argentique, l'autre avec un appareil photo numérique. Les photos prises avec l'appareil argentique sont développées en diapositives puis scannées avec un scanner adapté.

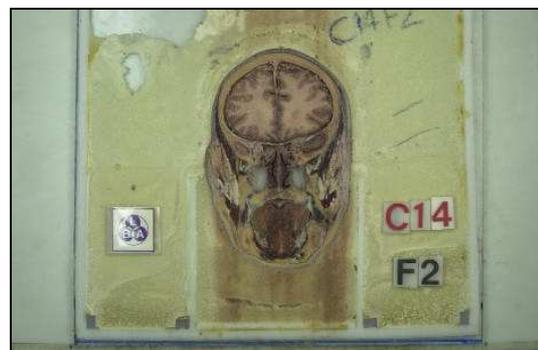


Figure 86: Coupe avant et après nettoyage.

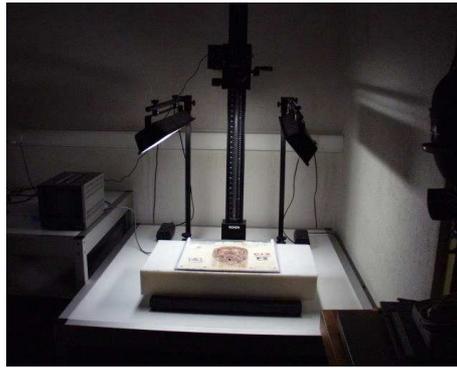


Figure 87: Montage d'un statif (appareil numérique).



Figure 88: À gauche la photographie numérique, à droite une diapositive numérisée.

Nonobstant la différence de teinte observée, les photos et les diapositives offrent aussi une nette différence de résolution.

	Format	Taille	Résolution
Photographie numérique	TIFF	7.87 Mo	2000x1312 pixels
Diapositive numérisée	BMP	5.50 Mo	1616x1134 pixels

Ladécoupe de la tête et l'acquisition des photos ont duré 8 jours. Les deux premiers jours ont été consacrés aux réglages de la caméra et à différents tests. Le volume total de la tête nous a permis d'obtenir 30 coupes anatomiques la décrivant entièrement. Ci-dessous sont résumés 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
Épaisseur des coupes	5,00	5,25	0,25
Déviations gauches	0,00	0,03	0,03
Déviations droites	0,00	-0,05	-0,05

Table 13: Tableau récapitulatif des principales données obtenues.

Les déviations totales pour le bloc entier sont de 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 été effectuée un peu plus à gauche. L'angle de rotation est de 0,32 degrés.

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 été effectuée un peu plus à gauche. L'angle de rotation est de 0,32 degrés.

Les écarts entre les valeurs recherchées et les valeurs obtenues sont suffisamment faibles pour être négligeables, ils se mesurent dixième de millimètre. Une épaisseur de scie plus faible que prévue (due à l'usure de celle-ci) nous a même permis d'obtenir des espaces entre les coupes plus faibles, ce dont nous avons profité pour épaissir légèrement les coupes et ainsi les rendre plus rigides et plus facilement manipulables.

Les écarts entre les valeurs recherchées et les valeurs obtenues sont suffisamment faibles pour être négligeables, ils se mesurent dixième de millimètre. Une épaisseur de scie plus faible que prévue (due à l'usure de celle-ci) nous a même permis d'obtenir des espaces entre les coupes plus faibles, ce dont nous avons profité pour épaissir légèrement les coupes et ainsi les rendre plus rigides et plus facilement manipulables.

Nous avons été amenés à faire un grand nombre d'observations et de constatations tout au long de l'établissement du protocole:

Nous avons été amenés à faire un grand nombre d'observations et de constatations tout 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 contraste. Il est donc possible de dépasser de certaines des références qui sont redondantes.
- Il serait souhaitable de positionner les références non pas aux extrémités du montage mais plutôt à proximité des centres des faces du cadre de moussage. En effet, les références du prototype étaient hors champ, ce qui gêne par conséquent le recalage.
- La mousse a une très faible opacité au scanner. Cela permettra dans les acquisitions ultérieures de mousser entièrement la tête. Cela préservera un peu plus longtemps la décongélation et la fixera totalement.
- Les cathéters étant bien visibles à la coupe on peut envisager de se passer des règles en injectant les tubes avec de la résine. Cela permettra d'éviter la déformation au moussage qu'ils ont subi. La résine devra être d'une couleur différente car au jour le jour, rendant leur dissociation visuelle plus difficile.
- Malgré toutes les précautions prises les structures molles décongelent rapidement et par conséquent bougent. Il en résulte des problèmes de mise en correspondance.

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 avec précision les particularités de la mandibule car elle nous servira par la suite de fil conducteur dans la reconstruction et le maillage et permettra de mettre en évidence la précision des reconstructions tridimensionnelles. Les descriptions anatomiques contenues dans ce manuscrit sont principalement tirées de [ROU02]. Elles suivent la nouvelle nomenclature.

La mandibule est située à la partie inférieure de la face. On lui distingue trois parties : une partie moyenne, le corps, et deux parties latérales, les branches montantes, qui s'élèvent aux deux extrémités postérieures du corps (Figure 89).

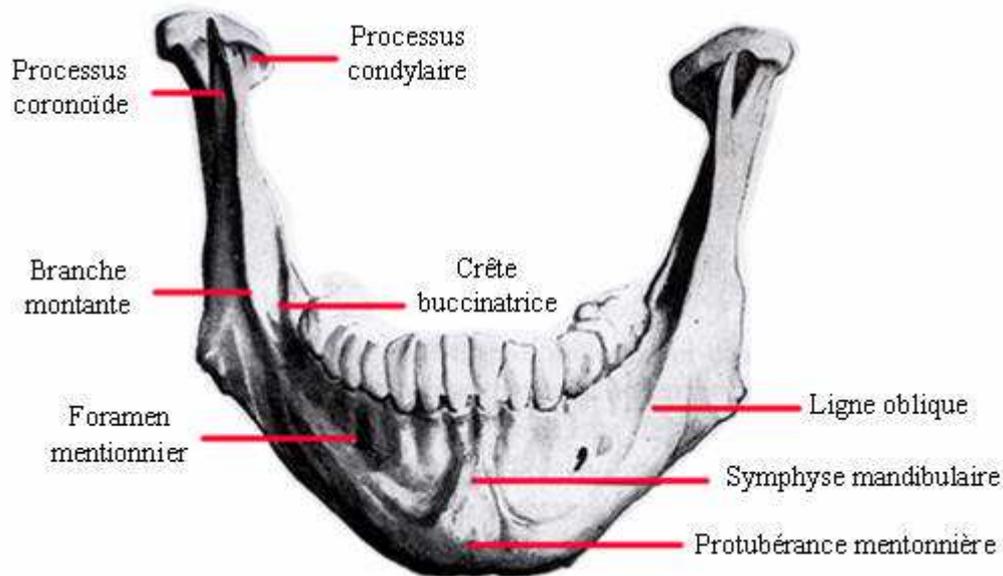


Figure 89: Mandibule, vue antérieure.

IV.2.2.1. Le corps

Le corps est incurvé en fer à cheval. Il présente une face antérieure convexe, une face postérieure concave, un bord supérieur ou alvéolaire et un bord inférieur libre.

ne face antérieure convexe, une face postérieure concave, un bord supérieur ou alvéolaire 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.

La symphyse mandibulaire. Elle est la trace de l'union des deux pièces latérales. La symphyse se termine en bas, sur le sommet d'une saillie triangulaire à base inférieure, la protubérance mentonnière.

De celle-ci naît de chaque côté une crête, appelée crête buccinatrice, qui se dirige en arrière en haut et se continue avec la lèvre latérale du bord mandibulaire. Au dessus de la ligne oblique se trouve un orifice, le foramen mentonnier, situé à égale distance des deux bords de la mâchoire inférieure, tantôt par l'une ou l'autre des deux prémolaires, tantôt par l'une ou l'autre des deux incisives.

La ligne oblique, qui se dirige en arrière en haut, se termine sur le bord antérieur de la branche montante de la mandibule. Cet orifice est situé sur une verticale passant tantôt entre et sur ces deux dents. Il livre passage aux vaisseaux et aux nerfs mentonniers.

➤ Face postérieure

On observe sur la partie médiane, et près du bord inférieur, quatre petites saillies superposées, deux à droite, deux à gauche; ce sont les épines mentonnières supérieures et inférieures. Les épines mentonnières supérieures donnent insertion aux muscles génio-glosses; les inférieures, aux muscles génio-hyoïdiens. Assez souvent les épines mentonnières inférieures, et parfois même les quatre processus, sont fusionnés en une seule.

On observe sur la partie médiane, et près du bord inférieur, quatre petites saillies superposées, deux à droite, deux à gauche; ce sont les épines mentonnières supérieures et inférieures. Les épines mentonnières supérieures donnent insertion aux muscles génio-glosses; les inférieures, aux muscles génio-hyoïdiens. Assez souvent les épines mentonnières inférieures, et parfois même les quatre processus, sont fusionnés en une seule.

Des épines mentonnières naît, de chaque côté, une crête, la ligne oblique interne ou mylohyoïdienne. La ligne mylo-hyoïdienne se porte en haut et en arrière et se termine sur la lèvre médiale de son bord antérieur; elle

Des épines mentonnières naît, de chaque côté, une crête, la ligne oblique interne ou mylohyoïdienne. La ligne mylo-hyoïdienne se porte en haut et en arrière et se termine sur la lèvre médiale de son bord antérieur; elle

donne attache au muscle mylo-hyoïdien. Au-dessous d'elle court un étroit sillon, appelé sillon mylo-hyoïdien, où cheminent les vaisseaux et nerfs 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 alvéolaire du corps maxillaire est creusé de cavités, les alvéoles, pour les racines des dents.

Le bord inférieur, est épais, moussu, lisse. Il présente, un peu en dehors de la ligne médiane, une surface ovale, légèrement déprimée, la fosse digastrique, sur laquelle s'insère le ventre antérieur du muscle digastrique.

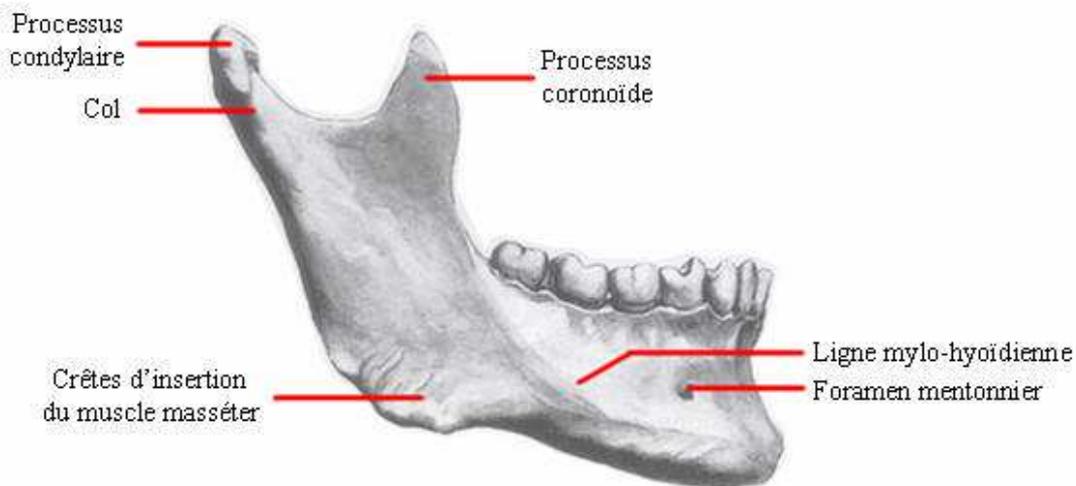


Figure 90: Mandibule, vue latérale.

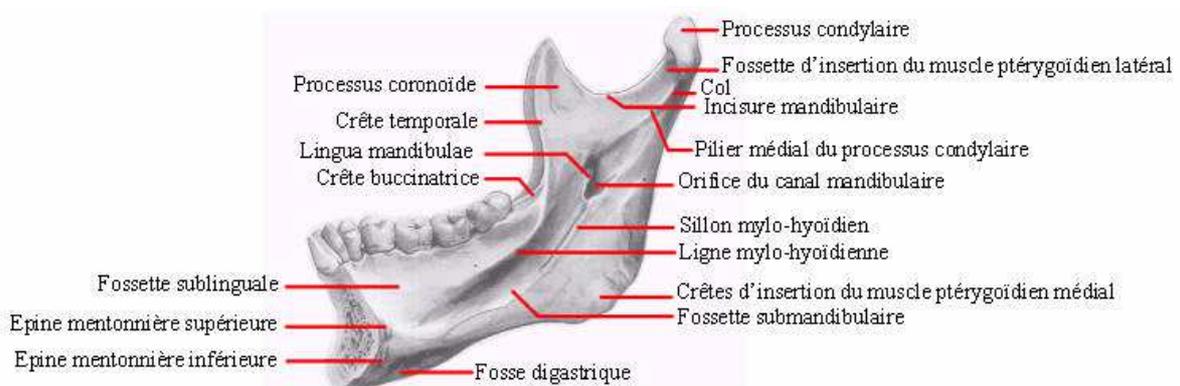


Figure 91: Mandibule, vue médiale.

IV.2.2.2. Branches montantes

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.

➤ *Face latérale*

On voit dans sa partie inférieure des crêtes rugueuses, obliques en bas et en arrière, sur lesquelles s'insèrent les tendons du muscle masséter (Figure 90).

➤ *Face médiale*

Il existe également sur la partie inférieure de la face médiale 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 d'une ligne menée du tragus à l'angle antéro-inférieur du muscle masséter. Il est limité en avant par une saillie triangulaire aigüe, 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 la précédente, l'anti-lingula. C'est à l'orifice du canal mandibulaire que commence le sillon mylo-hyoïdien déjà décrit.

➤ *Bords*

Le bord antérieur est compris entre deux crêtes ou 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 est en continuité plus ou moins directe avec la ligne mylo-hyoïdienne du corps de la mandibule. En haut, la lèvre monte sur la face médiale de la branche montante et du processus coronoïde en formant un relief, la crête temporale.

On voit dans la gouttière que limitent en bas les deux lèvres du bord antérieur une crête oblique en bas et en dehors, la crête buccinatrice; elle donne insertion au muscle buccinateur (Figure 89).

Les deux lèvres du bord antérieur donnent insertion à des faisceaux tendineux du muscle temporal.

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 inférieur du corps de la mandibule; il forme en arrière, en se réunissant avec le bord postérieur de la branche montante, l'angle de la mandibule. Il est souvent creusé dans sa partie antérieure d'une dépression transversale due au passage de l'artère faciale.

Le bord supérieur présente deux saillies, l'une postérieure, le processus condyloïde, l'autre antérieure, le processus coronoïde, séparées l'une de l'autre par l'incisure mandibulaire.

Le processus condyloïde est une éminence oblongue, dont le grand axe est dirigé de dehors en dedans et un peu d'avant en arrière. Il déborde beaucoup plus sur la face médiale que sur la

face latérale de la branche montante de la mandibule, dont les deux versants antérieur et postérieur se continuent en bas avec une surface confondue avec l'extrémité supérieure du bord postérieur.

On lui reconnaît une face supérieure en arrière qui s'articule avec l'os temporal. Le processus triangulaire dont le sommet inférieur se trouve sur le bord de la branche montante.

Le processus condyloïde présente de plus, dans la partie latérale, une petite rugosité déterminée par l'articulation temporo-mandibulaire. Le processus est rétréci, le col du condyle. Celui-ci est creusé, en dedans et en avant, d'une fossette rugueuse où s'insère le muscle ptérygoïdien latéral. Sur la face médiale du col du condyle se voit une saillie, le pilier médial du processus condyloïde latéral et qui se prolonge en bas et en avant jusqu'à l'insertion du muscle ptérygoïdien latéral (Figure 91).

La face latérale est lisse. La face médiale présente une crête temporale déjà décrite. Son bord antérieur se continue avec la lèvre latérale du bord antérieur, concave en arrière, limite en avant l'incisure mandibulaire. Sa base se continue avec l'os. Son sommet supérieur est mousseux. Le processus condyloïde donne insertion au muscle temporal.

L'incisure mandibulaire, large et profonde, concave en haut, fait communiquer les régions massétérine et zygomatique et livre passage aux vaisseaux et nerfs massétérins.

L'incisure mandibulaire, large et profonde, concave en haut, fait communiquer les régions massétérine et zygomatique et livre passage aux vaisseaux et nerfs massétérins.

IV.2.3. Détection des contours

IV.2.3.1. Organes à traiter

Nous avons décidé à l'origine de cette étude de nous intéresser à la grande diversité des organes présents dans le segment céphalique. Or il est apparu que les organes principaux représentés dans les modèles éléments finis de la tête sont généralement un ensemble composé du crâne et du massif facial supérieur, les os de la face, la mandibule et le cerveau (une revue des principaux modèles peut être trouvée dans [DEL02]). Nous avons donc concentré notre attention sur ces trois organes.

Nous nous sommes intéressés à la grande diversité des organes présents dans le segment céphalique. Or il est apparu que les organes principaux représentés dans les modèles éléments finis de la tête sont généralement un ensemble composé du crâne et du massif facial supérieur, les os de la face, la mandibule et le cerveau (une revue des principaux modèles peut être trouvée dans [DEL02]). Nous avons donc concentré notre attention sur ces trois organes.

De plus l'opportunité de mener une étude complète de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur en collaboration avec Christophe Delille, doctorant au LAMIH, de la détection des contours à la validation du modèle numérique, nous a poussé à étudier plus particulièrement la détection des parties osseuses. L'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur et la mandibule ont ainsi fait l'objet d'une attention encore plus poussée que les autres organes, le cerveau étant quant à lui recherché en complément de la boîte crânienne.

De plus l'opportunité de mener une étude complète de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur en collaboration avec Christophe Delille, doctorant au LAMIH, de la détection des contours à la validation du modèle numérique, nous a poussé à étudier plus particulièrement la détection des parties osseuses. L'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur et la mandibule ont ainsi fait l'objet d'une attention encore plus poussée que les autres organes, le cerveau étant quant à lui recherché en complément de la boîte crânienne.

IV.2.3.2. Détection des organes

Les deux images de la Figure 92 sont un exemple de coupes obtenues en mettant en œuvre le protocole décrit dans la section IV.2.1.3. Elles représentent une coupe scanner et une coupe série effectuée suivant un plan frontal au niveau de l'oreille. Elles passent notamment par le cerveau, les ventricules latéraux, le cervelet et le tronc cérébral. Avant de préciser les différents paramètres que nous avons utilisés pour détecter les organes sur ces deux types de coupes il est important de remarquer qu'au niveau de l'acquisition scanner les réglages qui ont permis de mettre en exergue les os. Mais en contrepartie les masses

Les deux images de la Figure 92 sont un exemple de coupes obtenues en mettant en œuvre le protocole décrit dans la section IV.2.1.3. Elles représentent une coupe scanner et une coupe série effectuée suivant un plan frontal au niveau de l'oreille. Elles passent notamment par le cerveau, les ventricules latéraux, le cervelet et le tronc cérébral. Avant de préciser les différents paramètres que nous avons utilisés pour détecter les organes sur ces deux types de coupes il est important de remarquer qu'au niveau de l'acquisition scanner les réglages qui ont permis de mettre en exergue les os. Mais en contrepartie les masses

musculaires et grasses ainsi que les diverses parties du cerveau sont devenues plus difficilement discernables.

parties du cerveau sont devenues plus

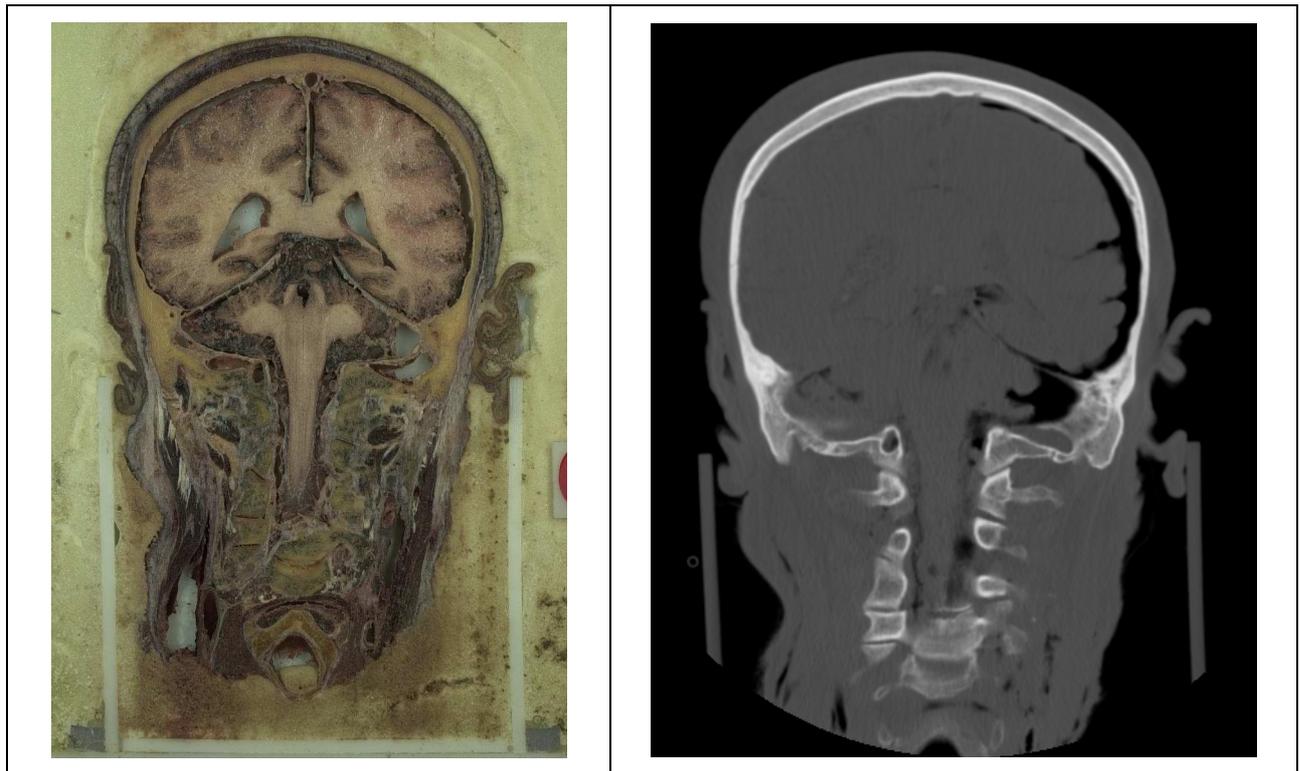


Figure 92: Coupes sériees et scanner en correspondance.

Pour rappelles structures et organes à détecter sur chaque coupe sont les suivants:

- L'ensemble crâne et massif facial supérieur, la mandibule, le cerveau, le cervelet, le tronc cérébral pour les organes;
- Les règles en plastique afin d'avoir un équivalent distance pour les coupes sériees;
- Les cathéters afin de permettre un recalage 3D ultérieure entre les reconstructions obtenues.

En utilisant les diverses remarques faites au cours du premier chapitre sur les types d'images et les organes que l'on peut détecter nous avons fixé les jeux de paramètres utilisés pour détecter les os sur chaque coupe:

- Un renforcement des blancs suivi d'un lissage et finalement un seuillage à 100 pour les coupes scanner. Le renforcement des blancs met en évidence les os et le lissage atténue les perturbations générées par les parasites. Le seuil a été évalué en fonction du seuil HU à partir duquel les os apparaissent.
- Un lissage suivi d'un filtre de Sobel puis un renforcement des blancs et finalement une segmentation par Ligne de Partage des Eaux sont utilisés pour les coupes sériees anatomiques. Le lissage et le renforcement des blancs suivant l'application du filtre de Sobel permettent de s'affranchir des parasites et de conserver les séparations entre les diverses régions. Nous désignons ensuite les régions correspondant aux os recherchés et nous les agrégons.

Pour l'ensemble crâne et massif facial supérieur la dernière coupe, correspondant à l'arrière de la tête, permet de ne pas avoir à désigner tous les os de la face lors de la première acquisition. Une attention particulière doit être portée aux coupes où l'atlas (première vertèbre) et la mandibule se rapprochent et/ou en contact avec la boîte crânienne. Des retouches manuelles sont alors nécessaires afin d'éviter une fausse détection et donc la fusion erronée des organes.

propagation des contours se fait de la dernière coupe, vers la première coupe. Cette façon de procéder permet de ne pas avoir à désigner tous les os de la face lors de la première acquisition. Une attention particulière doit être portée aux coupes où l'atlas (première vertèbre) et la mandibule se rapprochent et/ou en contact avec la boîte crânienne. Des 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 porter une attention particulière à la mandibule qui se rapproche de la dernière coupe où elle apparaît à l'extrémité supérieure. Il n'est nécessaire de porter une attention particulière à la mandibule qu'au moment de son contact avec le crâne (voir Figures suivantes).

tir de la dernière coupe où elle apparaît à l'extrémité supérieure. Il n'est nécessaire de porter une attention particulière à la mandibule qu'au moment de son contact avec le crâne (voir Figures suivantes).

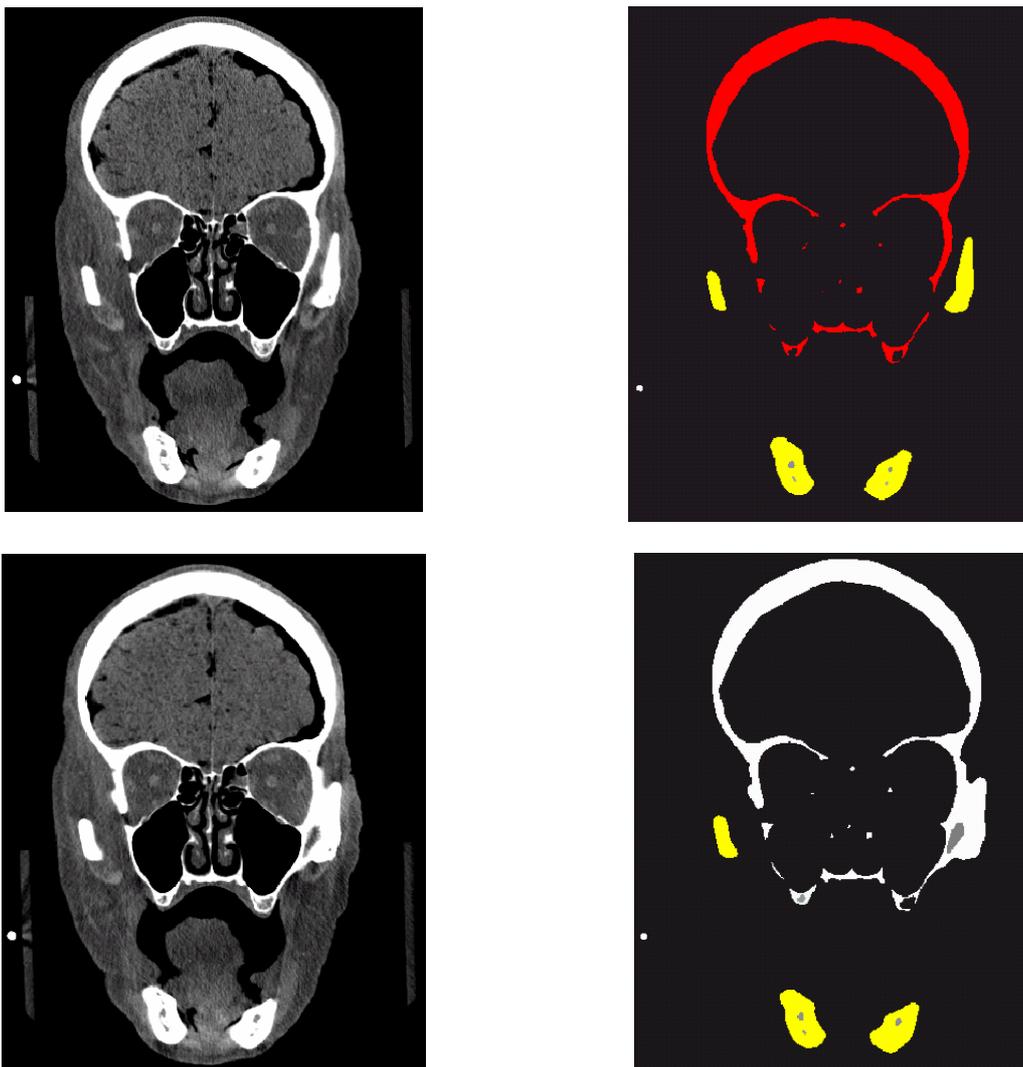


Figure 93: Exemple d'erreur de détection. Sur la coupe du haut, l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur (en rouge) et la mandibule (en jaune) sont séparés lors de la détection. Sur la coupe suivante une intervention manuelle est requise pour les séparer.

La distinction entre cerveau, cervelet et tronc cérébral ne peut se faire que sur les coupes anatomiques. Comme remarqué précédemment sur les coupes scanner ces structures se devinent mais ne se distinguent pas. Pour obtenir leur contour il serait nécessaire qu'un anatomiste fasse une acquisition manuelle en 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 éliminant les parasites permette de mieux les détecter. De plus le tronc cérébral possède la particularité d'être une structure claire au milieu de structures foncées, ce qui rend sa distinction plus facile à l'aide d'un filtre de Sobel. Le cervelet et le cerveau sont tous deux entourés par des structures les délimitant. Là aussi une telle démarcation anatomique facilite la détection de ces deux organes. Un second lissage a cependant été appliqué pour la détection du cervelet, sa texture étant plus marquée que celle des deux autres organes.

IV.2.3.3. Détection des autres structures

Les références (règles et cathéters) et le cadre utilisés sont détectables en utilisant des paramètres similaires aux os. En effet ces sont des structures claires et d'une texture uniforme, entourées de mousse, structure blanche sur fond noir pour le scanner et structure claire sur fond jaunâtre pour les coupes sériées.

Cependant nous ne nous sommes servis que du cadre pour recalibrer les données entre elles. En effet les cathéters ont été déformés par la mousse lors de son expansion et leur position n'est donc pas fiable. Les hauts du cadre furent donc notre référence pour le recalage en 3D et ont donc dû être détectés.

IV.2.3.4. Résumé de la procédure

Quel que soit le type d'image traité le travail de détection des structures est donc organisé comme suit :

1. Détection des os (ensemble crâne et massif facial supérieur, et mandibule) et des références (règle et cadres) en utilisant les réglages définis dans la section IV.2.3.2 et en 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 chacun d'eux à la première coupe à laquelle ils apparaissent.

Les diverses mesures permettant de comparer les détectations sur image scanner et coupes sériées anatomiques sont résumées dans le tableau suivant :

	Coupe scanner	Coupe sériées
Nombre de coupes	193	60
Résolution des images	512x512 pixels	2000x1312 pixels
Zone de l'image occupée par la tête	410x512 pixels	810x1100 pixels
Espacement entre deux pixels	0,47 mm	0,21 mm
Temps de détection:		
Os + structures de référence	Une journée	Une journée
Cerveau, cervelet, tronc cérébral	-	Trois jours
Nombre de contours/Nombre moyen de points par contour:		
Ensemble crâne et massif facial supérieur	163/1834	50/2120
Mandibule	73/414	20/490
Cerveau	X	47/880
Cervelet	X	18/442
Tronc cérébral	X	9/280

Table 14: Comparaison de la détection effectuée sur les deux types d'imageries.

La différence de résolution que nous avons déjà évoquée lors de la description des différents types d'imagerie est sensible lorsque l'on compare le nombre moyen de points par contour de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur et de la mandibule. De même, la tête étant un petit segment, le nombre de coupes scanner la décrivant est bien plus élevé (trois fois supérieur) que le nombre de coupes anatomiques correspondantes. La meilleure résolution de celles-ci ne permet donc pas de rattraper la perte de données entre les coupes, ce qui va déséquilibrer la future reconstruction tridimensionnelle en apportant plus de résolution sur une coupe qu'il n'en serait utile. Cependant il ne faut pas négliger le fait que la qualité des images anatomiques et le nombre d'organes qu'on peut identifier sur les coupes anatomiques rendra toujours ce type d'imagerie précieux.

C'est donc en prenant en compte l'utilisation finale et les organes que l'utilisateur désire détecter qu'il faudra choisir le type d'acquisition. Le traitement des images scanner bénéficie d'une très bonne vitesse d'extraction et d'une précision spatiale meilleure, mais ne peut convenir pour tous les organes. Si l'étude à mener porte sur des organes bien précis et moins aisés à repérer sur une image scanner, les coupes anatomiques sont le meilleur choix. Leur traitement sera certes moins rapide et la précision spatiale un peu moins faible mais les résultats obtenus dans la distinction des organes et ceux qui leur permettent une plus grande fidélité à l'anatomie.

IV.2.4. Travaux complémentaires

Nous avons contribué à trois études à buts et à moyens différents afin de pousser nos comparaisons entre les différents types d'imagerie et les organes à discerner.

IV.2.4.1. Etude des muscles du membre pelvien

La première de ces études fut menée sur les muscles du membre pelvien en collaboration avec Michel Behr du LBA [BEH02]. Elle est basée sur 400 coupes IRM. Le but est d'obtenir une description géométrique fine de l'ensemble des 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. Les variations de géométrie de chaque muscle et d'apprécier l'effet réel d'une contraction des muscles.

ant 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'apprécier 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 (section IV.2.3.2). Leur détection fut rapide et sans erreur.

utilisé les mêmes réglages que pour la détection des os de la tête sur les images scanner (section IV.2.3.2). Leur détection fut rapide et sans erreur.

La détection des divers faisceaux musculaires s'est faite 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 faisceaux musculaires étant séparés par de fines couches de graisse leur différenciation fut facilitée.

elle aussi faite 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 faisceaux musculaires étant séparés par de fines couches de graisse leur différenciation fut facilitée.

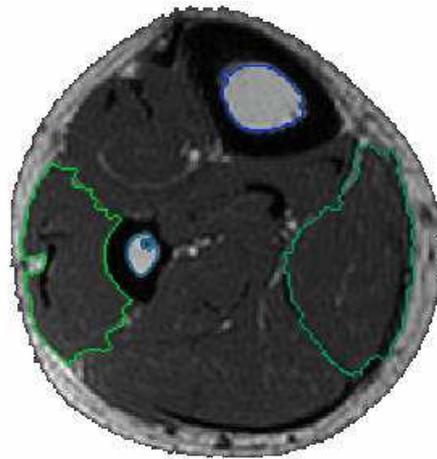


Figure 94: Oset faisceaux musculaires détectés sur une coupe d'un membre pelvien

Une attention particulière a dû être portée à certaines coupes leur différenciation était difficile et a requis une reprise manuelle des contours détectés par l'algorithme.

éparation des faisceaux musculaires. Sur certaines coupes leur différenciation était difficile et a requis 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 cet type d'acquisition même si le fait que 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 largeur des pixels n'était pas trop disproportionnée comparativement à l'épaisseur des coupes réalisées. L'étude de l'influence de la disproportion est effectuée dans une section ultérieure dédiée à la reconstruction tridimensionnelle.

une série d'images IRM. Cela nous a permis de nous trouver confrontés à un manque de résolution de cet type d'acquisition même si le fait que 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 largeur des pixels n'était pas trop disproportionnée comparativement à l'épaisseur des coupes réalisées. L'étude de l'influence de la disproportion est effectuée dans une section ultérieure dédiée à la reconstruction 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 scanner du thorax en collaboration avec Lionel Tholon 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, muscles, os, organes et parties osseuses.

t menée sur une série de 296 coupes scanner du thorax en collaboration avec Lionel Tholon 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, muscles, os, organes et parties osseuses.

Les images scanners sur lesquelles nous avons travaillé étaient de qualité médiocre. En effet, les coupes ont été effectuées sur le thorax entier, leur grand nombre a nécessité de réduire la résolution des images acquises. Aussi il a été nécessaire de recourir au tracé manuel des contours pour tous les organes non osseux. Leur différenciation mal aisée, même pour un anatomiste, a entraîné considérablement l'ensemble du processus.

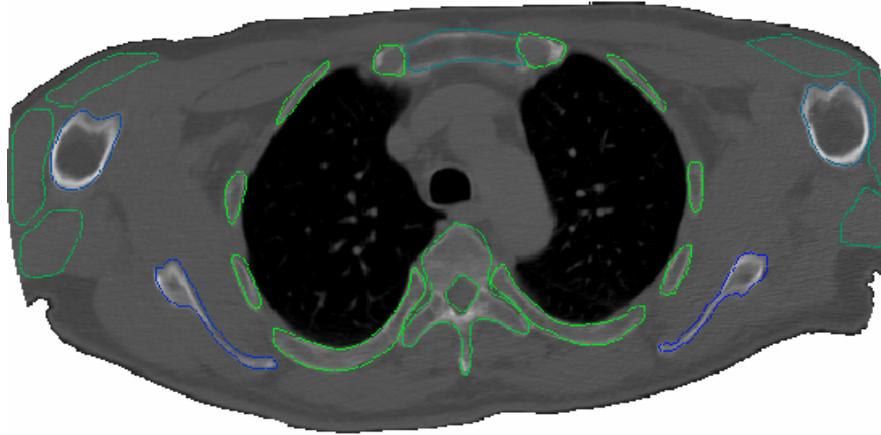


Figure 95: Contours d'os et de muscles sur une image scanner de thorax.

Cette étude nous a confronté au manque de précision de l'image. En effet, non seulement les coupes ont été effectuées sous les 1,3 millimètres (car le thorax a une hauteur d'environ trente centimètres) mais de plus l'espacement entre deux pixels consécutifs est de 0,7 millimètres, ce qui est très inférieur aux distances obtenues lors du traitement du segment céphalique. En conséquence les petites structures (ligaments, tendons...) ont difficilement pu être décrites et leur traitement par contourage et ultérieurement sur leur connaissance théorique plus que sur leur description géométrique. Même si la fiabilité des contours détectés n'est donc pas remise en cause, le temps d'exploitation des données a drastiquement augmenté car la propagation des contours sur une série de coupes est maintenant inutilisable.

IV.2.4.3. Etude du pelvis

La troisième étude fut menée sur le bassin, et plus particulièrement sur le pelvis, en collaboration avec Ludovic Lino [LIN02]. Le but est d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle d'une grande précision afin d'évaluer l'orientation du cotyle dans l'espace. Cela repose sur la mesure de l'angle d'antéversion et de l'inclinaison. L'étude s'appuie sur 30 coupes sériées anatomiques effectuées selon l'ancien protocole de coupe (voir section IV.2.1.2).

La détection du bassin utilisa la même configuration de paramètres que la détection de l'ensemble crâne et massifs faciaux supérieurs et de la mandibule sur les coupes sériées de la tête. Cependant de nombreuses retouches manuelles durent être faites afin de corriger les problèmes de détection engendrés par des traces de rouge provenant d'un mauvais nettoyage des coupes. Ces coupes avaient en effet été prévues pour un contourage manuel et ne répondaient donc pas totalement aux critères de visibilité plus poussés que nécessite une détection automatique.



Figure 96: Contours du bassin sur coupes série anatomique.

IV.3.Reconstruction et maillages surfacique

IV.3.1.Reconstruction géométrique

C'est durant cette étape (ainsi que dans la suivante) que les problèmes de disproportion sont détectés lors de l'extraction des contours des organes. En effet, même s'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 en sorte que le pavage de l'espace se rapproche le plus possible d'un pavage cubique. Pour ce faire la méthode de division de l'espace, décrite section II.4.2, est utilisée, impliquant cependant une perte de précision.

que les problèmes de disproportion peuvent prendre toute leur importance. L'aller avec un découpage disproportionné de l'espace, décrite section II.4.2, est on ne peut pas pour autant disgracieuse, elle peut être améliorée en faisant en sorte que le pavage de l'espace se rapproche le plus possible d'un pavage cubique. Pour ce faire la méthode de division de l'espace, décrite section II.4.2, est utilisée, impliquant cependant une perte de précision.

Lors du premier chargement des données le logiciel de reconstruction indique les proportions exactes de l'espace défini par les données : la distance (en millimètres) en X, Y et Z entre deux points consécutifs. Il indique aussi l'orientation de l'organe 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.

le logiciel de reconstruction indique les proportions exactes de l'espace défini par les données : la distance (en millimètres) en X, Y et Z entre deux points consécutifs. Il indique aussi l'orientation de l'organe 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 cré-échantillonnage des modèles et donc du temps nécessaire à leur génération. Si le but recherché pour la reconstruction 3D est une grossière visualisation de l'objet pour validation, étape transitoire avant le maillage surfacique, une division plus rudimentaire de l'espace peut être définie afin

l'espace est la diminution de la taille des divisions de l'espace. Si le but recherché pour la reconstruction 3D est une grossière visualisation de l'objet pour validation, étape transitoire avant le maillage surfacique, une division plus rudimentaire de l'espace peut être définie 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 détail est évidemment donnée. Si le but recherché est une représentation l'espace entier doit être utilisé.

la conséquence d'un ré-échantillonnage de fine de chacun des détails de l'organe

Afin de donner plus de précisions à propos de la façon de fixer nous allons décrire en détail la procédure. Comme nous l'avons précisé dans l'introduction, cette géométrie permet d'illustrer avec clarté les points qui peuvent apporter ou provoquer les diverses options

où 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.

La mandibule est reconstruite à partir de ses 72 coupes. L'espacement initial entre deux pixels consécutifs. Ces valeurs sont déduites de trois valeurs relevées : la largeur en pixels et en centimètres de la fenêtre a effectuées. L'espacement en X et en Y entre deux pixels en centimètres divisée par sa taille en pixels l'espacement entre les coupes. De plus la mandibule a 200 pixels de largeur en X, 200 pixels en Y et 72 coupes

ontours détectés sur les images scanner. est 0,47 mm en X et en Y et de 1 mm en Z. sur la série de coupes scanner effectuée : la coupe ainsi que l'épaisseur des coupes consécutifs est égale à la taille de la coupe en pixels, l'espacement en Z étant égal à 1 mm. est incluse dans une matrice ayant 255 pixels en X, 255 pixels en Y et 72 coupes en Z.

Une disproportion est constatée, les éléments du pavage mais ayant une longueur en Z (1 mm) deux fois supérieure à celles en X et Y (0,47 mm). Les -Octaedra posséderont donc eux aussi cette disproportion. Si l'on désire retrouver des éléments parfaitement cubiques il est nécessaire de ré-échantillonner la matrice. Une simple règle de trois permet de déduire les nouvelles largeurs en X et en Y de la matrice :

vage de l'espace n'étant pas cubique. Les -Octaedra posséderont donc eux aussi cette disproportion. Si l'on désire retrouver des éléments parfaitement cubiques il est nécessaire de ré-échantillonner la matrice. Une simple règle de trois permet de déduire les 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 largeurs sera donc basée sur une division cubique de l'espace. Afin de tester les dégradations possibles d'une trop faible division de l'espace et de constater les performances maximales de notre algorithme nous avons effectué plusieurs reconstructions. Celles-ci se basent sur un espace défini en utilisant les nombres de divisions calculés ci-dessus, puis ceux-ci divisés par 2 et finalement par 3.

aux nombres de divisions sera donc tester les dégradations possibles d'une trop faible division de l'espace et de constater les performances maximales de notre algorithme nous avons effectué plusieurs reconstructions. Celles-ci se basent sur un espace défini en utilisant les nombres de divisions calculés ci-dessus, puis ceux-ci divisés par 2 et finalement par 3.

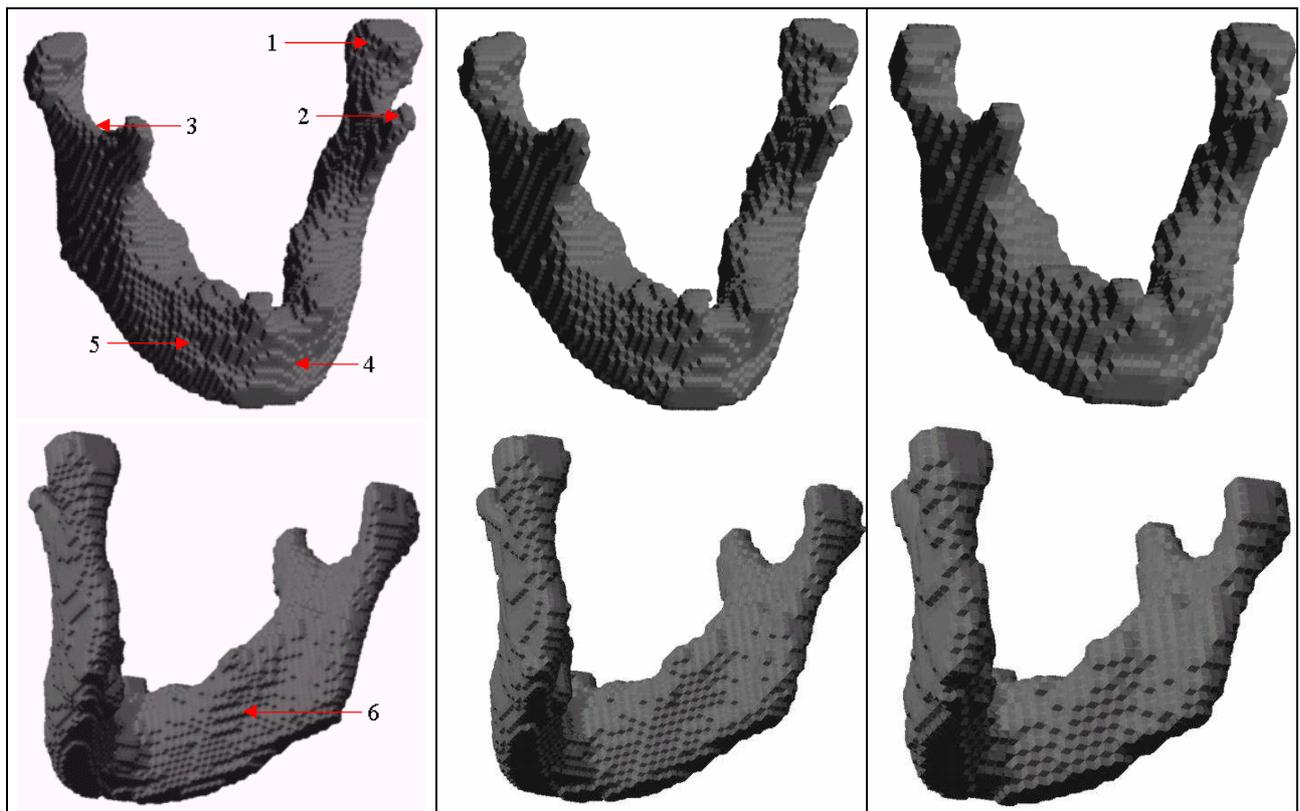


Figure 97: Reconstructions de la mandibule. De gauche à droite : reconstruction en utilisant une division cubique de l'espace (120x94x72), puis en divisant le nombre de divisions de X, Y et Z par 2 (60x47x36) et finalement par 3 (40x31x24). 1: processus condylaire; 2: processus coronoïde; 3: col; 4: 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 condyliques et coronoïdes ainsi que le col peuvent être distingués sur chacune des représentations. Cependant leur représentation est plus grossière lorsque le nombre de divisions 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 représentation obtenue par une reconstruction directe. Lors de l'importation des contours précédemment détectés les pixels appartenant aux contours et à l'organe sont affectés d'une valeur fonctionnelle égale à 2. Les pixels hors de l'objet ont une valeur fonctionnelle égale à 0. L'isovaleur est quant à elle fixée à 1. Les points d'intersection entre les octaèdres et la surface sont calculés par interpolation entre les sommets de l'octaèdre, en se servant de la valeur fonctionnelle de ces sommets comme pondération. Cependant un tel hachage des valeurs fonctionnelles conduit à une représentation hachée de l'organe, les points d'intersection entre l'objet et la surface étant systématiquement placés au milieu des arêtes des octaèdres. Le logiciel permet d'effectuer un

ou plusieurs lissages des valeurs fonctionnelles avant 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.

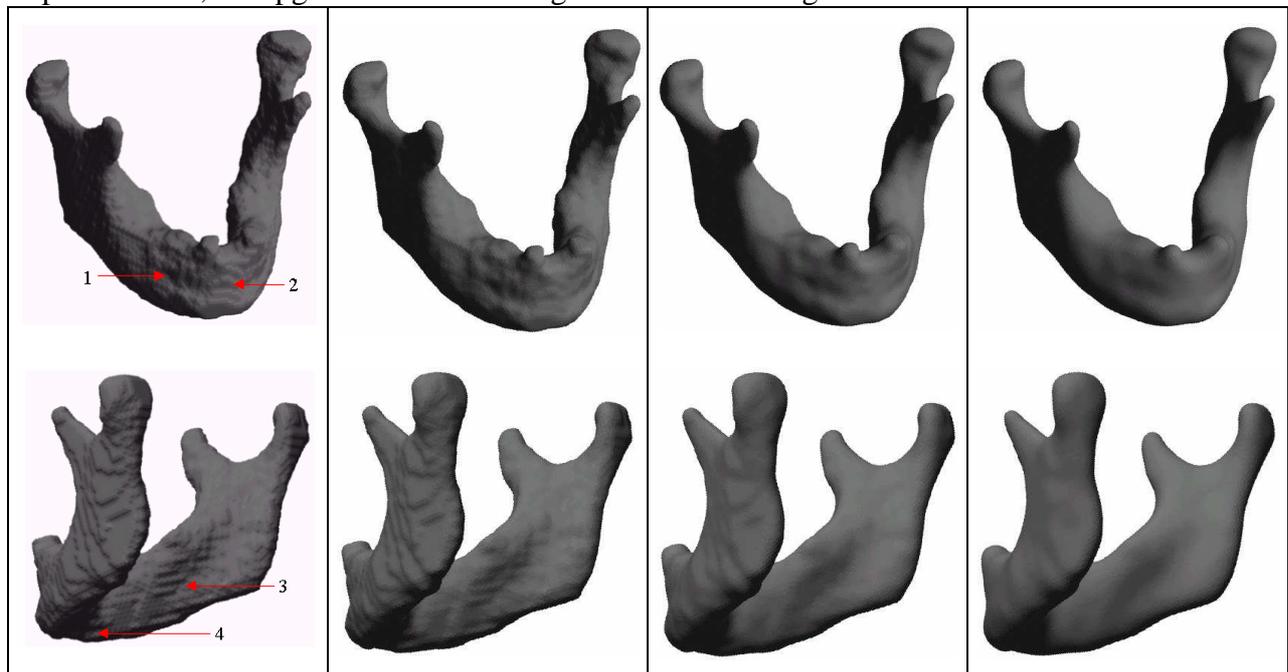


Figure 98: Reconstruction de la mandibule avec respectivement 2, 4, 8 et 16 lissages avant reconstruction.

1: foramen mentonnier; 2: symphyse mandibulaire; 3: fossette sub-mandibulaire (bordée par la ligne mylo-hyoïdienne); 4: fosse digastrique et épinementonnière inférieure.

Sur la figure précédente nous avons appliqué un nombre croissant de lissages pré-reconstruction. Nous avons utilisé la division de l'espace de détail maximale (soit 120x94x72) pour reconstruire la mandibule.

Les reconstructions tridimensionnelles correspondant à 2 et 4 lissages ont 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'épinementonnière 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 lorsque nous aurons besoin d'une représentation tridimensionnelle.

IV.3.2. Maillages surfacique

Les proportions des éléments sont simplement disgracieuses 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 utiles 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 généré.

Deux options spécifiquement dédiées au maillage surfacique 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 sommets partagés uniquement par deux quadrangles est une opération inévitable pour obtenir un maillage de qualité. De plus, comme nous l'avons vu dans l'exemple de maillage de la mandibule dans la section II.6, un maillage obtenu sans post-lissage est d'une qualité médiocre. Cependant il est là aussi nécessaire de faire preuve de mesure. Une application de l'algorithme de bougé de points sur un grand nombre de fois conduit à la dégénérescence géométrique 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 des quadrangles est directement corrélée avec le temps nécessaire à la simulation. Il est possible de générer des maillages aux éléments de très petite taille mais dans ce cas ils deviennent inutilisables, la simulation pouvant durer des mois entiers. Cependant il est aussi important de remarquer que plus la taille des éléments est petite et plus ceux-ci suivent fidèlement la géométrie de l'organe. Il y a donc un équilibre à définir entre taille et fidélité pour chacune des utilisations que l'on aura des modèles.

Afin de servir d'exemple nous allons continuer de préciser l'exploitation de la mandibule reconstruite dans la section précédente. Nous allons cependant utiliser les paramètres optimaux définis permettant d'obtenir un pavage cubique de l'espace (120, 94 et 72 divisions de la matrice respectivement en X, Y et Z, ce qui représente des cubes d'arêtes de 1 mm) et un nombre de pré-lissages rendant correctement les formes de l'organe (8 lissages). Dans la figure suivante sont représentés plusieurs maillages de la mandibule suivant le nombre de post-lissages effectués (la suppression des sommets partagés uniquement par deux quadrangles ayant été faite par défaut). Les données numériques concernant ces maillages sont données dans le tableau ci-dessous.

est plus ici optionnelle mais quasiment

sables et conduisent à des éléments le droit, ce qui améliore la qualité globale

facique sont disponibles en plus de celle : les lissages post-reconstruction et tions sont en vérité nécessaires pour sion des sommets partagés uniquement our obtenir un maillage de qualité. De age de la mandibule dans la section II.6, ité médiocre. Cependant il est là aussi on de l'algorithme de bougé de points un ométrique du modèle et à un éloignement

taille des éléments et la fiabilité des quadrangles est directement corrélée ssible de générer des maillages aux éléments nt inutilisables, la simulation pouvant durer deremarquer que plus la taille des éléments ométrie de l'organe. Il y a donc un équilibre à tilisations que l'on aura des modèles.

éciser l'exploitation de la mandibule s cependant utiliser les paramètres que de l'espace (120, 94 et 72 divisions eprésenté des cubes d'arêtes de 1 mm) et un mes de l'organe (8 lissages). Dans la s de la mandibule suivant le nombre de partagés uniquement par deux s numériques concernant ces maillages



Figure 99: Modèles surfaciques de la mandibule. De gauche à droite 0, 5, 15 et 40 post-lissages.

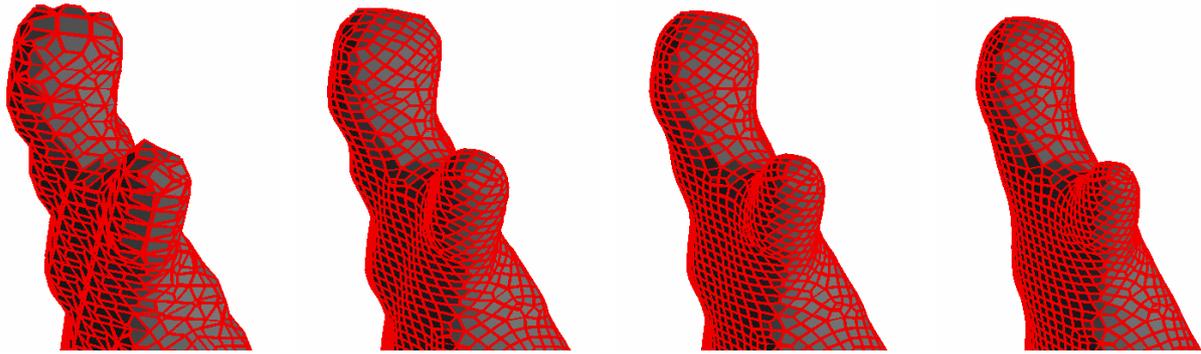


Figure 100: Gros plans sur la partie haut gauche des modèles sur facies de la mandibule de la figure précédente. De gauche à droite 0, 5, 15 et 40 post-lissages.

	0lissage	5lissages	15lissages	40lissages
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 (éléments étirés, jacobien faible) le rend inutilisable en simulation. Les trois autres maillages (5, 15 et 40 post-lissages) possèdent quant à eux des éléments répondant aux critères requis pour une simulation numérique. Les éléments distordus sont rectifiés dès les premiers lissages, tandis que la réduction des disproportions des cotés des éléments et du jacobien des éléments nécessite quelques lissages de plus. On note que passés les 15 lissages les données numériques ne s'améliorent plus.

C'est au niveau de la fiabilité géométrique que le choix doit donc être fait entre les trois maillages lissés. Nous constatons le même phénomène que lors de l'application des lissages pré-reconstruction. Les processus condyliques et coronoides sont petit à petit réduits, le foramen mentonnier et la symphyse mandibulaire disparaissent peu à peu. Au niveau géométrique et fiabilité anatomique le dernier maillage n'est plus valable. Il représente ce qu'un abus de lissage par algorithme de boucle peut provoquer.

Pour la mandibule nous avons donc décidé d'effectuer un maillage post-lissé 15 fois. Cela représente un maillage fiable anatomiquement tout en ayant des éléments quadrangulaires de qualité permettant une bonne simulation.

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 éléments finis surfacique de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur. Pour cela nous avons effectué une simulation numérique de bases sur une série d'expérimentations [DEL01].

Nous avons appliqué notre méthode de maillage surfacique aux données fournies par le LAMIH, soit une série de 182 coupes IRM espacées de 1 mm et d'une résolution 512 par 512 pixels. Le temps de travail nécessaire pour obtenir un maillage surfacique composé de quadrangles de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur fut de un demi-journée sur un biprocesseur Pentium II cadencé à 300 MHz. La précision maximale que l'on aurait pu obtenir, par exemple, au niveau du maillage de la mandibule aurait été de 76000 sommets formant 63000 quadrangles. Cependant une telle précision était inexploitable, l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur étant de surcroît bien plus grand que la mandibule. Nous nous sommes donc orientés vers un modèle de moindre précision.

Afin de mettre au point un maillage surfacique adapté aux expériences et utilisable en calcul, nous avons opté pour deux lissages et une subdivision de l'espace en 30, 41 et 38 subdivisions, impliquant une distance entre les pixels de respectivement 9,7 mm, 9,68 mm et 9,61 mm. En effet cela nous permettait d'obtenir des éléments cubiques et une taille de quadrangles raisonnable. Le squelette de la tête obtenu est visible sur la figure suivante accompagné du modèle de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur finalement retenu.

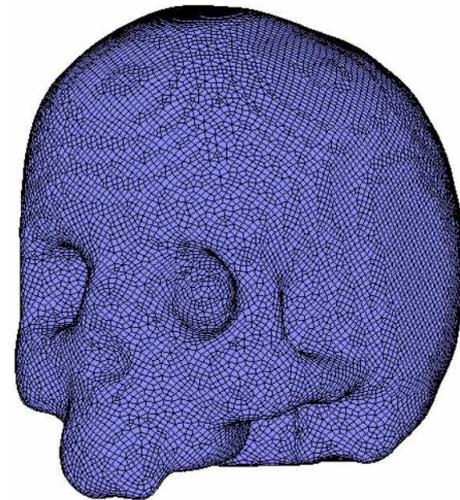


Figure 101: Reconstruction 3D du squelette de la tête et maillage de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur.

Le modèle éléments finis utilisé pour la simulation est composé de 24864 nœuds et 24862 éléments surfaciques. 66 quadrangles ont un coefficient de torsion supérieur à 20° , le rapport maximal entre les cotés est de 3,92 (seuls 1409 des éléments ont un rapport supérieur à 2, soit 6% d'entre eux) et le jacobien minimal est de 0,41. Il est donc bien adapté à la simulation numérique, les valeurs obtenues dénotant d'un maillage de bonne qualité.

Il est donc bien adapté à la simulation numérique, les valeurs obtenues dénotant d'un maillage de bonne qualité.

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 éléments finis de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur en 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 d'os, la zone où celui-ci se situe (frontal ou pariétal) et la direction par rapport à la suture sagittale (0°, 45° et 90°). Pour chacun des crânes testés les caractéristiques mécaniques ont donc été identifiées suivant l'os (frontal ou pariétal) et son orientation et reportées sur leurs modèles respectifs.

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 a donc été donc appuyé sur le lobe temporal du modèle afin d'effectuer une compression quasi-statique du modèle du crâne.

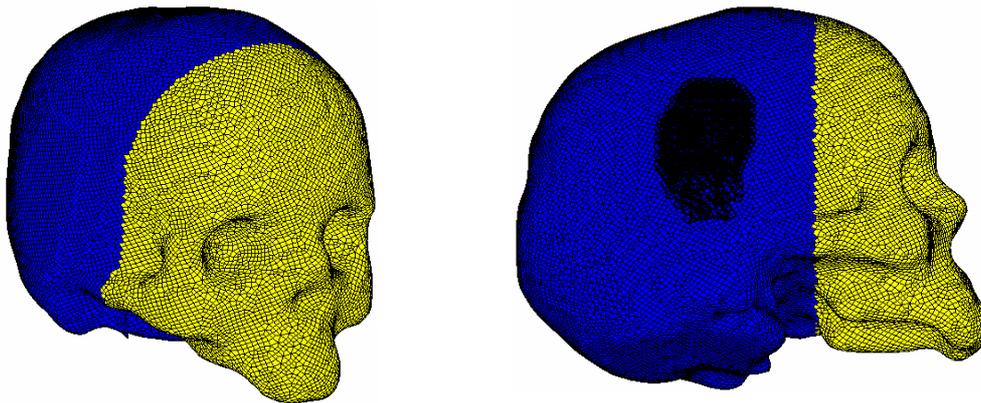


Figure 102: Représentation numérique de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur ayant servi à la simulation. En bleu la partie au comportement élasto-plastique, en noir la zone d'application de l'impacteur.

Les résultats de la simulation numérique (dont l'animation des déplacements de l'ensemble suivant l'axe de l'impacteur peuvent être vus en encadré) ont confirmé et mis en évidence l'importance des propriétés mécaniques d'un matériau anisotrope élasto-plastique.

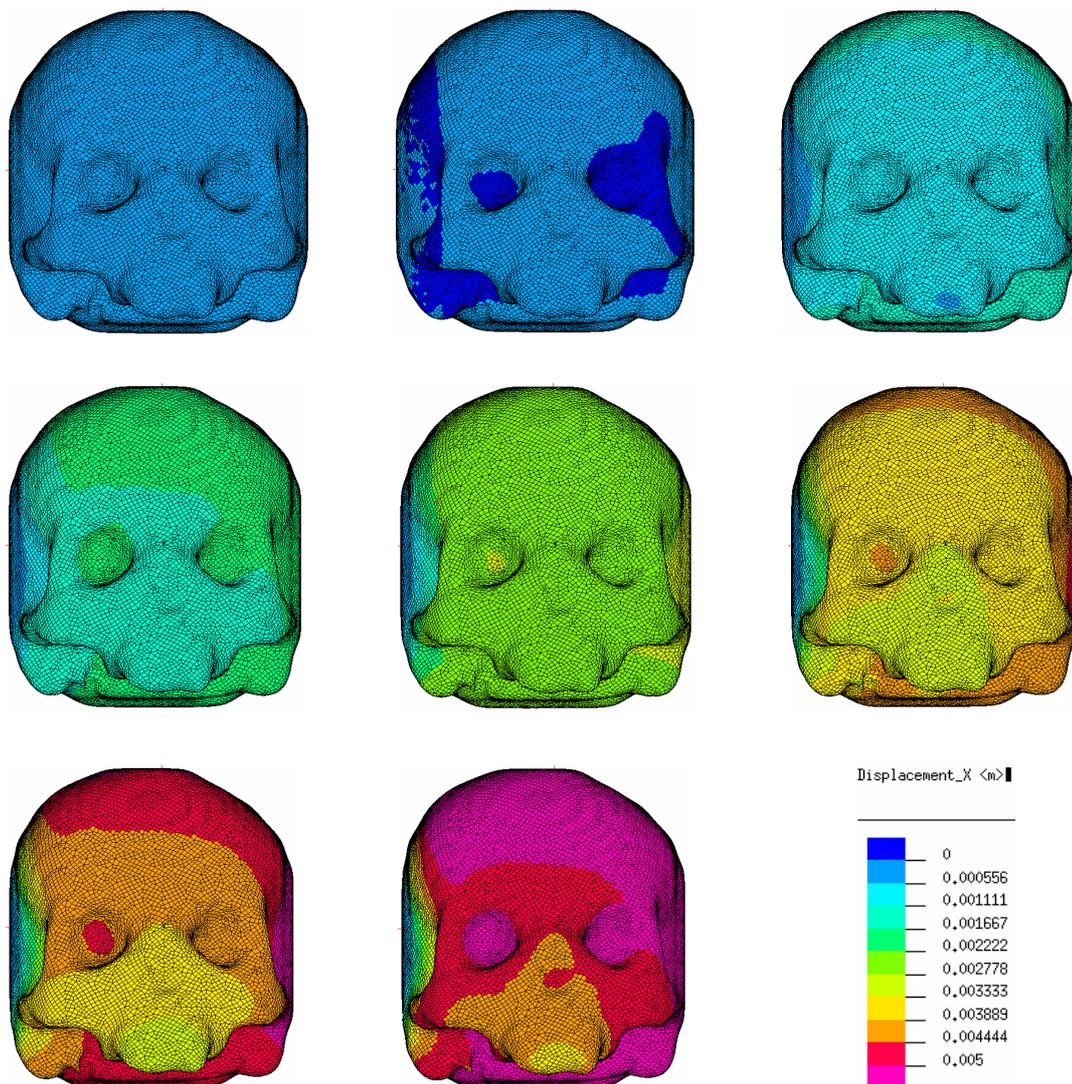


Figure 103: Simulation numérique de l'essai de compression.

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.

IV.3.4. Reconstruction et maillage de segment céphalique

Les reconstructions tridimensionnelles et les maillages surfaciques du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral ont été générés dans le cadre de notre étude du segment céphalique. Cependant, contrairement à l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur, nous n'avons pas eu l'occasion de les tester en simulation numérique. Dans cette section sont reproduites et commentées des images des résultats obtenus.

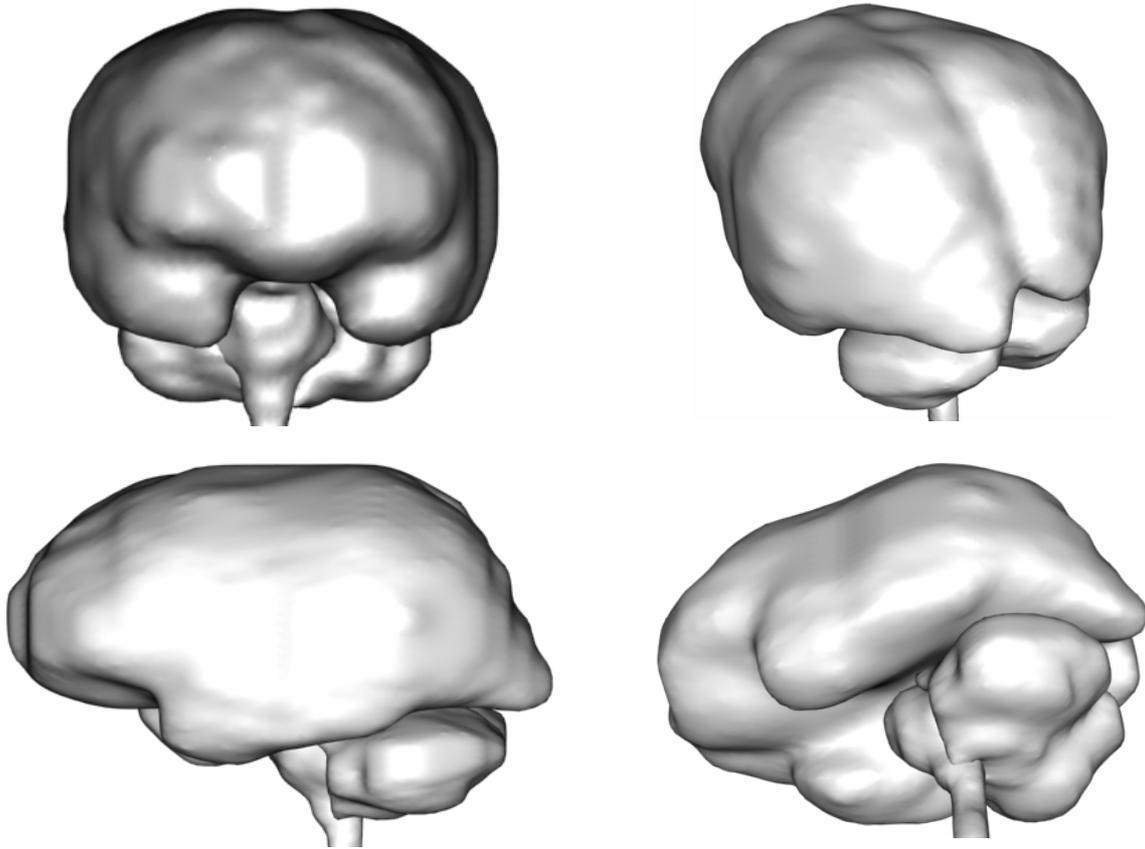


Figure 104: Reconstructions du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral.

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 bénéficiée 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 recalculer 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 du pixel, et donc un rétrécissement des coupes.

Cependant, même si notre parti pris était de ne pas approfondir pleinement tous les détails anatomiques, les deux hémisphères du cerveau et la scissure interhémisphérique 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 surfacique, celui du cerveau, avant et après 10 post-lissages. La qualité des éléments est grandement améliorée sans que pour autant la fiabilité géométrique ne soit altérée.

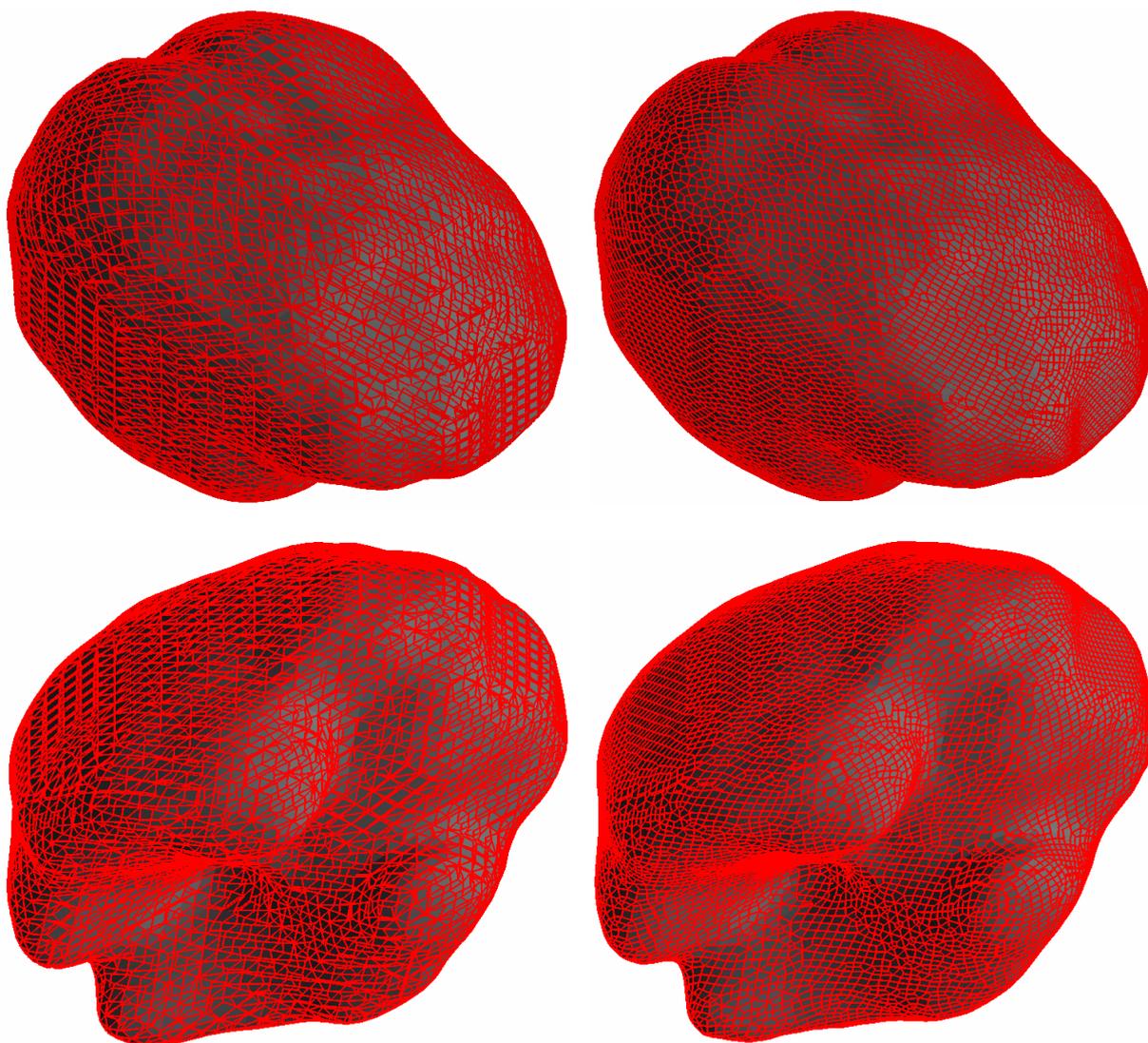


Figure 105: Vues du cerveau, à gauche avant post-lissage, à droite suite à 10 post-lissages.

Le cerveau ainsi maillé est composé de 13214 quadrangles. Ces éléments sont de bonne qualité: seuls 3 éléments ont un coefficient de torsion supérieur à 40° , le jacobien minimal est de 0,38, et seul 47 éléments ont un jacobien inférieur à 0,5, et le rapport maximal entre les cotés des quadrangles est de 4,32. Il est donc fiable anatomiquement et géométriquement et est de suffisamment bonne qualité pour pouvoir être utilisé dans les simulations numériques.

Dans la figure suivante est présentée une reconstruction 3D du squelette de la tête. Elle a été obtenue en utilisant un pavage de l'espace de grande taille, les cellules cubiques le composant ayant des arêtes de 4 millimètres de long.

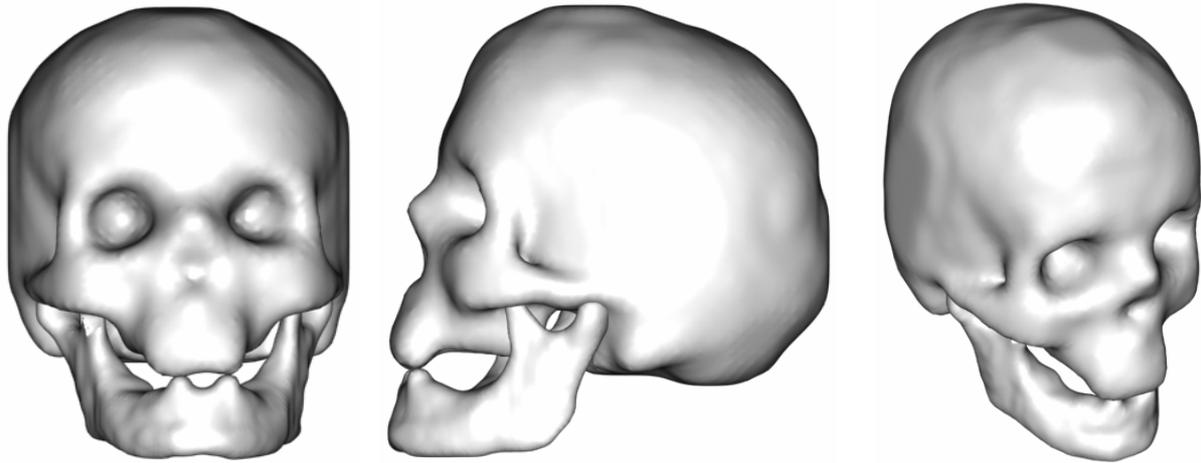


Figure 106: Reconstructions du squelette de la tête (visualisation avec 3D-Studio).

Malgré la précision diminuée des données initiales la reconstruction tridimensionnelle reste fiable anatomiquement et des détails tels le foramen mentonnier ou l'apophyse zygomatique du temporal sont pleinement visibles.

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 maillages surfaciques soit implémenté. La reconstruction tridimensionnelle et les simulations numériques permettent d'obtenir un aperçu de la variation de la position et de la forme des muscles suivant l'aposture de la jambe [SER01].

La reconstruction tridimensionnelle du membre thoracique n'a quant à elle été qu'une étape transitoire vers le développement du modèle éléments finis. Elle a permis la validation des organes et de leur position respective. Les problèmes de disproportion du pavage cubique de l'espace dus à la mauvaise précision des images scanner ont cependant induit l'utilisation d'un pavage plus grossier de l'espace lors des essais de maillages surfaciques.

Dans le cas de l'étude du pelvis, le but étant d'obtenir des angles la reconstruction était la dernière étape. La sortie brute des données du pelvis reconstruit fut utilisée par un 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.

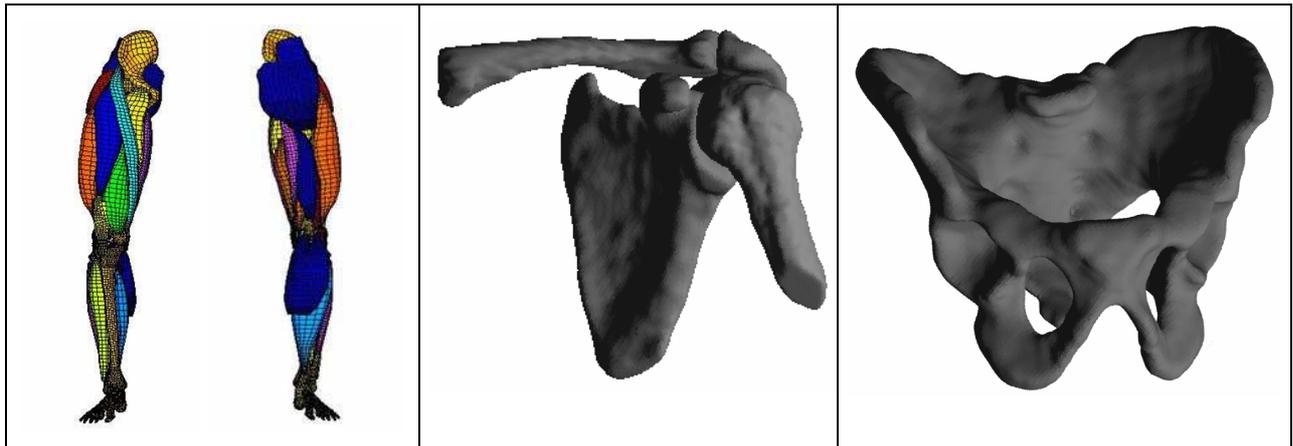


Figure 107: Maillages surfaciques du membre pelvien, reconstruits à partir de données tridimensionnelles issues de l'articulation de l'épaule et du pelvis.

La fiabilité anatomique de la reconstruction tridimensionnelle a été très utile pendant ces travaux. En plus de permettre une visualisation rapide et une détection aisée des erreurs de contours, la précision géométrique obtenue a permis de calculer précisément les angles désirés dans la troisième étape. Ceux-ci se sont en effet révélés être conformes aux attentes et homogènes avec les autres types de mesure utilisés (mesure à partir de clichés radiologiques ou d'un bras Faro).

La fiabilité anatomique de la reconstruction tridimensionnelle des organes a été très utile pendant ces travaux. En plus de permettre une visualisation rapide et une détection aisée des erreurs de contours, la précision géométrique obtenue a permis de calculer précisément les angles désirés dans la troisième étape. Ceux-ci se sont en effet révélés être conformes aux attentes et homogènes avec les autres types de mesure utilisés (mesure à partir de clichés radiologiques ou 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 au niveau des pré-traitements. La redivision de l'espace et le pré-lissage des valeurs fonctionnelles sont ici aussi disponibles avec un effet identique sur la qualité géométrique du modèle.

Cette étape ne possède qu'une seule possibilité d'amélioration du maillage. Celle-ci se situe en aval de la génération des éléments hexaédriques. La qualité globale du modèle peut être améliorée grâce à un lissage basé sur l'algorithme de bougé de points. Cependant celui-ci est soumis aux mêmes limitations que celui employé pour améliorer la qualité du maillage surfacique. L'abus de lissage provoque un éloignement de la géométrie réelle de l'organe.

La mandibule va continuer à nous servir d'exemple précis pour l'application de la méthode de maillage volumique. Nous avons utilisé les paramètres de division de l'espace et de pré-lissage fixés dans l'étape de reconstruction tridimensionnelle et de maillage surfacique. Plusieurs maillages volumiques de la mandibule sont visibles dans la figure ci-dessous. Ils correspondent au même maillage à divers degrés de post-lissage.

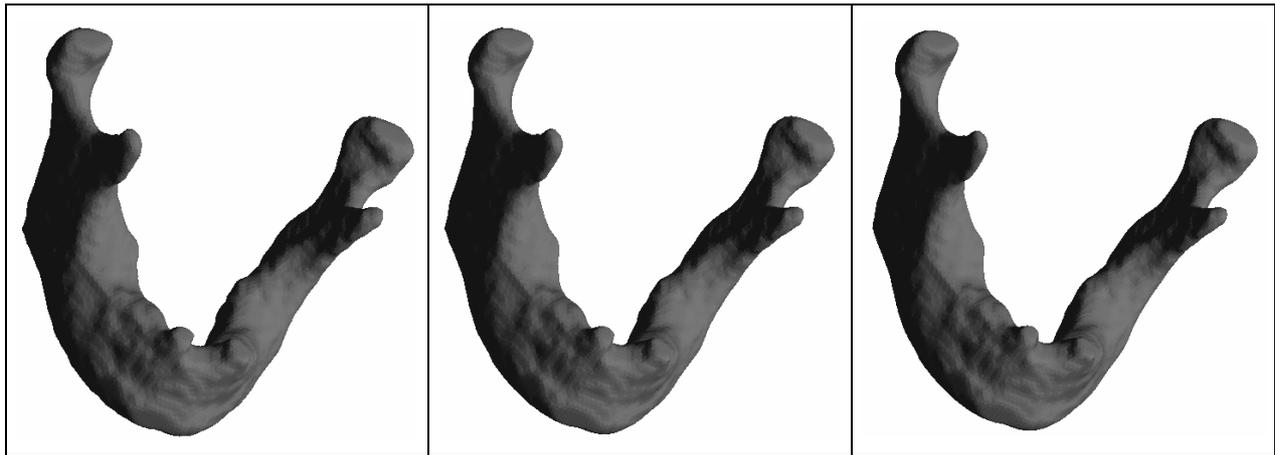


Figure 108: Maillages volumiques de la mandibule ayant fait l'objet de 0, 10, 30 lissages.

	0 lissages	10 lissages	30 lissages
Nombre des sommets	33931	33931	33931
Nombre d'hexaèdres	24552	24552	24552
Jacobien minimal	0,02	0,14	0,21
Nombre d'hexaèdres tels que:			
Torsion > 10°	2004 (8%)	11256 (46%)	17661 (70%)
Torsion > 25°	308 (1%)	1821 (7%)	3610 (14%)
Torsion > 40°	17 (0%)	350 (2%)	632 (3%)
Jacobien < 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 jacobien des hexaèdres entraîne une forte augmentation de la torsion 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-échantillonnage de l'espace 60x47x36 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. Travaux complémentaires

Un essai de maillage a été effectué sur le bassin afin de tester la procédure de maillage.

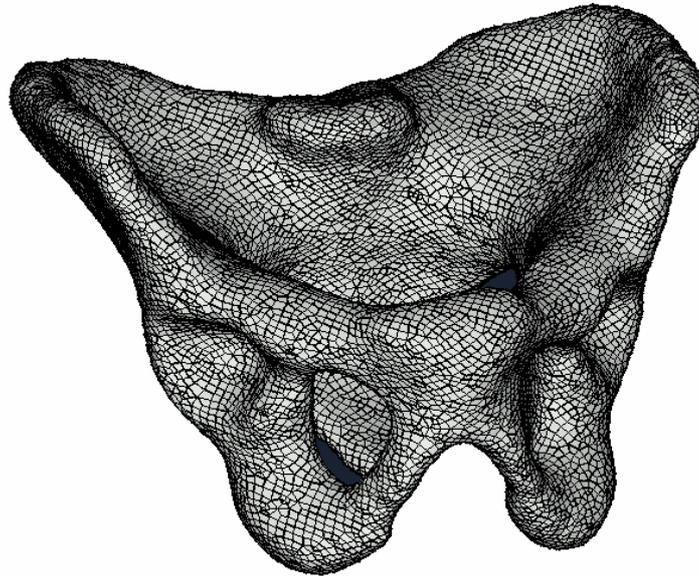


Figure 109: Maillage volumique du bassin après optimisation.

Nous retrouvons sur le maillage généré les détails rend encore une fois compte de la fiabilité géométrique comparée à celle de la reconstruction tridimensionnelle. Cependant, nous avons à nouveau à gérer des éléments hexaédriques de mauvaise qualité qui doivent être repris manuellement: seulement 57% d'entre eux ont un jacobien supérieur à 0,5 (69537 sur les 122000 que comporte le maillage).

anatomiques communs du pelvis, ce qui est une conséquence de l'algorithme. Elle peut être évitée. Cependant nous avons à nouveau à gérer des éléments hexaédriques de mauvaise qualité, même après optimisation. Ils sont à reprendre manuellement, même après optimisation. Ils sont à reprendre manuellement, même après optimisation. Ils sont à reprendre manuellement, même après optimisation.

IV.5. Résumé et discussion

Les trois méthodes mises en place permettent d'obtenir très rapidement des reconstructions tridimensionnelles ainsi que des modèles éléments finis.

nir très rapidement des reconstructions tridimensionnelles ainsi que des modèles éléments finis.

La première partie, dédiée à l'extraction des contours des organes à reconstruire, est clairement celle qui nécessite le plus de temps. En effet, elle requiert énormément d'attention de la part de l'utilisateur. Le programme n'ayant pas accès à une base de données anatomiques, il est nécessaire de vérifier lui-même les contours qu'il extrait, c'est à l'utilisateur d'effectuer ce travail. Cependant le logiciel implémenté a tout de même permis de s'affranchir dans de nombreux cas d'un fastidieux travail de contourage. Seuls les organes présentant des textures originales doivent désormais être traités manuellement sur chacune des coupes. La propagation des contours sur une série de coupes nécessite seulement une attention particulière lors des contacts entre plusieurs organes d'aspect similaire.

La première partie, dédiée à l'extraction des contours des organes à reconstruire, est clairement celle qui nécessite le plus de temps. En effet, elle requiert énormément d'attention de la part de l'utilisateur. Le programme n'ayant pas accès à une base de données anatomiques, il est nécessaire de vérifier lui-même les contours qu'il extrait, c'est à l'utilisateur d'effectuer ce travail. Cependant le logiciel implémenté a tout de même permis de s'affranchir dans de nombreux cas d'un fastidieux travail de contourage. Seuls les organes présentant des textures originales doivent désormais être traités manuellement sur chacune des coupes. La propagation des contours sur une série de coupes nécessite seulement une attention particulière lors des contacts entre plusieurs organes d'aspect similaire.

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

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 des organes nous avons pu constater les effets d'un ré-échantillonnage du pavage de l'espace. Réduire le nombre de cubes le décrivant induit obligatoirement une réduction de la qualité de la représentation obtenue. De même les lissages pré et post reconstruction ont une grande influence sur les détails anatomiques. Cependant aucune règle générale ne peut être déduite quant à leurs utilisations respectives. Un organe possédant des arêtes vives et de nombreuses circonvolutions perdra toute fiabilité anatomique si les données initiales sont sous-échantillonnées ou s'il subit trop de lissage. Il serait intéressant de trouver un critère d'évaluation de la détérioration des détails anatomiques afin de permettre au logiciel de fixer lui-même la réduction du pavage et le nombre de lissages acceptable.

Les maillages surfaciques et volumiques montrent une très bonne fiabilité anatomique. Les modèles possèdent les détails caractérisant les organes reconstruits. Une bonne qualité d'éléments surfaciques quadrangulaires est très rapidement obtenue en utilisant l'algorithme de bougé de points. Par contre, malgré la qualité globale du maillage volumique, il reste très souvent des hexaèdres de mauvaise qualité. Il est nécessaire de les retoucher manuellement en utilisant un logiciel approprié (tel que Hypermesh). Ce temps de reprise du maillage est aussi à inclure dans le temps de traitement global et est donc long. Par conséquent la durée totale de génération de maillage.

IV.6. Conclusion

Les trois logiciels forment un ensemble rapide et cohérent de programmes pouvant mener à une représentation tridimensionnelle ou un maillage surfacique ou volumique depuis une extraction de contours sur une série de coupes. Les résultats obtenus sont de bonne qualité, même si les maillages volumiques nécessitent souvent un retouche manuelle finale de la part de l'utilisateur.

Il est important de noter l'importance de la tâche d'acquisition de la série d'images à traiter. De leur résolution et de leur précision dépend grandement la qualité des résultats qui seront obtenus après l'application des divers algorithmes. De même du type d'imagerie utilisée dépendra le nombre maximum d'organes visibles par les programmes et donc détectables. Les coupes sériées devraient être favorisées en cas de demande d'une grande quantité d'organes différents et de forme et texture proche. Les coupes scanner ou IRM quant à elles devraient être favorisées lors d'une demande de reconstruction rapide d'organes clairement visibles et différenciables.

De plus l'utilisateur n'a pas la possibilité de rester passif devant l'exécution des programmes. Son intervention est nécessaire, que ce soit en tant qu'expert validant ou corrigeant les contours détectés lors de la première étape, ou en appréciant la valeur à donner aux divers paramètres de reconstruction et maillage. Il est aidé dans la phase de détection automatique par une liste d'exemples de configurations de détection de divers organes dans diverses parties du corps humain sur différents types d'imagerie. Mais en pratique il devra souvent adapter ces guides à ses propres images.

CONCLUSION

Ce travail se décompose en trois parties aux problèmes. Nous nous proposons de résumer ici les travaux effectués.

matiques et aux méthodes différentes. Nous présentons les résultats obtenus pour

Détection de contours

Nous désirions mettre au point une méthode d'extraction de contours applicable sur toute série d'images obtenues à partir de coupes anatomiques, scanner ou IRM). Nous avons pour cela développé un outil paramétrable par l'utilisateur, tout en permettant de gérer chacun des paramètres.

tion de contours pouvant s'appliquer quel que soit le type d'imagerie (coupes décidées de créer une boîte à outils comportant des configurations guides

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 différents organes du corps humain;
- La méthode de Ligne de Partage des Eaux car elle possède une très grande robustesse et effectue un traitement bas niveau de l'image (elle s'attache à traiter mathématiquement les valeurs des pixels sans faire de lien avec la réalité). Sa tendance à la sur-segmentation a été compensée par la mise au point de fonctions de regroupement de régions voisines similaires.

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 en comparant les régions qu'il décrit sur la coupe déjà traitée et les régions candidates à sa description sur la coupe à traiter.

Les résultats obtenus sont une accélération de la procédure d'extraction des contours. Une fois les paramètres de chacune des différentes fonctions fixés, 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 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 surfaciques

Ces deux étapes, à l'origine dissociées, ont été regroupées car elles sont basées sur des techniques similaires. L'étude bibliographique nous n'ayant pas permis d'identifier une méthode possédant les qualités que nous demandions (notamment la génération sans intermédiaire de quadrangles), nous avons mis au point notre propre méthode, le Marching Octahedra. Utilisant les techniques classiques d'extraction d'isosurface, elle se base sur une division de l'espace originale en octaèdres, afin de générer directement une représentation en quadrangles.

La méthode est robuste et évite les cas ambigus qui nécessiteraient un traitement particulier supplémentaire. De plus elle intègre au cours de la reconstruction une possibilité d'optimisation des quadrangles générés.

À un niveau applicatif un algorithme d'optimisation des éléments par bougé de points a été implémenté afin d'améliorer la qualité des quadrangles. 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 est constatée si les données sont trop appauvries.

Le Marching Octahedra permet de générer une représentation tridimensionnelle très fidèle à un niveau anatomique lorsque l'on utilise toute la définition des données initiales. Les détails des organes sont clairement visibles. Cela permet par exemple d'identifier les possibles 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 au point de la validation d'un tout nouveau modèle de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur a permis de confirmer la précision de la méthode dans la génération d'un maillage de qualité.

Maillage volumique

Suite à notre étude bibliographique des méthodes de maillage hexaédrique, nous avons décidé de continuer d'exploiter notre idée de pavage octaédrique de l'espace. Nous avons mis au point une méthode originale en la couplant avec une génération de maillage basée sur une grille. Les éléments de cette grille cubique inclus dans l'organe à mailler sont directement décomposés en éléments hexaédriques. L'espace restant, situé entre la grille et la surface, est 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 un 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 participant à diverses études sur différents segments du corps humain (notre propre étude du segment céphalique, mais aussi des muscles du membre pelvien, du membre thoracique en son ensemble et d'angles caractéristiques du pelvis). Chacune a de plus permis de mettre au point autant de guides de détection de contours;
- Valider plus particulièrement l'usage de nos maillages surfaciques en simulation numérique à travers la collaboration à la création d'un tout nouveau modèle de l'ensemble constitué par le crâne et le massif facial supérieur;
- Comparer les influences et les apports respectifs de coupes sériées et de images scanner dans la reconstruction et le maillage, ce qui a induit un guide permettant de choisir entre ces deux méthodes suivant les organes que l'utilisateur désire étudier;

Même s'il réside encore des points où il pourrait être amélioré, l'ensemble constitué par les trois méthodes a démontré son utilité et sa rapidité dans le domaine de la génération de reconstructions tridimensionnelles et de maillages autant surfaciques que volumiques d'organes du corps humain.

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 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 emploi plus général possible. Une telle base de données spécialiserait grandement le logiciel mis au point mais cette spécialisation serait la clef d'une accélération de la procédure.

L'implémentation d'autres méthodes de détection de contours, tels les contours actifs (ou «snakes»), permettrait elle aussi d'améliorer leur détection. Il serait de même profitable de mettre au point une procédure de couplage des résultats obtenus 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 effectuer sur les données initiales avant de reconstruire permettrait de diminuer l'intervention de l'utilisateur. De même une procédure similaire permettant de décider du nombre de post-lissages suffisant pour conserver une bonne fiabilité anatomique et tout en ayant des quadrangles de qualité permettrait d'éviter à l'utilisateur une recherche de la meilleure combinaison des paramètres qui s'adapte à son cas. Il serait aussi intéressant d'étudier l'adaptation d'un schéma octaédrique 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 entre la grille et la surface de l'objet permettrait d'améliorer la qualité du maillage hexaédrique sans pour autant perdre en fiabilité anatomique. Il est en tous cas nécessaire de reprendre cette partie afin d'éliminer la génération d'éléments de mauvaise qualité et donc l'obligation de retoucher manuellement ces hexaèdres.

REFERENCES

- [BAE87] PeggyL.Baehmann,ScottL.Wittchen,Mark S.Shephard,KurtR.Griceand Mark A. Yerry, (1987). "Robust Geometrically-based, Automatic Two-Dimensional Mesh Generation," *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol.24, pp.1043-1078
- [BAR00] Barra V, Fusion d'images 3D du cerveau – Etude de Modèles et Applications, Thèse d'informatique-traitement d'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&Biomedical Engineering*, volume4, 2001.
- [BEH02] BehrM., "Etude de l'influence de la tonicité 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, 8-11 Mai 2002.
- [BID02b] Bidal S., Serre T., Kayvantash K. et al., Semi-automatic 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). "Sems 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 a 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'images : 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., Arnoldi, H.-M. and Englmeier, K.-H., Segmentation of Computer tomographies with Neural Networks based on Local Features, *Proc. Int. Conf. on Neural Networks and Expert Systems in Medicine and Healthcare, NNE SMED94*, 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 Akademia 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 edgedetection 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*, 2180:209220, 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. Čzanner, editors, *Spring Conf. on Computer Graphics'01*, pages 232-239. IEEE, 2001.

- [FOG96] OloFoghOlsen, Multi-scale segmentation of grey-scale images, PhD thesis, University of Copenhagen, 1996.
- [FRE99] Frey P., George P. L., «Maillages. Applications aux éléments finis.», Hermes Science Publ., Paris, 1999.
- [FRE99] Frey, Pascal and Paul Louis George, "Maillages. Applications aux éléments finis", Hermes Science Publ., Paris, pp.842, 1999
- [FU81] Fu, K. S. and Mui, J. K., A Survey on Image Segmentation, Pattern 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.Hecht and E.Saltel (1991) "Automatic Mesh Generator with Specified Boundary", Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, North-Holland, vol 92, pp.269-288
- [GEO98] Paul-Louis George, and Houman Borouchaki (1998) Delaunay Triangulation and Meshing: Application to Finite Elements, Hermes, France, 413p.
- [GHA93] Ghannouchi S, Ghorbel A, Cavallero C, Bonnot J (1993) Anatomy of the seated position : methodologic approach and initial findings. Surg Radiol Anat 15:315-319.
- [HAR85] Haralick, R.M. and Shapiro, L.G., Survey: Image Segmentation Techniques, Computer Vision, Graphics and Image Processing, Vol. 29, 1985, pp. 100-132
- [HIL97] A. Hilton, J. Illingworth, Marching triangles : Delaunay implicit surface triangulation, Technical Report CVSSP01, University of Surrey, 1997.
- [HON84] T. H. Hong, A. Rosenfeld, Compact region extraction using weighted pixel linking in a pyramid, IEEE Trans-Pattern Analysis and Machine Intelligence, 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 Polytechnique Fédérale de Lausanne, Switzerland, 1990.
- [JAS02] Jasjit S. Suri, S. Kamaledin Setarehdan, Sameer Singh, Kamaledin Setarehdan, "Advanced Algorithmic Approaches to Medical Image Segmentation: State Of The Art Applications in Cardiology, Neurology, Mammography and Pathology", Springer Verlag February, 2002 Hardcover, ISBN:1852333898
- [JOE86] Barry Joe, (1986). "Delaunay Triangular Meshes in Convex polygons", SIAM J. Sci. Stat. Comput., Vol.7, pp.514-539
- [JOH91] Bruce P Johnston, John M. Sullivan Jr. and Andrew Kwasnik (1991). "Automatic Conversion of Triangular Finite Element Meshes to Quadrilateral Elements", International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol.31, pp.67-84
- [KAS87] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, Snakes : active contour models, International Journal of Computer Vision, 1(4):321-331, 1987
- [KNU75] Knuth D.E. (1975), "The art of computer programming 2^e edition", 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.171-193
- [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 Gumbert, (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*, vol12, 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 isosurface 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 Wrist and Radiographs*, 2000

- [OSS94] Ossen, A., Zamzow, T., Oswald, H. and Fleck, E., Segmentation of Medical Images using Neural-Network Classifiers, Proc. Int. Conf. on Neural Networks and Expert Systems in Medicine and Healthcare, 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 unstructured mesh generation, 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, Sandia National Labs, 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 Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, CA, U.S.A., pp.31-41, October 1999
- [PAV90] T. Pavlidis, Y. T. Liow, Integrating region growing and edge detection, IEEE Trans-Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12 (3):225-233, 1990.
- [PEN92] A. Peng, B. Dubuisson, M. Benjelloun, A study of the forms of smoothing filters for step and ramp edge detection, in Proc. International Conference of Pattern Recognition (ICPR'92), volume 3, p 741-744, The Hague, Netherlands, August 30–September 3 1992.
- [PRE70] J.M.S. Prewitt, Object enhancement and extraction, Picture Processing and Psychopictorics, p75-149, Academic Press, 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 Methods in Engineering. 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 Methods in Engineering. Vol40, pp.111-136
- [ROB01] Robin S. (2001) HUMOS: Human Model for Safety-A joint effort towards the development of refined human-like car occupant models. 17th ESV Conference, Amsterdam 4-7 June 2001 Proceedings, paper n°297, 9p
- [ROB70] L.G. Roberts, Machine perception of three-dimensional 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, The Netherlands, IWI99--9-06, 1999.
- [ROU02] Rouvière H, Delmas A, Anatomie humaine. Descriptive, topographique et fonctionnelle, 15ème Ed., 4 tomes, Paris, Masson 2002
- [RUE97] D Rueckert and P Burger. "Geometrically deformable templates for shape-based segmentation and tracking in cardiac mr images." In Proc. Intl. Workshop on Energy Minimization Methods in Computer Vision and Pattern Recognition, pages 83--98. Springer-Verlag, 1997.
- [SAH88] Sahoo, P. K., Soltani, S., Wong, A. K. C. and Chen, Y. C., A Survey of Thresholding Techniques, Computer Vision, Graphics and Image Processing, 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'homme assis: 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 Kasper and Werner Zielke, (1996) "Hexahedral Mesh Generation of Complex Composite Domain", 5th International Conference on Grid Generation in Computational Field Simulations, Mississippi State University. pp699-707 □
- [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.» Technical report, Cambridge University Engineering Department; 1998.
- [TUC97] Phillip Tuchinsky, M., Brett W. Clark, (1997) "The Hex-Tet, Hex-Dominant Automesh: An Interim Progress Report", Proceedings, 6th International Meshing Roundtable, pp.183-193
- [VIN91] L. Vincent, P. Soille, Watersheds in digital spaces: An efficient algorithm based on immersion simulations, IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13:583-598, May 1991.
- [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, vol 37, 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, vol 20, pp.1965-1990
- [ZHU91] J.Z. Zhu, O.C. Zienkiewicz, E. Hinton and J. Wu (1991). "A New 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 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, ayant la forme d'un ovoïde à grosse extrémité postérieure et dont la partie inférieure est aplatie. On distingue deux parties, l'une supérieure, la voûte ou calvaria, l'autre inférieure et aplatie, la base. La calvaria est formée par la partie verticale du frontal en avant, des pariétaux et de l'écaïlle des temporaux sur les côtés. La base comprend toutes les autres parties du squelette de la boîte crânienne.
- La face est un massif osseux appendu à la moitié antérieure de la base du crâne. Elle limite avec le crâne des cavités occupées par la plupart des organes des sens.

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. Les quatre autres sont pairs et symétriques et sont des os osseuses inconstantes (les os suturaux) dont on ne compte pas dans ce décompte. Ces huit os sont: l'occipital, les deux temporaux et les deux pariétaux médians. Les quatre autres sont pairs et symétriques et sont des os osseuses inconstantes (les os suturaux) dont on ne compte pas dans ce décompte.

- L'os frontal est placé à la partie antérieure du crâne. Il surplombe les fosses nasales et les cavités orbitaires, et forme le plancher de l'étage antérieur du crâne. On lui décrit deux segments, l'un vertical, antérieur, ou écaïlle du frontal (squama frontalis), convexe en avant, qui forme la portion antérieure de la boîte crânienne, l'autre horizontal, inférieur, ou écaïlle orbito-nasale, avec une partie médiane, en rapport avec les os nasaux et l'ethmoïde, et deux parties latérales qui constituent les voûtes des orbites (pariessuperiororbitae).
- L'ethmoïde est situé au-dessous du frontal et en avant du sphénoïde. Il prend part à la constitution de l'étage antérieur du crâne et forme la paroi interne de l'orbite. Mais surtout il s'enfonce dans le massif facial et appartient à la cavité nasale (cavitas nasalis ossea) qu'il forme au crâne. On lui décrit quatre parties: la lame perpendiculaire (lamina perpendicularis) qui se prolonge à l'intérieur du crâne par l'apophyse crista galli, la lame criblée (lamina cribrosa ethmoidalis) et les deux masses latérales, appendues de chaque côté de la lame criblée.
- Le sphénoïde (os sphénoïdale) est situé à la partie moyenne du crâne. Il est compris entre l'ethmoïde et le frontal en avant, l'occipital et les temporaux en arrière. Sa forme est très complexe et peut être comparée à une chauve-souris, avec quatre portions: le corps (corpus), les deux petites ailes (alae minores) représentant les oreilles de la chauve-souris, les

deux grandes ailes (ala major) forment les ailes de la chauve-souris, et les deux apophyses ptérygoides (processus pterygoideus) simulent les ailes de la chauve-souris.

- L'os occipital (os occipitales) est situé à la partie médiane, postérieure et inférieure du crâne. Il a la forme d'un segment de sphère dont les bords dessinent un losange. Il est traversé à sa partie inférieure par un large orifice ovalaire, à grosse extrémité postérieure, le foramen magnum. Cet orifice fait communiquer la cavité crânienne avec le canal vertébral et livre passage au bulbe, aux artères vertébrales et, de chaque côté, au nerf accessoire. On lui distingue quatre parties qui caractérisent chez l'adulte leurs rapports avec le foramen magnum : l'une antérieure, est appelée partie basilaire (ou apophyse basilaire, pars basilaris); deux latérales sont les parties latérales (pars lateralis ossis occipitalis); enfin une partie postérieure est l'écaille occipitale (squama occipitalis).
- L'os temporal (ostemporal) est situé à la partie inférieure et latérale du crâne, en arrière du sphénoïde, en avant et en dehors de l'occipital, en dessous du pariétal. Il doit à l'embryologie sa constitution en trois pièces distinctes : l'écaille (pars squamosa), l'os tympanal et la partie pétreuse.
- Le pariétal est un os plat, quadrangulaire, situé de chaque côté de la ligne médiane, à la partie supéro-latérale du crâne, en arrière du frontal, en avant de l'occipital, et surplombe latéralement la grande aile du sphénoïde (ala major) et l'écaille du temporal.

On rencontre assez fréquemment de petites pièces osseuses distinctes entre les divers os du crâne. Ces pièces sont nommées osses suturales et peuvent être classées en deux catégories, les osses wormiens vrais qui se développent par des points d'ossification anormaux et les osses wormiens faux qui sont constitués par certains points d'ossification normaux d'un os crânien restés indépendants des autres points d'ossification de 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 parmi lesquels un seul est médian et impair, le vomer. Tous les autres sont pairs, latéraux et placés avec symétrie de part et d'autre de la ligne médiane. Ces os sont : les maxillaires, les os lacrymaux, palatins, les cornets nasaux, les os nasaux et zygomatiques.
- 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 se distinguent en antéro-latérales et postérieures, tandis que les deux bases sont l'une supérieure, l'autre inférieure. La face supérieure rattache le 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'oshyoïde

L'oshyoïde est un os médian, convexe en avant, concave en arrière, incurvé en forme de fer à cheval. Il est placé transversalement au-dessus du larynx, à la hauteur de la quatrième vertèbre cervicale, au niveau de l'angle formé par buccal. Cet os est isolé du reste du squelette au qu muscles.

Il n'est relié que par des ligaments et des muscles.

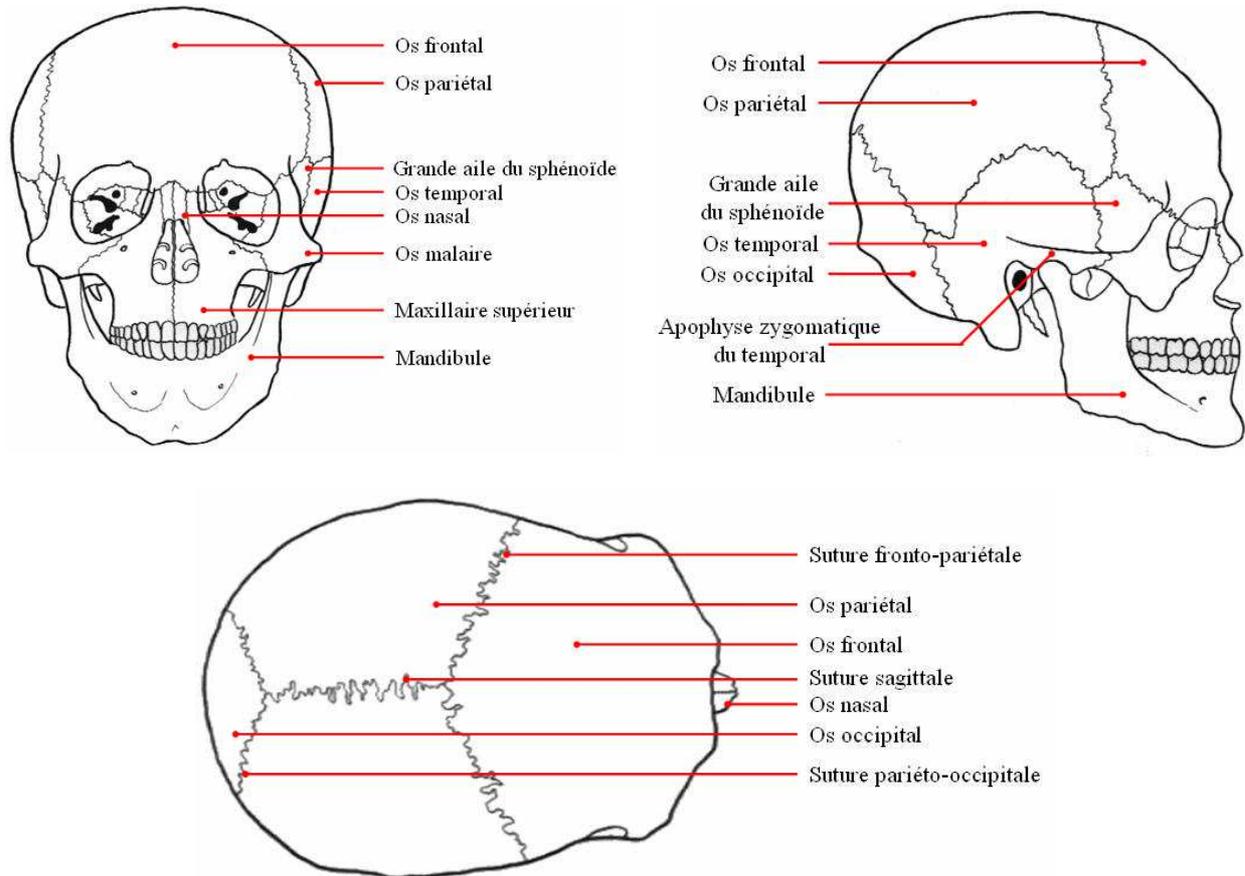


Figure 110: Le crâne

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 et les muscles cutanés.

- Les muscles masticateurs sont au 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'élévation, de propulsion, de rétropropulsion, de latéralité et de déduction.
- 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.

Vaisseaux sanguins de la tête

Les artères de la tête et du cou viennent des artères carotides communes et subclavière.

Les artères carotides communes montent sur les côtés du cou et, à la limite supérieure du larynx, chacune donne ses deux branches principales, les artères carotides internes et externes. Les artères carotides externes desservent la majeure partie des tissus de la tête, à l'exception de l'encéphale et des orbites. Les artères carotides internes, plus grosses que les précédentes, irriguent les orbites et 80% du cerveau.

Les artères subclavières naissent : à droite du tronc brachio-céphalique, à gauche de l'arc de l'aorte. Elles donnent cinq collatérales : le tronc costo-cervical, le tronc thyro-cervical, les artères vertébrales, thoracique interne et scapulaire redescendante.

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 du cou. À l'intérieur du crâne, les artères vertébrales droite et gauche s'unissent pour former l'artère basilaire. Celle-ci monte le long de 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 occipitaux et la partie inférieure des lobes temporaux.

Le sang veineux de la tête et du cou est déversé, de chaque côté, dans les gros troncs veineux de la base du cou, par six veines principales qui sont : la veine jugulaire interne, la veine jugulaire externe, la veine jugulaire antérieure, veine jugulaire postérieure, 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 le sinus 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 au nombre de vingt et un. Cinq sont impairs et médians, les autres sont pairs 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 caractère commun de s'ouvrir en avant de la protubérance occipitale interne, dans un même confluent, appelé confluent des sinus. Ils sont au nombre de sept. Trois sont impairs 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 le sinus latéral et le sinus marginalis.

Le confluent des sinus est le nom que l'on donne au point de jonction des sinus sagittal supérieur, rectus et marginalis, en avant de 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 généralement volumineux qui recueille le sang de la plus grande partie des parois crâniennes, des régions profondes de la face, enfin des plans superficiels des régions postérieures et latérales du cou. Son origine est dans la région parotidienne, elle finit à la base du cou, où elle s'ouvre dans la veine sous-clavière.

Les veines jugulaires postérieure et vertébrale appartiennent à la nuque et à la région vertébrale.

Le cerveau

Le cerveau est placé dans la boîte crânienne. Il repose sur la base du crâne et est recouvert par la voûte. Il existe des fractures de la voûte et de fractures de 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 : les méninges baignées par le liquide céphalo-rachidien.

Les méninges sont formées de deux feuillets : un feuillet externe fibreux, résistant et nacré qui constitue la méninge dure ou pachyméninge ou dure-mère (*dura-mater*); et un feuillet interne beaucoup moins résistant ou méninge molle ou lepto-méninge, formé de l'arachnoïde et de la pie-mère (*pia-mater*).

La dure-mère tapisse la face profonde des enveloppes osseuses. Dans la cavité crânienne elle se dédouble pour former avec la paroi osseuse les sinus veineux. Enfin elle émet à l'intérieur du crâne des prolongements qui forment des cloisons fibreuses appelées selon leur forme des faux tentes.

Les tentes dure-mériennes sont des cloisons horizontales de séparation. On a la tente du cervelet (*tentorium cerebelli*) qui sépare le cerveau du cervelet et la tente de hypophyse (*diaphragma sellae*).

Les faux dure-mériennes sont des cloisons sagittales de séparation et on a la faux du cerveau (*falx cerebri*) ou grande faux qui sépare en haut les deux hémisphères cérébraux et la faux du cervelet (*falx cerebelli*) ou petite faux, est fixée sous la tente du cervelet dans la fosse cérébelleuse.

Ainsi se trouvent délimitées deux loges fibreuses : en haut la loge cérébrale qui contient les deux hémisphères du cerveau, en bas la loge cérébelleuse (ou fosse crânienne postérieure) qui contient le cervelet et le tronc cérébral.

La lepto-méninge, beaucoup plus fine, d'aspect réticulé, s'épaissit au contact du névraxe (cerveau) auquel elle forme une lame porte-vaisseaux : la pie-mère (*pia-mater*).

Entre la pie-mère et l'arachnoïde les espaces arachnoïdiens (*cavum subarachnoideale*) sont remplis par le liquide céphalo-rachidien qui baigne ainsi le névraxe et remplit également les cavités ventriculaires. Dans certaines zones de la cavité crânienne les espaces arachnoïdiens s'élargissent pour former des lacunes et des citerne.

Le cerveau est recouvert de trois méninges :

- la dure-mère est la méninge la plus épaisse;

- l'arachnoïde tapisse la face interne de la dure-mère ;
- la pie-mère tapisse la surface du cerveau en épousant étroitement les replis, les scissures et les circonvolutions du cerveau.

Entre l'arachnoïde et la pie-mère se trouve l'espace sub-arachnoïdien qui est occupé par le liquide cérébro-spinal. Celui-ci est en perpétuel mouvement. Le névraxe baigne totalement dans le liquide cérébro-spinal, qui est situé à l'extérieur et à l'intérieur du névraxe. On peut distinguer deux départements (qui communiquent par l'aperture mediane ventriculaire, à la face dorsale du tronc cérébral):

- Le département interne (ou central). Au niveau de l'encéphale, il est constitué par quatre ventricules : Les ventricules latéraux, dans les hémisphères cérébraux, le troisième ventricule entre les deux thalamus, et le quatrième ventricule dans le tronc cérébral. Ces cavités communiquent entre elles. Le foramen interventriculaire fait communiquer les ventricules latéraux, et le troisième ventricule. L'aqueduc du mésencéphale (ou de Sylvius) fait communiquer le troisième ventricule et le quatrième. Au niveau de la moelle, ce département comprend le canal de l'épendyme qui est partiellement virtuel, en principe plus ou moins oblitéré pendant l'adolescence.
- Le département externe (ou périphérique). Il est représenté par l'ensemble des espaces sub-arachnoïdiens. Certaines portions intracrâniennes de ces espaces sont plus vastes. Elles sont appelées citernes ou lacunes.

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).

La surface des hémisphères est parcourue par de nombreux sillons qui délimitent sur cette surface des lobes et des circonvolutions ou gyri. Les lobes sont séparés les uns des autres par des 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 pariéto-occipitale) qui est plus rudimentaire.

Les bords du sillon latéral dissimulent une dépression - la fosse latérale - qui contient un lobe particulier appelé le lobe de l'insula qui possède 5 petites circonvolutions.

Chaque hémisphère présente trois faces:

- la face externe convexe qui répond dans toute son étendue 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 profonde de l'hémisphère. La partie inférieure de la circonvolution limbique est 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 un relief dans la cavité du ventricule latéral.

Les commissures inter-hémisphériques contiennent des fibres nerveuses qui établissent des relations entre les deux hémisphères cérébraux. Ces sont : le corps calleux, le fornix et la commissure blanche antérieure.

Configuration interne du Cerveau

Sous le cortex se trouve la substance blanche centrale au sein de laquelle sont situés de volumineux noyaux gris. Ces sont des centres sous-corticaux appelés noyaux gris centraux. Ils sont composés des corps striés et du thalamus. En fin au centre du cerveau se trouve un système de cavités appelées ventricules qui ne sont autres que des dilatations régionales du canal central de la moelle spinale (canal central).

Le cerveau et le tronc cérébral possèdent un système de cavité qui contient du liquide cérebro-spinal. Le 4ème ventricule appartient au tronc cérébral. Le 3ème 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 qui sont des cavités placées à l'arrière de chaque hémisphère.

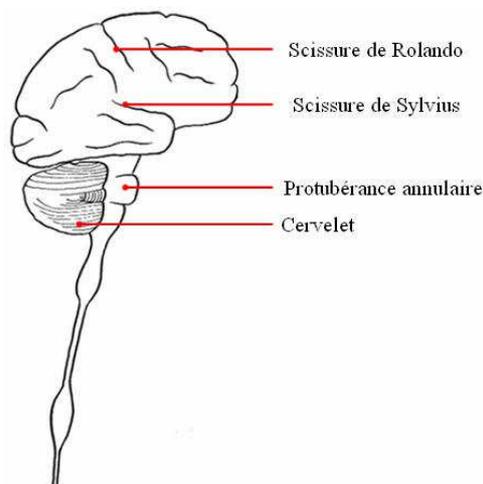


Figure 111: Le cerveau

ANNEXE B: EXEMPLES DE PARAMETRES DE DETECTION D'ORGANES

Pour toutes ces configurations la fusion des régions 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 contourés le niveau de fusion sera plus élevé.

Détection sur coupes sériées

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.

Muscles du membre pelvien:

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.

Osdumembre pelvien:

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 noir et blanc avec les multiplicateurs nuls pour les couleurs autre que le rouge, 4 Lissages, Renforcement des noirs, Ligne de Partage des Eaux.

Détectionsurscanner

Osdelatête:

2Lissages, 2Renforcementdesblancs, Seuillage.

Musclesdumembrethoracique:

5 Lissages, Seuillage. (remarque: les images étudiées étant extrêmement bruitées nous avonsduaugmenterlenombredelissages).

Osdumembrethoracique:

5 Lissages, Renforcement des blancs, Seuillage. (remarque: les images étudiées étant extrêmementbruitéesnousavonsduaugmenterlenombredelissages).

Organe seul:

1 Renforcementdesblancs, Seuillage. (remarque: cela correspond à un organe que l'on a extrait chirurgicalement – cette étude a été réalisée avec un pelvis et un cœur).

DétectionsurIRM

Musclesdumembrepelvien:

1Lissage, 2Renforcementdesnoirs, SeuillageouLigne de Partage des Eaux.

Osdumembrepelvien:

1Lissage, 1Renforcementdesblancs, 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 implémenté un ensemble de méthodes permettant de générer des maillages éléments finis en se basant sur une image série (coupes anatomiques, scanner, IRM). La génération de maillages a été décomposée en trois grandes parties : extraction de contours, reconstruction 3D et maillage surfacique ou volumique. Les méthodes de détection de contours ont été choisies afin d'être applicables surtout à type d'imagerie série dans le but d'être d'un emploi le plus large possible. Les méthodes de reconstruction 3D et de maillage sont originales et basées sur une décomposition octaédrique de l'espace. Elles génèrent directement des éléments quads et hexas. La validation de la chaîne de traitement et des modèles obtenus a été effectuée sur le segment céphalique. Divers autres segments ont aussi été abordés même si leur étude n'est ici abordée qu'à l'engueulure d'illustration.

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 models of the human body. We created a method package which generates finite element meshes from pictures of serial slices (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 or organs were chosen to validate the package. We studied other organs too but 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
UMRT24-INRETS/UnivMed
Faculté de Médecine – Secteur Nord
Boulevard Pierre Dramard
13916 MARSEILLE cedex 20
