

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**GÉNÉRATION ADAPTATIVE DE MAILLAGE TRIDIMENSIONNEL À
PARTIR D'IMAGES IRM DU TRONC HUMAIN**

OLIVIER COURCHESNE
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU
DIPLOME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

AVRIL 2007



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-29222-8

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-29222-8

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

GÉNÉRATION ADAPTATIVE DE MAILLAGE TRIDIMENSIONNEL
À PARTIR D'IMAGES IRM DU TRONC HUMAIN

présenté par : COURCHESNE Olivier

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., président

Mme. CHERIET Farida, Ph.D., membre et directrice de recherche

M. GUIBAULT François, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. CAMARERO Ricardo, Ph.D., membre

*À Karine pour ses encouragements et sa patience
pendant toute la durée de ce projet*

REMERCIEMENTS

Le chemin vers l'obtention d'une maîtrise est long et sinueux. Pour arriver au bout de ce chemin, il faut être prêt à fournir le temps et le travail nécessaire. Maintenant que le bout de ce chemin est en vu, il est temps de remercier tout ceux qui m'ont aidé à me rendre aussi loin.

Tout d'abord, j'aimerais remercier ma directrice de recherche, Mme. Farida Cheriet, et mon codirecteur, M. François Guibault, qui m'ont offert l'opportunité de travailler sur ce projet. Je tiens à les remercier pour leur soutien financier évidemment, mais plus encore pour leur aide ainsi que les nombreux conseils qu'ils m'ont prodigués.

Je profite aussi de l'occasion pour remercier les membres du MAGNU et du LIV4D pour leur soutien technique et moral tout au long de ce projet. J'aimerais plus particulièrement remercier Julien Dompierre qui m'a permis de sauver un temps précieux en m'aidant à me familiariser avec le logiciel *OORT*, qui a été un outil essentiel à la réalisation de ce projet. J'aimerais également le remercier, ainsi que Marie-Gabrielle Valet pour leurs explications sur l'utilisation de métriques pour la génération de maillages adaptatifs. Je tiens aussi à remercier M. Martin Leclerc du département de génie des structures qui m'a donné une brève introduction au résolveur numérique *ANSYS* ce qui m'a permis de conclure ce projet avec succès.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique est une maladie qui affecte environ 5 % des adolescents. Cette maladie consiste en une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace et sa cause n'est pas connue. Plus simplement, cette maladie peut être diagnostiquée par une déviation de la colonne vertébrale qui peut entraîner la présence d'une bosse dans le dos des patients. Des outils informatiques ont été développés au sein du Groupe de Recherche sur les Déformations Musculo-Squelettiques (GRDMS) de l'Hôpital Sainte Justine pour faciliter la détection, l'évaluation du traitement et le suivi de la scoliose. Ces outils utilisent une représentation tridimensionnelle des structures internes du patient qui est généralement obtenue à partir des images radiologiques. Ces représentations sont limitées aux structures osseuses et impliquent un cumul de radiations potentiellement dangereuses au patient durant le suivi clinique.

D'autre part, un simulateur de chirurgie est en cours de développement dans le cadre d'un partenariat avec la compagnie Medtronic Sofamor Danek. Ce simulateur permet aux chirurgiens de planifier leurs manœuvres chirurgicales sur un modèle numérique 3D des structures osseuses afin de choisir une stratégie opératoire optimale pour la correction des déformations. Ce simulateur est en mesure de prédire avec une précision adéquate l'effet d'une chirurgie sur les structures osseuses. Cependant, ce simulateur ne prend pas en considération l'effet de la chirurgie sur l'apparence externe du patient. La méthode élaborée dans le cadre de ce projet propose le développement d'un nouveau modèle tridimensionnel complet du tronc incluant l'ensemble des structures anatomiques d'un patient pour la simulation du traitement orthopédique de la scoliose. Ce modèle sera construit par fusion des informations provenant de plusieurs modalités d'imageries. L'imagerie radiologique fournira de l'information sur les structures osseuses, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) sera utilisée pour l'acquisition de l'information sur les tissus musculaires, adipeux et sur les organes internes et une acquisition de la topographie

de surface du tronc par un système de caméra 3D complétera le modèle en ajoutant la surface externe du tronc.

L'objectif global de ce projet est de développer un premier modèle basé sur un maillage adaptatif tridimensionnel généré à partir d'une séquence d'images IRM. Ce modèle servira à compléter les modèles de surface externe du tronc et des structures osseuses sous-jacentes afin d'effectuer des simulations numériques sur l'ensemble des structures anatomiques du tronc. Les objectifs intermédiaires sont de générer des maillages adaptatifs 2D à partir d'images IRM axiales d'un tronc humain, de segmenter ces maillages avec des techniques de segmentation d'images classiques modifiées et de construire un maillage tridimensionnel en faisant une tétraèdralisation de Delaunay contrainte à partir des maillages 2D segmentés.

Les maillages adaptatifs bidimensionnels sont générés à partir du logiciel *OORT*. Ce logiciel est fourni par le laboratoire du MAGNU de l'École Polytechnique. Parce qu'il n'a pas été développé pour ce type d'application, la première étape est de définir les paramètres à utiliser avec *OORT*. Le processus d'adaptation d'*OORT* est basé sur l'utilisation d'une métrique. Il faut donc également définir une métrique appropriée à l'adaptation de maillage basée sur l'intensité des images IRM.

Chacun des maillages adaptatifs est ensuite segmenté pour récupérer la frontière extérieure du tronc. Cette segmentation est faite en utilisant des techniques de segmentations d'images classiques. Deux techniques sont modifiées pour pouvoir être utilisées sur des maillages anisotropes, la technique de croissance de région (« region growing ») et la technique de coupes de graphe (« graph cuts »).

La génération du maillage tridimensionnel est faite avec le logiciel *Tetgen*. Ce maillage est obtenu en liant les maillages segmentés. Les maillages sont liés deux à deux, puis sont

concaténés pour obtenir le maillage 3D complet. Considérant le fait que certaines parties des contours sont concaves, il faut effectuer une tétraèdralisation de Delaunay contrainte. *Tetgen* permet une telle tétraèdralisation en définissant la géométrie externe du tronc. Pour ce faire, quatre critères sont définis pour lier les contours externes des couches, la longueur de la diagonale, l'aire du triangle, l'aire de l'ellipse et le critère de Delaunay. Trois modèles 3D complets sont construits. Le premier est généré avec le logiciel Matlab et représente un tronc humain; le deuxième est tiré des données IRM du Visible Human Project et le troisième est obtenu à partir d'images IRM provenant d'un protocole d'acquisition réel de l'Hôpital Sainte Justine.

Les tests qui ont été effectués avec le logiciel *OORT* montrent tout d'abord qu'il peut être utilisé avec des images IRM. Ensuite, la métrique la plus appropriée est celle qui peut être construite à partir de l'estimateur d'erreur d'*OORT*. Les maillages résultants du processus d'adaptation ont une densité de nœuds plus importante près des frontières des structures présentes dans l'image et moins importante dans les régions où l'intensité est homogène. De plus, les arêtes des éléments du maillage sont également orientées pour suivre les frontières des structures anatomiques présentes dans l'image.

Les deux techniques de segmentation d'images ont été convenablement adaptées et ont permis la segmentation des maillages. La première observation à faire est qu'il est possible d'utiliser des algorithmes classiques de segmentation sur des maillages anisotropes. Ces techniques de segmentation donnent de bons résultats et si les images sont de bonne qualité il est possible d'automatiser la segmentation. La technique qui est la plus facilement automatisable est celle basée sur la croissance de régions qui est moins rapide que celle par coupe de graphes. Néanmoins, l'automatisation est un facteur important et la première technique est choisie.

Les tests de liaison des couches 2D ont montré que la stratégie basée sur le critère de Delaunay est la plus robuste et a permis de lier efficacement les couches entre elles. Le succès de cette liaison a permis la définition de la géométrie externe puis d'une tétraèdralisation de Delaunay contrainte. Ensuite, les tests effectués avec les trois modèles ont montré que le temps de génération du maillage est proportionnel au nombre d'images le composant. Les tests effectués avec les images réelles indiquent que le temps de génération du modèle prend un peu plus d'une minute par image si la résolution des images est de 256 par 256. Par contre, les temps augmentent énormément si les images ont une résolution plus importante. Enfin, les maillages obtenus ont été acceptés par le solveur *ANSYS Workbench*, ce qui prouve que les maillages générés sont valides.

L'objectif de ce projet a été atteint avec succès. Un premier modèle basé sur un maillage adaptatif tridimensionnel généré à partir d'images IRM a été construit et ce modèle peut être utilisé pour effectuer des simulations numériques. Pour y arriver, différents outils ayant été développés pour des domaines différents ont dû être adaptés pour permettre la génération du modèle.

Ce modèle servira de base au développement d'un modèle physique multicouche correspondant à une représentation plus réaliste du tronc d'un patient. Certains points de ce premier modèle peuvent d'abord être améliorés. Tout d'abord, les ajustements d'*OORT* pourraient tenir compte de la résolution de l'image. Ensuite, les techniques de segmentations pourraient être raffinées pour récupérer la frontière du tronc avec plus de précision. Enfin, la frontière du tronc pourrait être lissée pour améliorer la qualité du modèle. Une étude devrait également être effectuée pour évaluer l'utilisation d'un solveur numérique pour la simulation de l'effet d'une chirurgie sur l'ensemble des structures anatomiques du tronc.

ABSTRACT

Idiopathic scoliosis is an illness that afflicts roughly 5 % of teenagers. This illness is characterized by a deformation of the spine in the three planes of space and its cause is unknown. To be clear, this illness is diagnosed by a deviation of the spine that can cause a bump in the back. Computer tools have been developed by the Musculo-Skeletal Deformations Research Group (GRDMS) of Sainte-Justine Hospital to ease the detection, evaluation of the treatment and follow-up of the scoliosis. These tools use a 3D representation of the patient which is usually based on radiological images. They are limited to bone structures and require repeated exposure of the patient to potentially dangerous radiations that cumulate and may cause cancer.

In addition, a surgical simulator is currently developed in collaboration with the Medtronic Sofamor Danek Company. This simulator allows surgeons to plan surgical operations on 3D numerical models of bone structure in order to choose an optimal strategy to correct spinal deformity. This simulator can predict with adequate precision the surgery effect on bones structures. However, the chosen strategy does not consider the surgery effect on the outside look of the trunk. The method introduced by this project suggests development of a new 3D model of the patient's trunk including whole anatomical structures for the scoliosis treatment simulation. This model will be constructed by a merge of information coming from different imagery types. Radiological imagery will provide information about the bone structures and magnetic resonance (MR) imagery will be used to get information on muscular and fatty tissues as well as internal organs. The model will be completed with the trunk topographic surface acquired by a set of 3D cameras by adding trunk external surface.

This project global objective is to develop a first model based on a 3D adaptive mesh generated from a set of MR images. This model will be used to complete trunk external

surface and underlying bone structure models to perform numerical simulations of the whole trunk anatomical structure. Specific objectives are to generate 2D adaptive meshes from axial human trunk MR images, to segment these meshes with modified classical images segmentation algorithms and to build a 3D mesh through a constrained Delaunay tetraedralisation based on these 2D segmented meshes.

2D adaptive meshes are produced by *OORT* software. This software is provided by the MAGNU laboratory of École Polytechnique de Montréal. Since it was not designed for this purpose, the first step is to define parameters to use with *OORT*. *OORT* adaptation process is driven by a metric used as a control function. Thus, a metric properly adapted to meshes based on the intensity of the MR images must also be defined.

Each adaptive meshes is then segmented to obtain the trunk's external boundary. This segmentation is done using classical images segmentations algorithms. Two different algorithms were modified to be used on anisotropic meshes, the region growing and the graph cuts algorithms.

3D mesh generation is done with *Tetgen* software. This mesh is obtained by linking all the 2D segmented meshes. These meshes are linked two by two, and then all pairs are merged to obtain the complete 3D mesh. Considering that some boundaries parts are concave, the Delaunay tetraedralisation must be constrained. *Tetgen* allows to perform such tetraedralisation by defining the external geometry of the trunk. To do so, four criterion are defined to link the external boundary of each slices: the diagonal length, the triangle area, the ellipse area and the Delaunay criteria. Three complete models are constructed. The first is generated by *Matlab* software and represents a human trunk; the second comes from the visible Human Project MR data and the third is gotten from a real acquisition protocol of Sainte Justine Hospital.

Tests that were made with *OORT* show that it can be used with MR images. Furthermore, the most appropriate metric is the one entirely provided by *OORT* software itself. The resulting meshes of the adaptation process have a greater density of nodes near boundaries and lower density of nodes in the region of homogeneous intensity. Also, the mesh element edges are aligned with anatomical structure boundaries.

Both images segmentation algorithms have been successfully adapted to segment anisotropic meshes. The first observation is that it is possible to use classical segmentation algorithms to segment anisotropic meshes. These segmentation techniques give good results and if the source images are of good quality segmentation may be automatic. Graph cuts algorithm is faster, but the region growing algorithm can more easily become automatic. Because of the importance of automatic segmentation, the latter algorithm is chosen.

Tests to link 2D slices have shown that the strategy based on Delaunay criteria is the most robust and has allowed to effectively link slices together. The success of this link has allowed the definition of the external geometry and then the constraint Delaunay tetraedralisation. Other tests have shown that the processing time to obtain the final 3D model is proportional to the number of images used. In fact, the model processing time with real images is about one minute per image for an image resolution of 256 by 256. On the other hand, the processing time increases greatly if the resolution of the image is more important. At last, the produced meshes have been accepted by *ANSYS Workbench*, a numerical simulation tool, and indicating that the generated meshes are valid.

The objective of this project has been successfully reached. A first model based on 3D adaptive mesh generated from MR images has been built and this model can be used in numerical simulations. To do so, many tools developed for other purposes have been adapted to allow the generation of the model.

This model will be used to develop a physical multilevel model corresponding to a more realistic representation of a patient's trunk. Some features of this first model can be improved. First, *OORT* settings can take into consideration the image resolution. Second, the segmentation methods can be improved to get the trunk boundary more precisely. Third, the boundary of the trunk could be smoothed to increase the quality of the model. Finally, a study should also be carried out to evaluate the use of a numerical solver for simulation of the effect of surgery on the whole anatomical structures of the trunk.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	iv
REMERCIEMENTS.....	v
RÉSUMÉ.....	vi
ABSTRACT.....	x
TABLE DES MATIÈRES	xiv
LISTE DES TABLEAUX.....	xvi
LISTE DES FIGURES	xviii
LISTE DES ANNEXES	xx
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 : ÉTAT DE L'ART	9
1.1 Génération et adaptation de maillage.....	9
1.1.1 Génération de maillage	11
1.1.2 Adaptation de maillage	15
1.1.3 Fonction de contrôle anisotrope.....	18
1.1.4 Utilisation de maillages adaptés pour le traitement d'image	21
1.1.5 OORT (Object Oriented Remeshing Toolkit).....	22
1.2 Techniques de segmentation d'images	23
1.2.1 Techniques de classification	24
1.2.2 Techniques de traitement d'images	26
1.3 Reconstruction 3D	33
1.3.1 Reconstruction de surface	34
1.3.2 Reconstruction de volume.....	34
1.4 Choix technologiques.....	36
CHAPITRE 2 : MÉTHODOLOGIE.....	38
2.1 Génération de maillage adapté.....	38
2.1.1 La méthode <i>SLF</i>	39
2.1.2 La méthode <i>QF</i>	40

2.1.3	Ajustement de <i>OORT</i>	41
2.2	Segmentation des maillages.....	51
2.2.1	Croissance de région.....	51
2.3	Reconstruction 3D	53
2.3.1	Liaison de couches 2D	54
2.3.2	Génération du maillage tridimensionnel.....	56
2.3.3	Validation du modèle.....	59
CHAPITRE 3 : RÉSULTATS ET DISCUSSION		61
3.1	Génération du maillage adapté.....	61
3.1.1	Choix de la méthode de reconstruction du Hessien	61
3.1.2	Définition des paramètres du module Convertisseur	69
3.1.3	Définition des critères usager.....	74
3.1.4	Définition des critères du processus d'adaptation	76
3.1.5	Effet d'un filtrage des images	80
3.2	Segmentation des maillages adaptés.....	81
3.2.1	Croissance de région	81
3.2.2	Coupe de graphe	83
3.2.3	Validation de la segmentation.....	84
3.2.4	Choix de la technique de segmentation	84
3.3	Reconstruction 3D	86
3.3.1	Liaison des couches 2D	86
3.3.2	Génération du modèle	91
3.3.3	Validation du modèle.....	96
3.4	Discussion générale	97
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....		100
BIBLIOGRAPHIE		103

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 0.1 : Résonnance magnétique du tronc	2
Tableau 2.1 : Représentation du voisinage pour la méthode QF	40
Tableau 2.2 : Images IRM tirées du protocole expérimental.....	59
Tableau 2.3 : Images IRM expérimentales modifiées	59
Tableau 3.1 : Paramètres par défaut pour la construction de la métrique	62
Tableau 3.2 : Comparaison entre la méthode SLF et QF.....	62
Tableau 3.3 : Effet de l'augmentation de la taille du voisinage pour la méthode QF	63
Tableau 3.4 : Effet de la variation de la longueur cible d'une arête pour la méthode SLF	64
Tableau 3.5 : Effet de la variation de la longueur cible pour la méthode QF avec un voisinage de niveau 1	65
Tableau 3.6 : Effet de la variation de la longueur cible pour la méthode QF avec un voisinage de niveau 2.....	66
Tableau 3.7 : Effet de la variation de la longueur cible pour la méthode QF avec un voisinage de niveau 3.....	67
Tableau 3.8 : Comparaison entre la méthode SLF et QF avec une superposition des courbes de niveaux.....	68
Tableau 3.9 : Test de la borne minimum euclidienne de la métrique	69
Tableau 3.10 : Effet de la borne minimum euclidienne de la métrique	70
Tableau 3.11 : Test de la borne maximum euclidienne de la métrique	70
Tableau 3.12 : Test de l'étirement maximum de la métrique	71
Tableau 3.13 : Effet de l'étirement maximum de la métrique avec traitement de l'étirement par défaut	72
Tableau 3.14: Test de la longueur cible d'une arête dans la métrique.....	73
Tableau 3.15 : Effet de la longueur cible d'une arête dans la métrique.....	73
Tableau 3.16 : Paramètres suggérés pour la construction de la métrique	74

Tableau 3.17 : Paramètres par défaut pour les critères usagers	75
Tableau 3.18 : Test du facteur multiplicateur pour longueur min et max euclidienne des arêtes	76
Tableau 3.19 : Test de la forme minimum euclidienne des éléments	76
Tableau 3.20 : Paramètres initiaux pour les critères métriques	77
Tableau 3.21 : Effet de la forme minimum euclidienne des éléments.....	78
Tableau 3.22 : Statistiques sur les éléments du maillage avant toute adaptation	79
Tableau 3.23 : Statistiques sur les arêtes du maillage avant toute adaptation	79
Tableau 3.24 : Statistiques sur les éléments du maillage après le processus d'adaptation	80
Tableau 3.25 : Statistiques sur les arêtes du maillage après le processus d'adaptation....	80
Tableau 3.26 : Effet du filtre de choc	81
Tableau 3.27 : Test de l'algorithme de croissance de région	82
Tableau 3.28 : Test de l'algorithme de croissance de région sur une image IRM	82
Tableau 3.29 : Test de l'algorithme de coupe de graphe sur une image synthétique.....	83
Tableau 3.30 : Test de l'algorithme de coupe de graphe sur une image IRM axiale	84
Tableau 3.31 : Images tirées de la première séquence d'images	86
Tableau 3.32 : Images tirées de la deuxième séquence d'images.....	87
Tableau 3.33 : Liaison de couche avec la stratégie de la longueur de la diagonale.....	88
Tableau 3.34 : Deux images successives de la première séquence d'images	88
Tableau 3.35 : Test de la stratégie basée sur la longueur de la diagonale	89
Tableau 3.36 : Test de la stratégie basée sur l'aire des triangles	89
Tableau 3.37 : Test de la stratégie basée sur la taille de l'ellipse	90
Tableau 3.38 : Test de la stratégie basée sur le critère de Delaunay	91
Tableau 3.39 : Images IRM axiales tirées du VHP.....	93

LISTE DES FIGURES

Figure 0.1 : Angle de Cobb.....	3
Figure 0.2 : Schéma de la génération du maillage adaptatif 3D	6
Figure 1.1 : Schéma général d'une méthode frontale (George 1991).....	12
Figure 1.2 : Triangulation de Delaunay (Camarero and Dompierre 2006).....	13
Figure 1.3 : Critère de la sphère vide. Critère respecté à gauche et violé à droite.....	13
Figure 1.4 : Méthode incrémentale réduite (Bowyer-Watson)	14
Figure 1.5 : Espace physique (x,y) et espace paramétrique (u,v) (Camarero 2006).....	16
Figure 1.6 : Ellipse associée au tenseur métrique de quelques éléments.....	20
Figure 1.7 : Schéma de l'architecture logicielle d' <i>OORT</i>	22
Figure 1.8 : Schéma d'une technique de classification	25
Figure 1.9 : Level set function	29
Figure 1.10 : Une segmentation simple par coupes de graphe.	33
Figure 2.1 : Arêtes transversales interdites	46
Figure 2.2 : Arêtes transversales permises.....	46
Figure 2.3 : Schéma général du module remailleur	47
Figure 2.4 : Exemple illustrant le critère de Delaunay	55
Figure 2.5 : Exemple illustrant le critère de l'ellipse	55
Figure 2.6 : Représentation grossière d'un tronc humain.....	57
Figure 2.7 : Représentation 3D des images IRM du VHP	58
Figure 3.1 : Validation de la segmentation par croissance de région	85
Figure 3.2 : Validation de la segmentation par coupe de graphe.....	85
Figure 3.3 : Temps d'exécution pour la première séquence d'image	92
Figure 3.4 : Surface extérieur et plan de coupe pour le premier modèle 3D	92
Figure 3.5 : Temps d'exécution pour la deuxième séquence d'image	93
Figure 3.6 : Surface extérieure du troisième modèle 3D	94
Figure 3.7 : Plans de coupes du troisième modèle 3D	95

Figure 3.8 : Temps d'exécution pour la troisième séquence d'image.....	95
Figure 3.9 : Validation du modèle 3D par <i>ANSYS Workbench</i>	97

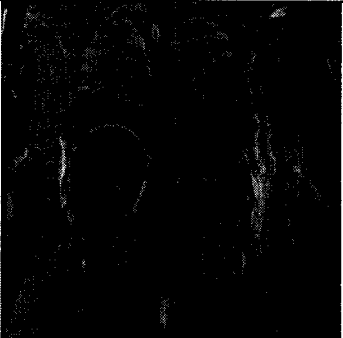
LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1 : FICHIER DE CONFIGURATION DE OORT	109
--	------------

INTRODUCTION

Au fil des années, plusieurs techniques d'imagerie médicale se sont développées pour permettre aux spécialistes d'acquérir de l'information sur l'état d'un patient. Certaines de ces techniques peuvent être nocives, car elles soumettent le patient à de fortes doses de radiation. Une technique plus intéressante et moins risquée est l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Cette technique est dite non invasive, c'est-à-dire qu'elle est pratiquement sans danger pour le patient. Le principe général de cette méthode est de faire réagir le noyau des cellules d'un patient. Pour y parvenir, le patient est placé à l'intérieur d'un appareil capable de générer un champ magnétique important. Ce champ permet d'aligner toutes les molécules du corps dans la même direction. Par la suite, une onde radio est émise pour exciter le noyau des cellules. Les cellules ne réagissent pas toutes de la même façon à cette excitation. Par exemple, le temps nécessaire pour que les cellules retournent à leur état initial ne sera pas le même pour les cellules musculaires et adipeuses. C'est en exploitant cette caractéristique qu'il est possible de développer une séquence d'acquisitions qui fera ressortir davantage certains tissus. Le Tableau 0.1 contient trois images IRM prises avec des séquences d'acquisitions différentes. Ces images correspondent toutes à une seule et même tranche frontale d'un tronc humain et sont tirées du Visible Human Project (Lorensen 1995). Une image pondérée par la densité de protons (PD) permet de rehausser, comme son nom l'indique, les tissus qui ont une forte densité de protons. La majorité des tissus ont une densité proche de celle de l'eau qui sert de référence. Ce type de pondération est généralement utilisée pour l'étude du cerveau car la matière blanche a une densité de proton plus faible et est donc facilement identifiable sur ce type d'image. Sur une image pondérée selon T1, aussi appelé pondération anatomique, les tissus adipeux apparaissent généralement plus pâle. Ce type de séquence est également utilisé lors de l'emploi de produit de contraste pour la détection de tissus fortement vascularisés telle que les tumeurs. Une pondération tissulaire (T2) permet d'identifier facilement l'eau dans une image et par conséquent la présence d'œdème.

Tableau 0.1 : Résonnance magnétique du tronc

		
Pondération PD	Pondération T1	Pondération T2

Grâce à l'imagerie par résonnance magnétique, il est possible d'avoir une représentation d'une tranche anatomique complète. Cette technique permet de compléter un examen radiologique en ajoutant de l'information sur les tissus mous et les organes internes.

L'imagerie médicale permet de diagnostiquer avec précision un grand nombre de maladies telles que la scoliose idiopathique. Par définition, la scoliose est une déformation tridimensionnelle évolutive de la colonne vertébrale dans les trois plans. Elle est caractérisée par une incurvation dans le plan frontal, une rotation dans le plan axial et une cambrure dans le plan sagittal. Elle est donc facilement identifiable par la présence d'une gibbosité dans le dos du patient. La scoliose idiopathique (sans cause connue) est la forme de scoliose la plus fréquente et représente environ 75% des cas. Cette maladie touche environ 5 % des adolescents dont la grande majorité est composée de jeunes filles. Le diagnostic de cette maladie est généralement assez simple. Il peut se faire directement par le médecin qui mesure la gibbosité ainsi que l'angle des déformations. Par la suite, un examen radiologique permettra de déterminer avec précision la gravité de la scoliose par la mesure de l'angle de Cobb (voir Figure 0.1). Cet angle permettra de déterminer le traitement le plus approprié. Le port de corset, tel que le corset de Boston, est utilisé lorsque l'angle se situe entre 20° et 40°. Il permet de limiter l'aggravation de la

déformation ou corriger celle-ci durant la période de l'adolescence. Si la déformation est plus importante, un angle de Cobb de plus de 40° , une opération chirurgicale s'impose pour corriger la courbure (Poncet 2001). Lors de cette opération, le chirurgien redresse la colonne vertébrale à l'aide de tiges métalliques fixées à la colonne par des vis ou des crochets.

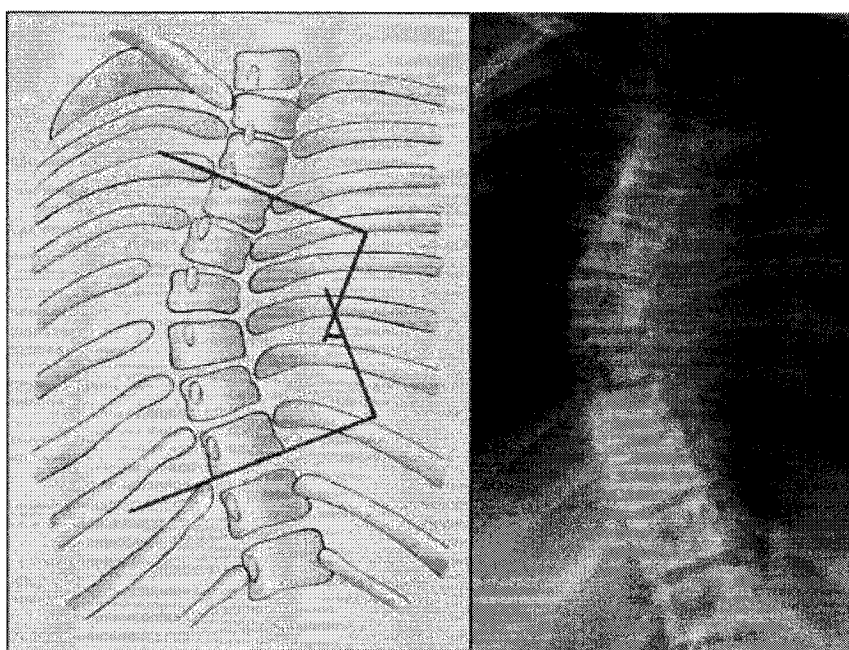


Figure 0.1 : Angle de Cobb¹

Des outils informatiques ont été développés pour faciliter la détection, l'évaluation du traitement et le suivi de la scoliose. Ces outils utilisent une représentation tridimensionnelle d'un patient. Ils permettent également aux spécialistes de planifier leurs interventions, chirurgicales ou autres, en déterminant les manipulations à effectuer pour obtenir les meilleurs résultats possibles avec un minimum de risque. Cette représentation

¹ <http://www.e-radiography.net/radpath/c/cobbs-angle.htm>

peut être obtenue de différentes façons. Par exemple, la tomographie axiale (CT-Scan) est parfois utilisée pour obtenir un modèle 3D d'une partie des structures osseuses du patient. Cette technique est simple et donne de bons résultats, mais nécessite d'exposer le patient à une forte dose de radiation. De plus, la courbure de la colonne est réduite, car le patient est couché sur le dos lors de l'acquisition. L'utilisation de radiographies prises à partir de différents points de vue est généralement à la base de la reconstruction d'un modèle tridimensionnel de la colonne vertébrale. Le patient est alors debout, mais ce modèle est lui aussi limité aux structures osseuses. D'ailleurs, un simulateur de chirurgie est en cours de développement dans le cadre d'un partenariat avec la compagnie Medtronic Sofamor Danek. Ce simulateur permet aux chirurgiens de planifier leurs manœuvres chirurgicales sur un modèle numérique 3D des structures osseuses afin de choisir une stratégie opératoire optimale pour la correction des déformations. Ce simulateur est en mesure de prédire avec une précision adéquate l'effet d'une chirurgie sur les structures osseuses. Ce type de simulateur permet de manipuler le squelette du patient, mais donne peu d'information sur l'effet de ces manipulations sur la géométrie externe du tronc du patient.

Plusieurs améliorations pourraient être apportées aux modèles utilisés pour avoir un outil mieux adapté. Tout d'abord, le modèle tridimensionnel devrait pouvoir représenter le tronc du patient dans son intégralité. C'est-à-dire qu'il devrait couvrir la région du corps du patient qui va des épaules jusqu'au bassin. Il devrait être constitué des os, évidemment, mais aussi des organes internes, tels que les poumons et l'estomac, ainsi que des couches adipeuses et musculaires. Il serait alors possible de visualiser l'effet de la manipulation de la colonne sur la surface externe du tronc ainsi que sur la position des organes internes. Cette modélisation nécessitera d'avoir de l'information sur les structures internes du patient. Les images radiologiques qui sont généralement utilisées ne peuvent nous fournir ce genre d'information. Par contre, les images obtenues par résonance magnétique peuvent nous fournir les informations dont nous avons besoin sur

la géométrie des structures internes du tronc. Un meilleur modèle serait donc construit par une fusion de plusieurs modes d'imageries, les radiographies pour les structures osseuses, les IRM pour les organes internes et les tissus adipeux et musculaires et une acquisition de la topographie de surface par un système de caméra 3D telle que le système *InsPeck* (*InsPeck inc.*, Montreal).

Un premier modèle des structures internes serait basé sur une séquence d'images IRM. Par la suite, ce volume de données en provenance des images IRM devra bien évidemment être traité. Pour couvrir la totalité du tronc avec une résolution suffisante, un nombre important d'images devront être générées. Par exemple, si nous supposons un tronc humain d'une longueur de 60 cm et que nous calibrons l'appareil d'IRM pour obtenir une précision de 1 mm entre chacune des couches, nous obtiendrons donc un minimum de 600 images, plus encore si plusieurs séquences d'acquisition ont été effectuées. Généralement, chacune des images a une résolution de 256 par 256 pixels. Ce qui nous fait un volume minimal de données à traiter de 600 par 256 par 256. Ce qui est loin d'être négligeable. Il est donc primordial de limiter la quantité d'information qui sera conservée pour le traitement. L'utilisation de maillage adaptatif basé sur la variation de l'intensité du niveau de gris, nous permettrait de réduire de façon intelligente la quantité d'information à conserver sur chacune des images en diminuant le nombre de nœuds dans les zones où le niveau de gris est constant. La réduction du nombre de nœuds est essentielle si l'on veut pouvoir faire des simulations numériques dans un temps de calculs acceptable.

Ce projet de maîtrise s'inscrit dans le cadre d'un projet de recherche dont le but ultime est de simuler l'effet d'une chirurgie sur l'apparence externe du patient. À plus court terme, ce projet permettra de développer un modèle anatomique multicouche d'un tronc humain. Pour atteindre ce but, quatre objectifs plus spécifiques devront être atteints. Tout d'abord, une méthode automatique robuste sera développée pour obtenir une reconstruction 3D

d'un modèle multicouche du tronc complet à partir d'images IRM. Ensuite, un modèle géométrique personnalisé du tronc sera développé à partir d'une fusion d'images multimodales. Le troisième objectif sera le développement d'un modèle multicouche déformable du tronc d'un patient scoliotique. Finalement, ce modèle 3D déformable sera évalué en simulant l'effet d'une chirurgie de la colonne vertébrale sur la surface externe du tronc.

L'objectif global de ce projet de maitrise est de développer une première version du modèle tridimensionnel du tronc d'un patient basé sur un maillage adaptatif tridimensionnel généré à partir d'une séquence d'images IRM. Il sera développé selon l'approche présentée à la Figure 0.2. Tout d'abord, chacune des images d'une séquence d'acquisition servira à la construction de maillages adaptés bidimensionnels. Ces maillages seront ensuite segmentés à l'aide de techniques de segmentation d'images classiques. Ces techniques devront d'abord être adaptées pour permettre la segmentation de maillages. Cette segmentation nous permettra de limiter le maillage à l'intérieur du tronc ainsi qu'à sa surface externe. Par la suite, la frontière de chacune des tranches sera reliée à la couche inférieure et supérieure pour obtenir un volume fermé. Finalement, un maillage tridimensionnel sera généré en reliant correctement tous les nœuds de chacun des maillages pour remplir l'intérieur de ce volume.

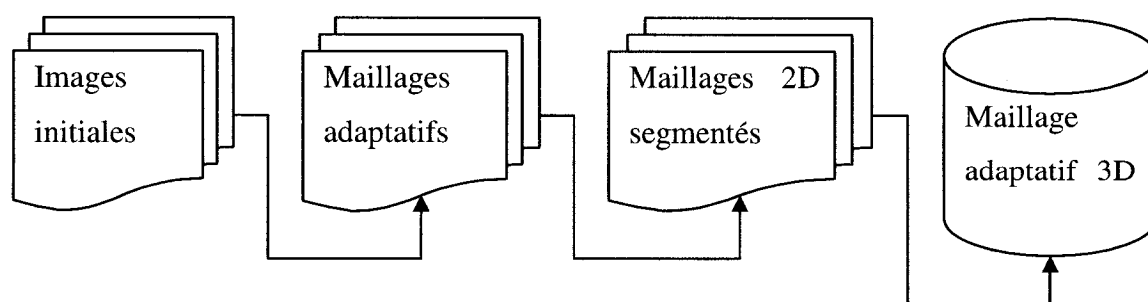


Figure 0.2 : Schéma de la génération du maillage adaptatif 3D

Pour réaliser ce projet, plusieurs outils devront être combinés. Tout d'abord, l'adaptation de maillage bidimensionnel se fera à l'aide du logiciel OORT qui a été développé par le laboratoire de Maillage et de Géométrie Numérique (MAGNU) de l'École Polytechnique de Montréal. L'adaptation du maillage sera faite en fonction de plusieurs paramètres qui devront être ajustés avec soin aux images IRM. Le logiciel OORT n'a pas été conçu à l'origine pour ce type d'application. Il sera donc nécessaire de définir une nouvelle fonction de contrôle du processus d'adaptation mieux adaptée au type d'image qui sera utilisé. Cette fonction de contrôle, spécifiée comme un tenseur, est un élément essentiel pour obtenir un maillage bien adapté. De plus, la génération du maillage tridimensionnel sera faite à l'aide de la librairie *Tetgen*. L'utilisation de cette librairie nécessite la définition d'un modèle géométrique fermé.

Différentes interfaces graphiques seront développées pour mener à terme ce projet. Tout d'abord, une interface permettra un ajustement interactif des paramètres de OORT et une segmentation des maillages adaptés. Une seconde interface permettra la création du modèle tridimensionnel complet du tronc.

La suite de ce document est séparée en trois chapitres principaux. Le premier chapitre est une revue des connaissances pour faire le point sur les options actuellement disponible pour atteindre nos objectifs. Ce chapitre présente d'abord l'adaptation et la génération de maillage en abordant les méthodes principales qui les composent, puis en montrant l'intérêt particulier de l'utilisation de maillage adaptatif pour la segmentation d'images médicale. Ensuite, les principales techniques de segmentation regroupées par catégories y sont présentées, en mettant l'accent sur celles qui sont généralement utilisées avec les images obtenues par résonance magnétique. Enfin, les techniques de reconstructions tridimensionnelles pour la génération d'un maillage volumique seront exposées.

Le second chapitre présente la méthodologie adoptée pour permettre la mise en œuvre de ce projet. Premièrement, ce chapitre décrit les différents paramètres qu'il faut adéquatement spécifier pour la génération d'un maillage adaptatif de qualité avec le logiciel OORT. Deuxièmement, il présente les modifications à apporter aux algorithmes de segmentation classiques pour permettre la segmentation de maillage anisotrope. Finalement, il regroupe les différentes stratégies de liaison des couches développées pour la définition d'une géométrie ainsi que les paramètres utilisés avec la librairie *Tetgen* pour permettre la génération du maillage tridimensionnel.

Le troisième chapitre regroupe les tests permettant de valider chacune des étapes menant à l'obtention du modèle tridimensionnel valide du tronc d'un patient. Il contient donc les résultats pour la génération des maillages adaptatifs 2D, de leur segmentation et de leur assemblage pour la construction du maillage 3D. Il contient également une discussion sur les résultats obtenus.

CHAPITRE 1 : ÉTAT DE L'ART

Ce chapitre présente les principaux concepts liés à la réalisation de ce projet de maîtrise. Pour ce faire, ce chapitre est divisé en trois sections principales. La première section permet d'avoir une bonne vue d'ensemble sur la génération et l'adaptation de maillage ainsi que sur la construction de modèles tridimensionnels. La seconde section présente les principales techniques de segmentation d'images. Finalement, une dernière section fait le point sur les choix technologiques qui ont été faits pour ce projet.

1.1 Génération et adaptation de maillage

Cette section présente les notions de base sur la génération et l'adaptation de maillage et discute des différentes approches possibles pour générer des maillages volumiques. Cette discussion est toutefois faite dans une perspective de construction, où les frontières du domaine ne sont pas connues sous formes paramétriques, mais devront être extraites des images par segmentation. Tout d'abord, un maillage peut-être défini comme étant un ensemble de nœuds liés les uns aux autres pour former des éléments, c'est-à-dire des formes géométriques simples telles que des triangles en 2D ou des tétraèdres en 3D. Les maillages sont généralement utilisés pour la résolution de problèmes nécessitant la résolution d'équation aux dérivées partielles à l'aide, par exemple, de la méthode des éléments finis. Ils sont également utilisés pour améliorer le rendu graphique de structures complexes. Les deux grandes catégories de maillages sont les maillages structurés et non structurés. Un maillage est dit structuré si la connectivité des éléments du maillage est de type différences finies (George 1991). Un exemple typique de maillage structuré serait une grille cartésienne. Chacun des points possède un voisin à gauche, à droite, en haut et en bas, à l'exception bien entendu des points situés sur la frontière. Un maillage non structuré est un maillage dont la connectivité des éléments est quelconque. C'est-à-dire

que le nombre de voisins d'un nœud peut être variable. La connectivité entre les éléments doit donc être explicitement définie contrairement au cas des maillages structurés où celle-ci est implicite. Les maillages qui seront utilisés dans le cadre de cette maîtrise seront des maillages non structurés.

La génération de maillage non structuré comprend la génération d'un ensemble de points et la triangulation de ce nuage de points. Les points peuvent être obtenus de différentes façons. Ils peuvent provenir d'un processus d'acquisition, comme une caméra 3D, ou être simplement générés à partir d'une fonction définissant le domaine à mailler. La densité des points peut-être définie par une fonction de contrôle. La triangulation d'un nuage de point est le recouvrement de l'enveloppe convexe d'un ensemble de points de $\mathbb{R}^d$ ($d \geq 2$) par un ensemble d'éléments, généralement simple (triangle pour $d = 2$, tétraèdre pour $d = 3$), satisfaisant un certain nombre de propriétés (George and Borouchaki 1997). L'utilisation d'une fonction de contrôle pour la génération des points du maillage permet la création d'un maillage adapté.

L'adaptation de maillage consiste à modifier un maillage déjà existant en fonction des propriétés de ce maillage et des propriétés que l'on désire que le maillage final possède. Plusieurs propriétés peuvent donc être modifiées telles que la densité des points et des éléments pour obtenir un maillage plus ou moins grossier selon les besoins dans une région, ainsi que la forme et l'orientation des éléments pour obtenir un maillage isotrope ou anisotrope. Le processus d'adaptation de maillage est généralement itératif et nécessite le calcul d'un estimateur d'erreur. Une solution est calculée à partir d'un maillage initial, puis une erreur est calculée pour déterminer les modifications à apporter aux maillages pour réduire cette erreur. Le nouveau maillage est ensuite évalué et ainsi de suite jusqu'à l'obtention d'un maillage satisfaisant. Il existe donc deux méthodes pour obtenir un maillage adapté. Soit un nouveau maillage est généré à chaque itération, soit un maillage initial est modifié itérativement.

1.1.1 Génération de maillage

Il existe plusieurs méthodes de génération de maillages non structurés. Parmi celles-ci, la méthode par avance de front ou simplement méthode frontale a été étudiée et utilisée par plusieurs auteurs dont (George 1971), (Jaime Peraire 1988) et (Dufour and Pelletier 2001). Ce type de maillage est généré à partir de la discrétisation du contour par une approximation polygonale. Une autre technique très connue est celle des maillages de Delaunay qui permet la triangulation d'un nuage de points.

1.1.1.1 Maillage frontal

L'intérêt de la méthode frontale est qu'elle permet de générer automatiquement un maillage sur un domaine à partir de son contour qui peut être de forme quelconque. Les éléments qui seront générés pour couvrir le domaine sont des triangles en 2D et des tétraèdres en 3D dans le cas des méthodes d'avance frontale classiques, et des quadrilatères et des hexaèdres dans le cas des méthodes de pavages et de plâtrages. Il s'agit d'une méthode itérative qui suit le schéma de la Figure 1.1. Un front initial est construit à partir du contour discrétisé. Ce front est alors analysé pour déterminer une zone de départ qui servira à créer un ou plusieurs nouveaux points et nouveaux éléments. Le front est ensuite mis à jour. Si le front est vide, le processus se termine, sinon une nouvelle analyse du front est réalisée. Le choix de l'élément à traiter lors de la phase d'analyse influence de façon importante le résultat final. Plusieurs stratégies ont été développées pour obtenir un maillage de qualité dont celle de (Osher and Sethian 1988) qui tient compte de la courbure du contour ou du front lors de la création de nouveaux points ou de nouveaux éléments.

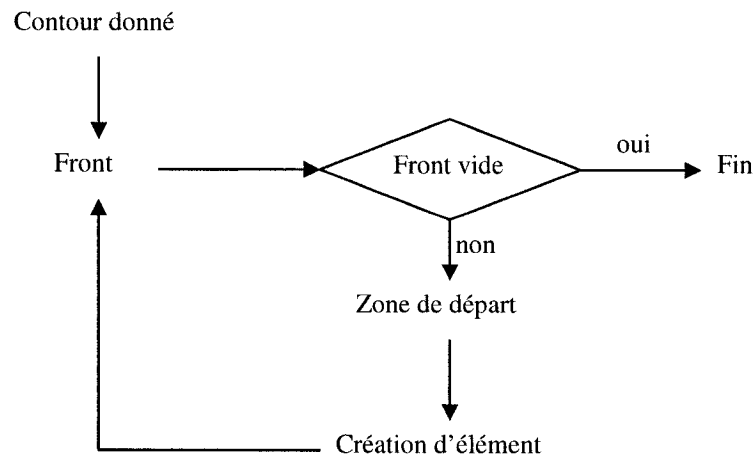


Figure 1.1 : Schéma général d'une méthode frontale (George 1991)

Il est également possible de tenir compte d'une fonction de contrôle lors de la génération du maillage (Dufour and Pelletier 2001). Cette fonction peut-être définie à partir d'un maillage précédent, mais ce dernier ne sera pas utilisé pour la création du nouveau maillage. L'utilisation de cette fonction de contrôle permet la génération de maillages adaptés. Il existe plusieurs méthodes frontales rapides et robustes en 2D. Par contre, l'implémentation de méthodes frontales en 3D s'avère une tâche difficile. Les choix faits lors de la phase d'analyse ont alors un impact encore plus important et peuvent mener dans un cul de sac. Il faut alors revenir plusieurs itérations en arrière et faire un nouveau choix de zone de départ.

1.1.1.2 Maillage de Delaunay

La méthode développée par Boris Nikolaevich Delone ou Delaunay est basée sur le critère de la sphère vide et permet la triangulation d'un nuage de points. Cette triangulation est unique et produit l'enveloppe convexe des points.

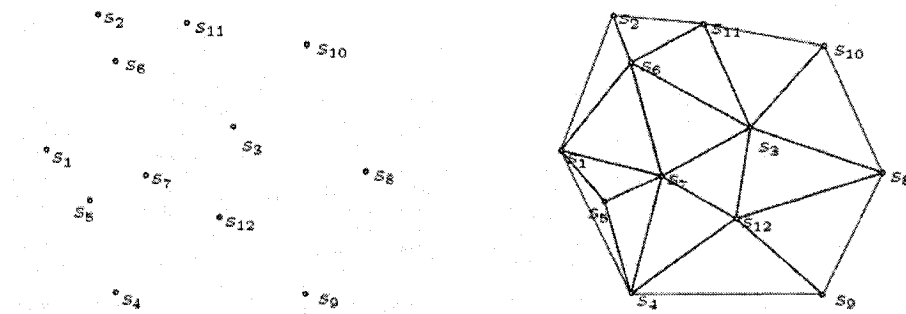


Figure 1.2 : Triangulation de Delaunay (Camarero and Dompierre 2006)

Le critère de la sphère vide indique que tout cercle passant par les trois sommets d'un élément (triangles) ne doit contenir aucun autre sommet comme illustré dans la Figure 1.3. Le respect de ce critère définit certaines propriétés des maillages de Delaunay en deux dimensions. Tout d'abord, l'angle minimum formé par les arêtes de la triangulation est maximisé et le rayon des cercles circonscrits maximum est minimisé (George and Borouchaki 1997). De plus, les éléments font un recouvrement complet du domaine et ne se chevauchent pas. Les premières implémentations de méthodes constructives ainsi que de méthodes de triangulation en N -D remontent aux débuts des années 1980 dont les principales références sont (Hermeline 1980), (Bowyer 1981) et (Watson 1981).

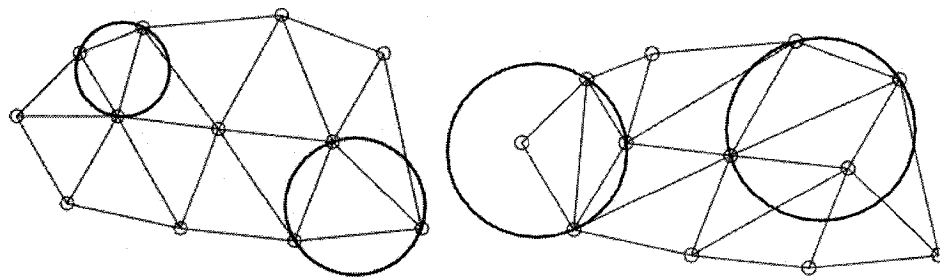


Figure 1.3 : Critère de la sphère vide. Critère respecté à gauche et violé à droite.

La construction classique du maillage à partir du nuage de points peut se faire selon le schéma suivant :

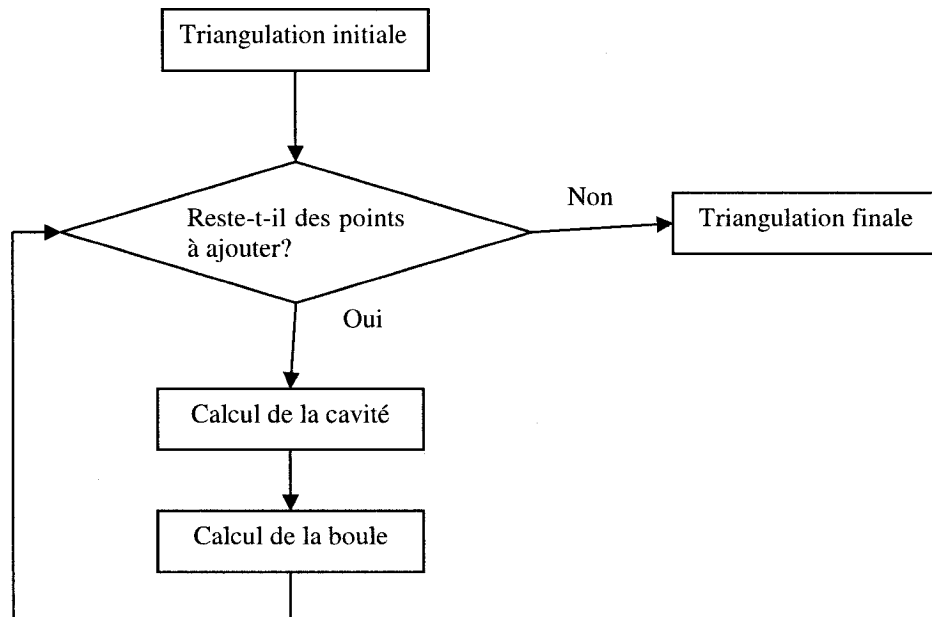


Figure 1.4 : Méthode incrémentale réduite (Bowyer-Watson)

Cette méthode itérative débute par le calcul d'une triangulation initiale définie par une boîte englobant le nuage de points. Par la suite, les points sont ajoutés, un à la fois, et pour chacun on effectue le calcul de la cavité et de la boule en respectant le critère de Delaunay. La cavité correspond à l'ensemble des triangles dont l'ajout du point courant cause un non respect du critère de Delaunay. La boule correspond simplement à l'ajout de nouveaux triangles ayant le nouveau point comme l'un de leur sommet. On itère ensuite jusqu'à ce que tous les points aient été ajoutés. Puis, les éléments dont un sommet fait partie de la boîte englobante sont éliminés pour obtenir la triangulation finale. Cette méthode est décrite en détail dans (George and Borouchaki 1997).

La méthode basée sur le critère de Delaunay permet d'obtenir l'enveloppe convexe du nuage de points. Si l'on désire ajouter des contraintes à ce maillage, il faudra connaître les frontières du domaine et adapter l'algorithme pour ne pas créer de triangles à l'extérieur des frontières.

1.1.1.3 Autres méthodes de génération de maillage

Les deux méthodes de génération de maillage qui viennent d'être présentées sont probablement les méthodes les plus connues. Ceci dit, il existe plusieurs autres méthodes qui peuvent être utilisées pour la génération de maillages structurés ou non structurés. Des maillages composés de tétraèdres ou de triangles peuvent être obtenus avec une méthode basée sur les quadrees ou les octrees (Shephard et al. 1998; Peggy L. Baehmann 1987) ou basée sur l'empilage de sphères (Bern 1997) par exemple. Par contre, si le maillage doit contenir des hexaèdres ou des quadrilatères il vaut mieux utiliser des méthodes telles que le pavage (Blacker and Stephenson 1991), le plâtrage (Blacker and Stephenson 1993) ou encore une méthode basée sur l'utilisation d'une grille (Dhondt 1999). Une description de plusieurs techniques de génération de maillages non structurés peut être trouvée dans (Owen 1998).

1.1.2 Adaptation de maillage

Il existe également plusieurs méthodes pour l'adaptation de maillage. Le choix de la méthode est basé sur le type de maillage à traiter, c'est-à-dire un maillage structuré ou non structuré. Bien que les maillages utilisés dans ce projet soient non structurés, les maillages structurés sont ici présentés dans un but historique, car les techniques d'adaptation de maillage ont d'abord été développées pour ces derniers.

1.1.2.1 Maillage structuré : lissage et maillage elliptique

Il existe différentes approches utilisant les maillages structurés. D'un point de vue général, les maillages structurés peuvent être de type monobloc ou multibloc. Un maillage multibloc est simplement un maillage dont le domaine est divisé en sous-domaines ayant une géométrie plus simple. Chacun des sous-domaines peut ensuite être traité indépendamment. Le résultat est un maillage qui peut être globalement non structuré, mais dont les sous parties sont maillées de façon structurée. Par opposition, un maillage monobloc est composé d'une seule région. Une des méthodes convenant à l'adaptation d'une région d'un maillage structuré est celle basée sur la résolution d'équations différentielles elliptiques. Ce type de maillages varie de manière monotone d'une frontière à l'autre, il permet donc d'obtenir facilement des maillages homogènes. Les éléments qui le composent sont topologiquement similaires à un quadrilatère en 2D ou à un hexaèdre en 3D. La première étape de cette méthode est de construire un maillage cartésien régulier dans un espace paramétrique. Par la suite, le maillage réel, celui dans l'espace physique, sera obtenu par une transformation non linéaire de la forme :

$$x_i = x_i(u^1, u^2, u^3)$$

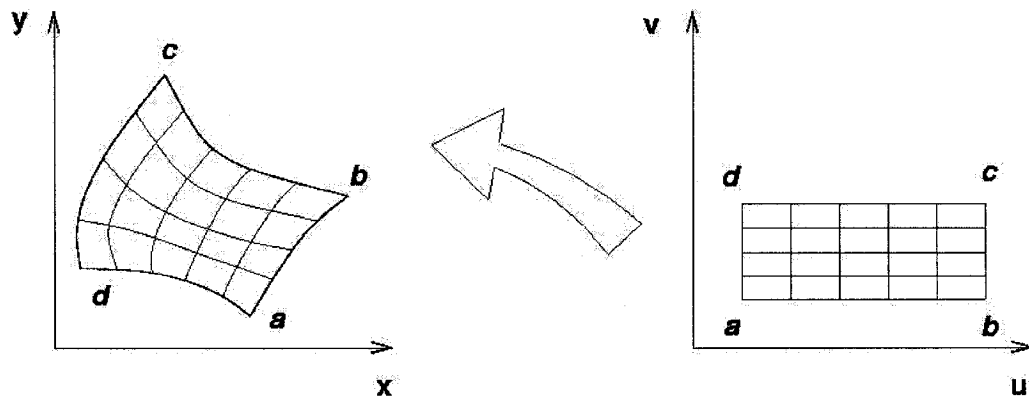


Figure 1.5 : Espace physique (x,y) et espace paramétrique (u,v) (Camarero 2006)

La transformation non linéaire qui sera utilisée pour générer le maillage n'est pas connue initialement. En fait, cette fonction sera obtenue en résolvant un système d'équations aux dérivées partielles convenablement choisi (George 1991). Ce type de maillage possède plusieurs propriétés intéressantes : unicité, conformité des frontières, régularité, aucun chevauchement et maillage contraint à l'intérieur du domaine. Une étude complète de cette catégorie de méthodes et de leurs applications a été faite par Joe F. Thompson et al. (Thompson, Warsi, and Mastin 1985). Une analogie avec les problèmes de diffusions de la chaleur a été identifiée. Cette analogie a mené au développement de systèmes d'équations différentielles qui permettent d'obtenir efficacement un maillage uniformément distribué. Des études plus poussées ont permis d'intégrer à ces équations différentielles des termes permettant de modifier la concentration des mailles autour d'un point ou d'une ligne du maillage d'abord (George 1991), puis vers une ligne ou un point quelconque (Thompson, Warsi, and Mastin 1985). Plus récemment, des études ont été effectuées pour développer des équations permettant d'adapter un maillage elliptique en fonction d'une carte de taille ou d'une fonction de contrôle (Sirois et al. 2005; Spekreijse 1995).

Cette méthode d'adaptation de maillage est basée sur une connaissance des frontières. De plus, elle exige un découpage du domaine en régions topologiquement équivalentes à des quadrilatères ou des hexaèdres. Certaines méthodes récentes ont cependant été généralisées aux maillages non structurés (Sirois et al. 2006).

1.1.2.2 Maillage non structuré : maillage de Delaunay

Il a été montré à la section 1.1.1.2 que les maillages de Delaunay, qui sont des maillages non structurés, peuvent être construits à partir d'un nuage de points. Des techniques ont été développées pour obtenir une triangulation de Delaunay en adaptant un maillage non structuré. Parmi les plus connus, il y a la technique par retournement d'arêtes qui peut être utilisée en 2D. Cette technique consiste à modifier la triangulation d'une coquille

convexe en inversant sa diagonale. Une coquille est constituée de deux triangles partageant une arête. Donc, si le critère de la sphère vide de Delaunay est violé pour cette coquille, l'arête est retournée. Cherfils et Hermeline ont démontré que toute triangulation de l'enveloppe convexe d'un nuage de point pouvait devenir une triangulation de Delaunay en effectuant des retournements d'arêtes (Cherfils and Hermeline 1990). Il est donc possible par cette technique de prendre un maillage obtenu par une autre méthode, un maillage frontal par exemple, et de le rendre conforme au critère de Delaunay.

Les maillages non structurés peuvent également être adaptés à l'aide de fonctions de contrôle. Vallet a d'ailleurs publié plusieurs articles montrant l'utilisation de fonctions de contrôle pour l'adaptation anisotrope de ce type de maillage (Vallet 1990, 1992).

1.1.3 Fonction de contrôle anisotrope

La construction de maillages adaptés peut donc se faire de deux façons, par génération ou adaptation de maillage. Dans les deux cas, les techniques récentes se basent sur la notion de carte de taille et de tenseur métrique. Une carte de taille est obtenue en analysant un premier maillage sur lequel a été calculée une solution ou une fonction scalaire, pour guider la construction ou les modifications à un maillage afin d'obtenir un second maillage satisfaisant cette carte de taille. Cette carte détermine la taille, la déformation et l'orientation d'un élément du maillage à construire. Cette carte peut être définie en utilisant la notation des tenseurs métriques. Dans ce cas, la carte de taille représente la transformation qu'il faudrait appliquer à un élément pour qu'il devienne parfait une fois que le maillage sera adapté. Cet élément parfait correspond à un triangle équilatéral de côté un ou à un carré unitaire en 2D ou leur équivalent en 3D. C'est de cette façon que la carte de taille est généralement utilisée pour la génération ou l'adaptation de maillage anisotrope (Paul Labbé 2004). Les tenseurs métriques peuvent être représentés dans l'espace euclidien sous la forme matricielle suivante :

$$M = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{12} & m_{22} \end{pmatrix} \text{ en } 2D \quad \text{et} \quad M = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{12} & m_{22} & m_{23} \\ m_{13} & m_{23} & m_{33} \end{pmatrix} \text{ en } 3D$$

Il s'agit d'une matrice symétrique dont les valeurs devraient être définies positives.

La distance entre deux points A et B selon cette métrique est donnée par :

$$l_{AB} = \sqrt{\overrightarrow{AB}^T M \overrightarrow{AB}}$$

Le calcul de la carte de taille est généralement réalisé à partir d'un champ scalaire défini sur un maillage existant. Ce champ peut représenter différentes propriétés du domaine telles que la courbure ou dans le cas d'images IRM la variation du niveau de gris.

Un tenseur métrique est souvent représenté graphiquement en 2D par une ellipse. En fait, le tenseur métrique peut aussi être redéfini sous la forme $M = R^T(\theta) \Lambda R(\theta)$. Dans cette formulation, la matrice $R(\theta)$ représente la matrice de rotation et la matrice Λ la matrice diagonale contenant les valeurs propres de M . La Figure 1.6 illustre les ellipses représentant les tenseurs métriques d'un certain nombre d'éléments. Plusieurs techniques peuvent être utilisées pour calculer la métrique. Manole en présente six dont le *Simple linear fitting* et le *Quadratic fitting* (Manole et al. 2005).

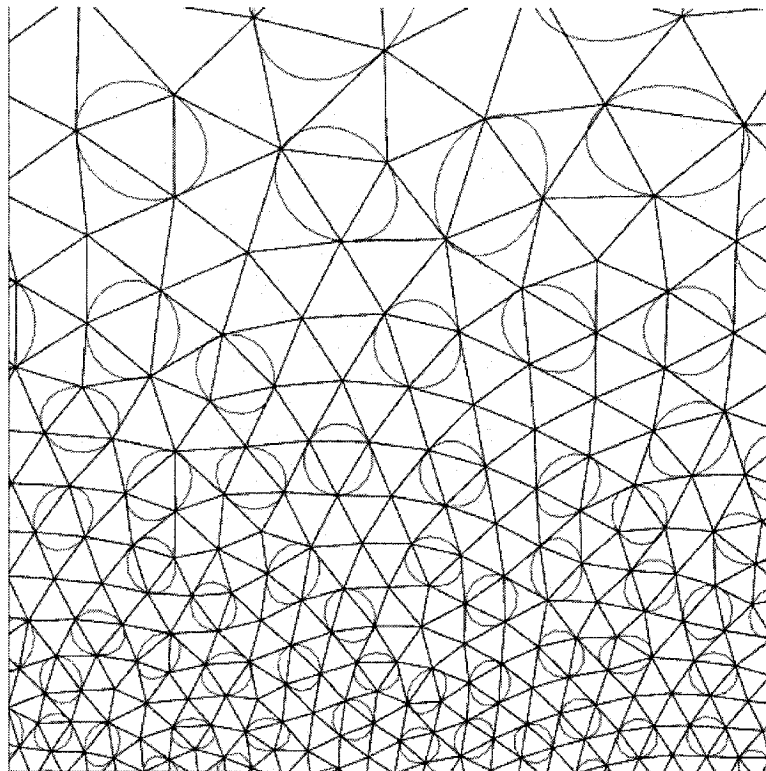


Figure 1.6 : Ellipse associée au tenseur métrique de quelques éléments

L'utilisation de tenseurs métriques est de loin la méthode de contrôle la plus utilisée dans les codes modernes pour obtenir un maillage anisotrope adapté. Elle offre la possibilité d'incorporer des spécifications provenant de différentes origines telles que celle de l'utilisateur, celle de la géométrie du domaine ou d'une solution du maillage. Un avantage certain de cette méthode est qu'elle est indépendante de l'usage qui sera fait du maillage ou des équations qui seront résolues avec ce dernier.

1.1.4 Utilisation de maillages adaptés pour le traitement d'image

L'utilisation de maillages adaptés pour le traitement d'image est une idée qui s'est principalement développée au cours des toutes dernières années. Certains auteurs, (Wiley, Hamann, and Bertram 2004) et (Kreylos and Hamann 2001) par exemple, ont développé des techniques pour la visualisation hiérarchique de grand champ de données qui peuvent entre autres être utilisées pour la compression d'image. (Xu, Thompson, and Toga 2004) ont développé une technique de segmentation d'images par *level set* en adaptant un maillage triangulaire.

Plus particulièrement, (Yongyi, Wernick, and Brankov 2003) ont développé une technique pour l'adaptation de maillages basée sur l'intensité des pixels d'une image. Ils ont entre autres utilisé cette méthode pour la reconstruction d'images tomographiques (Brankov, Yongyi, and Wernick 2004). Cette technique est divisée en trois étapes distinctes. On calcule d'abord une carte de taille basée sur le gradient de l'intensité de l'image. Un nuage de points est ensuite généré à partir de cette carte de taille. La densité des points est variable et proportionnelle au gradient. Finalement, un maillage de Delaunay est construit à partir de la triangulation du nuage de points.

Cette technique est intéressante, mais ne convient pas parfaitement au besoin de ce projet. Le maillage obtenu ne tient pas nécessairement compte de l'orientation des gradients. Concrètement, cela signifie que les arêtes des triangles ne suivent pas les frontières des éléments présents dans l'image. De plus, la qualité du maillage est définie en calculant un rapport signal sur bruit entre l'image initiale et celle générée par interpolation du maillage. Ce critère de qualité ne garantit pas que le maillage puisse être utilisé par un résolveur numérique. La décision d'utiliser le logiciel *OORT* pour s'assurer de la qualité du maillage adapté a donc été prise.

1.1.5 OORT (Object Oriented Remeshing Toolkit)

Le logiciel *OORT* permet l'adaptation de maillages anisotropes structurés ou non structurés en 2 et 3 dimensions. Il comporte tous les éléments classiques des méthodes d'adaptation de maillages soit : un estimateur d'erreur, une métrique pour conserver le résultat de l'estimateur d'erreur, un ensemble de techniques d'adaptation de maillages pour rendre le maillage conforme à la métrique et un outil qui interpole les solutions initiales sur le nouveau maillage. La figure ci-dessous montre les différents modules qui composent *OORT*.

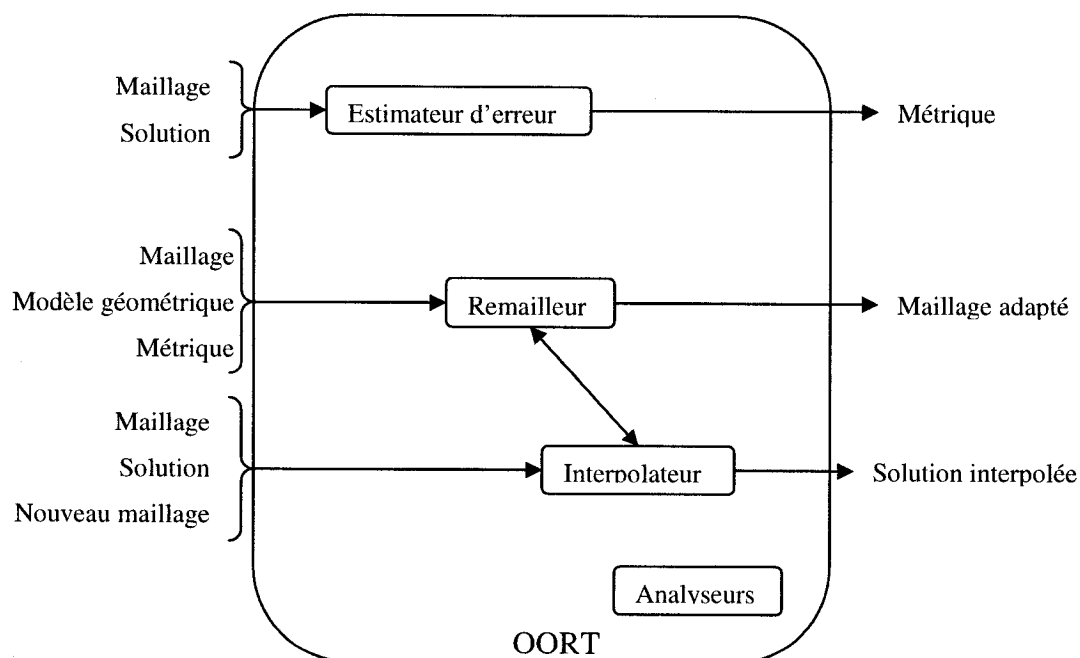


Figure 1.7 : Schéma de l'architecture logicielle d'*OORT*

Le module *estimateur d'erreur* permet le calcul d'une métrique basée sur un champ scalaire quelconque fourni à *OORT* comme une solution définie sur le maillage initial. Cette métrique sera utilisée par le module *remailleur* pour adapter le maillage. Finalement, le module *interpolateur*, comme son nom l'indique, fera l'interpolation de la solution initiale sur le maillage adapté. Le module analyseur est utilisé pour calculer différentes caractéristiques du maillage. On peut ainsi déterminer si le maillage produit est conforme aux demandes de l'utilisateur.

Le choix de cet outil pour l'adaptation de maillage repose d'abord sur sa disponibilité, mais également sur sa grande flexibilité. Cet outil permet à l'utilisateur d'ajuster les différents paramètres d'*OORT* pour obtenir un maillage ayant des caractéristiques spécifiques. Le maillage obtenu devrait permettre une segmentation adéquate des images sans avoir recours à une définition des frontières a priori. Bien entendu, le nombre de paramètres est important et nécessitera une expérimentation approfondie. Il est à noter que cette application a été développée pour l'adaptation de maillage lié à des problèmes de dynamiques des fluides et non aux traitements d'images médicales.

1.2 Techniques de segmentation d'images

Les techniques de segmentation d'images peuvent être regroupées en deux grandes catégories, soit la classification et le traitement d'images. Les techniques de classification sont les techniques permettant d'identifier des régions dans une image. Sous cette bannière, notons les techniques de classifications basées sur les textures ou des primitives géométriques. La seconde catégorie regroupe les techniques de segmentation classiques qui se basent seulement sur le traitement des intensités qui composent une image.

1.2.1 Techniques de classification

Les techniques de classification permettent l'identification de régions à l'intérieur d'une image. Cette catégorie de technique demande un travail préliminaire important ainsi qu'un ensemble de connaissances a priori.

1.2.1.1 Classification à partir de descripteurs géométriques

Plusieurs des techniques de classification basée sur des descripteurs géométriques peuvent être subdivisées en sous étapes selon le schéma de la Figure 1.8. Tout d'abord, l'image initiale est récupérée et filtrée selon les besoins pour réduire le bruit ou rehausser les contrastes. Il faut néanmoins rester prudent lors de l'utilisation de filtres, car ils peuvent modifier l'image et conduire à une mauvaise classification. Par exemple, (Johnston et al. 1996) a démontré que l'utilisation de filtres homomorphiques peut provoquer une distorsion de l'image initiale. Néanmoins, dans certaines situations, l'utilisation de filtres peut être bénéfique.

L'image est ensuite segmentée. En fait, la segmentation permet d'isoler les régions où la texture est homogène. Par la suite, chacune des zones sera étudiée pour en extraire les caractéristiques principales. Les caractéristiques identifiées devront être invariantes. C'est-à-dire qu'elles ne doivent pas être influencées par une rotation, une translation ou une mise à l'échelle, ni être affectées si la forme recherchée est partiellement cachée ou déformée. Le choix de ces caractéristiques est primordial et repose avant tout sur une bonne connaissance du domaine d'étude (Duda, Hart, and Stork 2001). La région étudiée sera ensuite classée dans la catégorie à laquelle elle correspond le mieux. Évidemment, la présence de bruit dans l'image augmente encore le niveau de difficulté. Finalement, une analyse de la classification sera faite entre autres à partir d'information a priori et d'estimateurs d'erreurs. Des retours en arrière sont possibles pour réduire les risques

d'erreur de classification. De plus, les régions qui ont été préalablement traitées peuvent aider à améliorer la classification de la région en cours d'analyse. La classification à partir de critères géométrique peut être utilisée avec des images IRM. Elle peut servir, par exemple, à la segmentation des structures du cerveau (Fan et al. 2007).

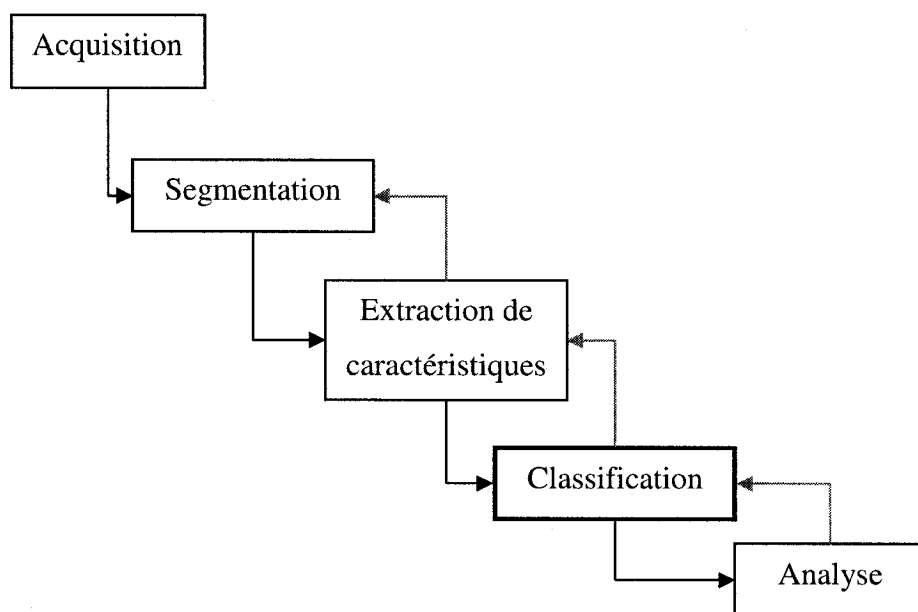


Figure 1.8 : Schéma d'une technique de classification

1.2.1.2 Classification à partir de descripteurs de textures

La classification à l'aide de textures se fait en assignant une étiquette à une région où la texture est homogène. La difficulté est d'identifier les frontières entre les zones de textures. Il existe deux approches principales pour la classification avec des textures. La première approche consiste en l'analyse d'un certain nombre d'images pour se construire une banque de textures correspondant à ce qui est recherché. Une revue des principaux

travaux sur cette approche peut être trouvée dans (Chellappa and Jain 1993) et dans (Chellappa, Kashyap, and Manjunath 1999). Lorsque les textures de référence ont été clairement identifiées, le problème de classification se résume à un problème de classification basée sur des critères géométriques.

La seconde approche est plus intuitive. Cette approche essaie de reproduire ce que l'œil humain fait de manière naturelle. Les premiers travaux suivant cette approche ont été faits par (Julesz 1962) qui a proposé de décrire une texture par des statistiques de degré deux et qui a introduit la théorie de *texton* comme élément de base des textures (Julesz 1981). Ce type d'approche se base généralement sur les statistiques et les matrices de cooccurrence. Une description plus poussée de la classification avec des textures ainsi que plusieurs références intéressantes peuvent être trouvées dans (Davis 2001). Une classification à partir des textures peut également être faite pour des images IRM, entre autres pour la segmentation des structures cartilagineuses (Kubassova, Boyle, and Pyatnizkiy 2005).

1.2.2 Techniques de traitement d'images

Les techniques de traitement d'images ne se basent sur aucune information a priori. Elles n'utilisent que l'information contenue dans l'image soit les niveaux de gris. Contrairement aux techniques de classification, les techniques de traitement d'images sont utilisées pour trouver des frontières et non des régions. Il existe un grand nombre de techniques permettant la détection de frontières. Les techniques plus classiques à base de filtres telles que la détection de frontières de (Sobel 1970), de (Canny 1986) ou de (Marr and Hildreth 1980) permettent seulement de détecter une frontière en général et non pas d'identifier un contour fermé. Les techniques qui seront présentées dans cette section

représentent une sélection de technique parmi les plus connues permettant la détection de contours fermés sur des images IRM.

1.2.2.1 Croissance de régions (« Region growing »)

Cette technique de segmentation est une technique assez ancienne qui remonte au milieu des années 1980. Le principe général est de regrouper les éléments ou nœuds similaires. Ces éléments correspondent à des pixels en 2D et à des voxels en 3D. La première étape est d'identifier graphiquement un élément qui possède les caractéristiques voulues. Ensuite, on considère le voisinage de cet élément et on ajoute au groupe témoin les nœuds qui s'en rapprochent suffisamment (le seuil est fixé préalablement). Par la suite, le voisinage de chacun des nouveaux nœuds ajoutés sera évalué. La qualité de la segmentation obtenue dépend du choix de l'élément initial, appelé ensemencement, et du seuil. Cette technique est sensible au bruit présent dans une image et, en pratique, elle donne des résultats fiables seulement si les régions sont bien définies (Clarke et al. 1995).

Une version plus récente de cette technique est appelée *Seeded Region Growing*. Celle-ci a été développée par (Adams and Bischof 1994). Pour éviter une trop forte sensibilité au bruit, les auteurs ont suggéré de sélectionner un petit groupe de nœuds qui servira d'échantillon de référence pour lequel la moyenne et l'écart type seront calculés. Ces nœuds seront placés dans une liste triée en fonction de la force d'appartenance d'un nœud au groupe. L'appartenance d'un nœud à une région peut être définie de la façon suivante :

$$\delta(x) = \left| \frac{I(x) - moy_{région}}{écart - type_{région}} \right|$$

où $I(x)$ est la valeur de l'intensité du pixel x

$moy_{région}$ est la moyenne de l'intensité dans une région

$écart-type_{région}$ est l'écart-type de l'intensité dans une région

Les éléments seront traités un par un, en commençant par celui ayant la plus forte appartenance. Les voisins du nœud courant seront alors analysés et ajoutés à la liste, le nœud courant sera marqué comme ayant été visité et enlevé de la liste des nœuds à traiter. L'algorithme se termine lorsque tous les nœuds de la liste ont été visités, ou tous ceux ayant une appartenance au dessus d'un certain seuil. Par la suite, la frontière entre les nœuds respectant les caractéristiques du groupe de base et ceux ne les respectant pas est trouvée. Des techniques plus récentes basées sur la croissance de région ont donné d'excellents résultats avec des images IRM (Lu, Jiang, and Zang 2003).

1.2.2.2 Level Set

Cette deuxième technique repose sur un fondement mathématique et permet de modéliser la déformation d'une surface (Osher and Sethian 1988). Le principe de cette technique de segmentation repose sur le déplacement d'une frontière, mais, contrairement aux techniques plus classiques telles que les contours actifs (Kass, Witkin, and Terzopoulos 1988), qui déplacent un contour en fonction du gradient de l'image, celle-ci repose sur la modification d'une surface. Cette technique repose donc sur le déplacement d'un contour implicite, et non d'un contour explicite qui donne parfois des comportements non désirés tels que des fuites. La frontière est définie comme étant l'intersection entre une surface (*level set function*) et le plan $z = 0$ (*zero level set*). Cette surface est modifiée en lui appliquant une force, et le contour est trouvé en faisant une coupe au plan $z = 0$. Les deux points majeurs à définir sont la fonction initiale (surface), ainsi que la force, normale à la surface, qui la déformera.

Plusieurs fonctions peuvent être utilisées pour définir la surface. Généralement, une surface en forme de cône est choisie comme surface initiale, car elle est simple d'utilisation. En fait, il suffit de déterminer un contour initial, puis de calculer la distance

entre un point de l'image et ce contour. Les points internes ont une distance négative, et les points externes une distance positive soit :

$$\phi(x, y, t = 0) = \pm d$$

Cette fonction évoluera de manière itérative en fonction de la force qui la contraint. La déformation de la surface peut être définie par l'équation aux dérivées partielles :

$$\phi_t + F \cdot |\nabla \phi| = 0$$

où $|\nabla \phi|$ est le gradient de la fonction initiale

F est la force de déformation

ϕ_t est le fonction ϕ à l'itération t

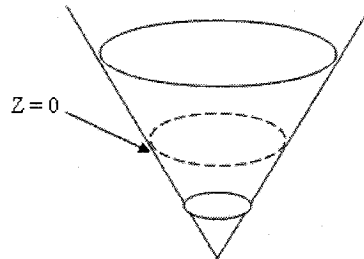


Figure 1.9 : Level set function

Il faut ensuite déterminer la force normale qui sera appliquée à cette surface. Ce choix varie beaucoup d'un algorithme à l'autre et permettra d'obtenir des comportements variés. De bons résultats peuvent être obtenus en utilisant, par exemple, une force basée sur l'inverse du gradient d'une image ou sur une fonction gaussienne du gradient (Lombaert 2002). La technique des *level set* est une technique itérative plutôt lente. Un

cas particulier de cette technique survient lorsque la fonction déterminant la force de déformation est strictement positive. Dans ce cas, les techniques de *Fast Marching Method*, tout d'abord présentées par (Malladi and Sethian 1996), seront alors utilisées pour accélérer le traitement.

Des exemples d'utilisations de cette technique avec des images acquises par résonnance magnétique peuvent être trouvés dans (Seongjai and Hyeona 2006; Xiao, Chenyang, and Prince 2003; Xu, Thompson, and Toga 2004).

1.2.2.3 Coupes de graphe (Graph Cuts)

La technique des Graph Cuts est une technique de segmentation d'images assez récente. Elle a été développée par Yuri Boykov au début des années 2000 (Boykov, Veksler, and Zabih 1999; Boykov and Jolly 2001). Cette technique interactive nécessite que l'utilisateur marque graphiquement certains nœuds comme faisant partie de la région objet, et d'autre comme faisant partie de la région du fond. Concrètement, un nœud correspond à un pixel de l'image. Ensuite, la tâche la plus importante est de bien définir la force des liens entre les nœuds, entre un nœud et la région objet (*source*) et entre un nœud et la région du fond (*sink*).

Supposons un ensemble de nœuds P et une connectivité entre ces nœuds donnée par un ensemble N de paires de nœuds $\{p, q\}$ non ordonné. Supposons également un ensemble d'étiquettes A définissant si un nœud appartient à la région objet ou à la région du fond. Chacun des nœuds sera assigné à une région par la minimisation de la fonction de coût, $E(A)$, suivante (Boykov and Jolly 2001) :

$$E(A) = \lambda \cdot R(A) + B(A)$$

$$\text{où } R(A) = \sum_{p \in P} R_p(A_p)$$

$$B(A) = \sum_{\{p,q\} \in N} B_{\{p,q\}} \cdot \delta(A_p, A_q)$$

A_p et A_q correspondent à l'étiquette du nœud p et q respectivement

$$\text{et } \delta(A_p, A_q) = \begin{cases} 1 & \text{si } A_p \neq A_q \\ 0 & \text{autrement} \end{cases}$$

Le coût est donc fonction de deux composantes distinctes, une composante régionale et une composante de frontière. Le premier terme, $R(A)$, permet de définir l'appartenance d'un nœud à une région. Ce terme peut être pondéré à l'aide du coefficient λ . L'appartenance d'un nœud p à une région est définie par $R_p(A_p)$. Il faut définir une appartenance à chacune des deux régions. Les liens entre un nœud et une région sont appelés *t-link*. Il peut exister des *t-link* primaires, entre un nœud marqué par l'utilisateur et les régions, et des *t-link* secondaires, entre les autres nœuds et les régions. Les liens primaires sont définis par une constante suffisamment élevée pour que ces liens ne soient pas coupés. Ainsi, les nœuds marqués comme objet seront fortement liés à la région objet (*source*) et pas du tout à la région du fond (*sink*) et inversement pour les nœuds marqués comme appartenant à la région du fond. Les liens secondaires ne sont pas absolument nécessaires. Par contre, si l'objet recherché dans l'image est présent à plusieurs endroits et que l'on ne veut pas marquer chacun d'eux, il faut les définir. Ils peuvent être définis en fonction d'une loi gaussienne, de la moyenne ou de l'histogramme de chacune des régions de l'image.

Le second terme, $B(A)$, permet de caractériser la force du lien entre un nœud et son voisinage. Ce terme permet d'identifier les frontières entre les régions. La force du lien entre les nœuds p et q est donnée par $B_{\{p,q\}}$ et $\delta(A_p, A_q)$ permet de ne pas tenir compte de

la force entre deux nœuds si ceux-ci ont la même étiquette, car il ne peut s'agir d'une frontière. Les liens entre deux nœuds sont appelés *n-link*. Il existe différentes fonctions pouvant définir la force de ce lien. La fonction suivante a été suggérée par les auteurs (Boykov and Jolly 2001) :

$$B_{\{p,q\}} \propto \exp\left(-\frac{(I_p - I_q)^2}{2 \cdot \sigma^2}\right) \cdot \frac{1}{dist(p,q)}$$

où I l'intensité du nœud
 $dist(p,q)$ la distance entre deux nœuds p et q

Ainsi, la force entre deux nœuds est déterminée par une loi gaussienne basée sur l'intensité de l'image et est inversement proportionnelle à la distance entre deux nœuds. Cette fonction permet de donner plus de force au lien entre deux nœuds dont la différence d'intensité est inférieure à l'écart type (σ). Cet écart type est calculé sur l'image complète et correspond généralement au bruit de la caméra. Une segmentation simple est illustrée à la Figure 1.10.

Cette segmentation par coupes de graphe suit le schéma suivant :

- a) Identification interactive des nœuds appartenant à la région objet ou à la région du fond.
- b) Calcul du graphe
 - Calcul de l'appartenance de chacun des nœuds à chacune des régions.
 - Calcul de la force du lien entre un nœud et son voisinage.
- c) Minimisation de la fonction de coût $E(A)$.
- d) Segmentation de l'image.

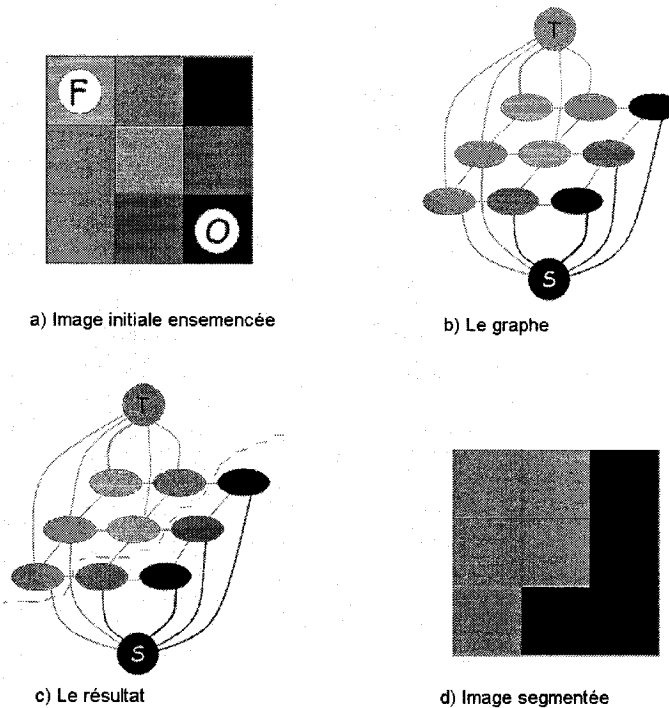


Figure 1.10 : Une segmentation simple par coupes de graphe.
(sur les graphes, plus le lien est fort, plus le trait est épais.)

Une fois la segmentation complétée, chacun des nœuds possède une étiquette correspondant à la région à laquelle il appartient. La ou les frontières entre les deux régions pourront ensuite être identifiées. Ce type de segmentation est peu sensible au bruit et donne de bons résultats avec des images médicales telles que les CT-Scan et les IRM (Boykov and Jolly 2001; Lombaert et al. 2005).

1.3 Reconstruction 3D

Le choix de la technique de reconstruction 3D utilisée est fortement lié aux données initiales. Les données utilisées dans ce projet proviennent de séquences d'images IRM. Les techniques présentées dans cette section seront donc des techniques utilisées dans le

contexte d'applications médicales. Deux catégories de reconstruction peuvent être identifiées : reconstruction de surface et reconstruction de volume.

1.3.1 Reconstruction de surface

Plusieurs applications cherchent à obtenir une surface à partir de données médicales. Les données peuvent provenir d'images dont le contour de la région d'intérêt aura été segmenté ou elles peuvent provenir directement d'un numériseur 3D. (Archip et al. 2006) utilisent la segmentation d'une séquence d'images médicales pour obtenir un nuage de point 3D. Puis, ils génèrent l'enveloppe convexe du nuage de points par une triangulation de Delaunay qui est raffinée par la suite. Ils ont entre autres reconstruit efficacement les os du crâne et du bassin. D'autres auteurs utilisent une triangulation de Delaunay, mais à partir des données d'un numériseur tridimensionnel (Bajaj, Bernardini, and Xu 1995; Cerdat 2002) pour reconstruire une variété d'objets. Certains numériseurs fournissent une connectivité initiale qui peut être utilisée directement pour la génération de la surface (Hétu 2004). Les données d'un numériseur peuvent également être utilisées pour obtenir des surfaces paramétriques, telles que des B-splines (Archambault 2005).

1.3.2 Reconstruction de volume

La reconstruction de volume fait souvent référence à la génération d'un maillage tridimensionnel. Donc, contrairement au modèle surfacique, on obtient un modèle plein. La construction de maillage 3D peut se faire de différentes manières et les techniques de génération et d'adaptation de maillage vu à la section 1.1 y jouent un rôle important. Les données peuvent également provenir directement d'un support 3D tel que des CT-Scan ou des IRM 3D ou peuvent être obtenues à partir d'une séquence d'images bidimensionnelles. (Zhang, Bajaj, and Sohn 2003) utilisent des données provenant de CT-

Scan et d'IRM pour générer un maillage tétraédrique adapté. La frontière de la surface extérieure est détectée à l'aide d'un octree permettant ainsi un raffinement des mailles seulement près des frontières. (Si and Gärtner 2005) proposent une triangulation de Delaunay qui peut être contrainte par une définition de la géométrie externe d'un objet ou d'une structure. Différentes techniques récentes de raffinement de maillage ont également été mises au point pour assurer un maillage de grande qualité. (Berti 2004) a développé un algorithme basé sur les *spacetrees*, qui sont une généralisation des octrees et des quadrees, pour obtenir un maillage 3D à partir d'images médicales. (Cebal 1999), quant à lui, a développé un algorithme pour obtenir le maillage d'une région d'intérêt obtenue par segmentation. (Sullivan, Wu, and Kulkarni 2000) ont développé des modèles 3D de différentes structures anatomiques à partir de données du Visible Human Project (VHP) en se basant sur des surfaces préalablement segmentées. (Fernandez et al. 2004) ont également utilisé les données du VHP, mais pour adapter un modèle géométrique générique, développé à partir des données d'un numériseur 3D, en se basant sur les données des IRM et CT-Scan. Finalement, (Pearse and McCarty 1998) ont obtenu un maillage tridimensionnel à partir d'une technique d'extraction de surface à partir d'un volume de données provenant d'un CT-Scan.

Toutes ces techniques permettent d'obtenir des modèles d'une ou plusieurs structures anatomiques indépendantes. Ces modèles peuvent être suffisants, par exemple, pour simuler l'écoulement sanguin dans une artère (Cebal 1999). Par contre, si l'on désire effectuer des simulations de manipulations du corps humain plus réalistes, il faut avoir recours à des modèles multicouches. Ce type de modèle peut être utilisé dans différents domaines d'applications. (Lee, Terzopoulos, and Walters 1995) ont développé un modèle de visage permettant de simuler des expressions faciales. (Turner and Gobbetti 1998) ont utilisé les modèles multicouches pour développer des personnages d'animation complexes plus réalistes. (Aubel and Thalmann 2000) ont modélisé la déformation de la peau d'un personnage d'animation représentant un être humain. Le développement de

représentations du corps humain ont également été le sujet de recherche. Par exemple, l'industrie automobile ont développé des représentations complètes du corps humain pour pouvoir faire des simulations réalistes d'accidents et connaître l'impact sur les différentes structures anatomiques (Figgins 2002).

1.4 Choix technologiques

Il y a plusieurs manières différentes d'obtenir un modèle tridimensionnel à partir d'images médicales. Il faut tout d'abord clairement définir le modèle que l'on cherche à obtenir. Tout d'abord, le modèle doit être volumique, car il doit représenter toutes les structures internes. Le modèle doit être suffisamment simple pour pouvoir permettre d'effectuer des simulations dans un délai raisonnable. C'est-à-dire que le niveau de précision du modèle ne doit pas être trop élevé. En fait, ce modèle servira principalement à identifier les tissus musculaires et adipeux. Alors il n'a pas besoin d'être aussi précis que le modèle représentant les structures osseuses. Pour réduire le nombre d'élément, un maillage adapté sera produit à partir des images IRM. Ce maillage devra être suffisamment raffiné près des frontières des structures anatomiques présentes dans les images. De plus, les éléments du maillage devront être alignés de telle façon que leurs arêtes suivront les frontières des structures. Ainsi, une future segmentation du maillage pourra mener à une reconstruction des structures internes.

Les maillages bidimensionnels seront adaptés par le logiciel OORT (Dompierre and Labbé 2006) qui, comme nous l'avons vu, nous assurera d'obtenir un maillage de qualité qui pourra être éventuellement utilisé avec un solveur numérique. Par la suite, chacune des images sera segmentée par des techniques de segmentation d'images classique qui sont généralement utilisées avec des images médicales. Les images seront traitées uniquement en se basant sur l'intensité des pixels et donc ce sont des techniques de traitements d'images qui seront utilisées. Ceci évitera le recours à la création d'une base

de connaissances nécessaire pour les techniques de classification. Les techniques de segmentation devront bien entendu être adaptées à la segmentation de maillages non structurés. La segmentation permettra l'extraction de la frontière externe du tronc sur chacune des images. L'assemblage des contours des images deux à deux permettra la définition d'une géométrie externe. La définition de cette géométrie nous permettra d'utiliser le logiciel *TetGen* (Si 2006) pour construire une triangulation tridimensionnelle contrainte à cette géométrie. Ce second logiciel a été choisi pour son efficacité et pour la qualité du maillage produit. Ainsi, un maillage tridimensionnel adaptatif aura été construit.

CHAPITRE 2 : MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre regroupe les différentes stratégies qui ont été adoptées pour atteindre les objectifs spécifiques du projet. Tout d'abord, les choix relatifs à la génération du maillage adapté sont présentés. La deuxième sous-section présente les techniques de segmentation qui ont été utilisées ainsi que les modifications qui ont été apportées aux algorithmes initiaux pour permettre la segmentation des maillages anisotropes résultant de la phase d'adaptation. Finalement, la dernière sous-section regroupe les algorithmes développés pour la liaison de la frontière externe des différentes couches ainsi que les paramètres à spécifier pour la génération du maillage volumique.

2.1 Génération de maillage adapté

La génération du maillage adapté est faite à l'aide du logiciel *OORT* (Dompierre and Labbé 2006). Tout le processus d'adaptation d'*OORT* se base sur la construction d'une métrique utilisée comme fonction de contrôle. Cette métrique est bâtie à partir d'une reconstruction locale de la dérivée seconde de l'intensité de chacun des pixels des images. Deux méthodes de reconstruction sont comparées, soit celle reconstruite avec l'estimateur d'erreur de *OORT*, la *simple linear fitting* (SLF), et celle reconstruite par le logiciel *Riemann* (Vallet 2006), la *quadratic fitting* (QF). Ces deux méthodes permettent d'obtenir une métrique à partir d'une fonction discrète de l'intensité F_h . La matrice hessienne de cette fonction peut être représentée par :

$$M = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 F_h}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 F_h}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 F_h}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 F_h}{\partial y^2} \end{bmatrix}$$

La valeur de la matrice hessienne pour un nœud du maillage est obtenue en prenant un certain nombre d'échantillons autour de ce nœud. Ensuite, une régression polynomiale est effectuée sur cet échantillon et cette régression est dérivée pour obtenir la valeur de la dérivée seconde pour le nœud étudié. Les deux méthodes de reconstruction du hessien sont présentées dans les prochaines sous-sections.

2.1.1 La méthode *SLF*

La matrice hessienne calculée par *OORT* provient de son module *Estimateur d'erreur*. La méthode de reconstruction utilisée est appelée *simple linear fitting*. Cette méthode utilise une régression linéaire bidimensionnelle pour reconstruire le gradient de la fonction scalaire. Ce gradient est calculé à partir des échantillons et un opérateur linéaire est appliqué aux deux dérivées. Ce qui signifie que les deux fonctions linéaires suivantes:

$$F_{hx}(x, y) = a_{x1} + a_{x2}x + a_{x3}y \quad \text{et} \quad F_{hy}(x, y) = a_{y1} + a_{y2}x + a_{y3}y$$

sont calculées pour lisser les dérivées:

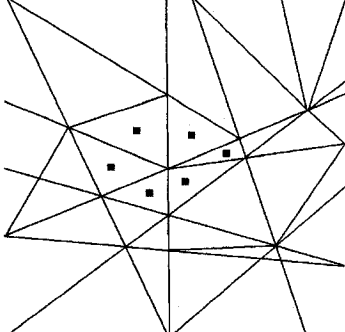
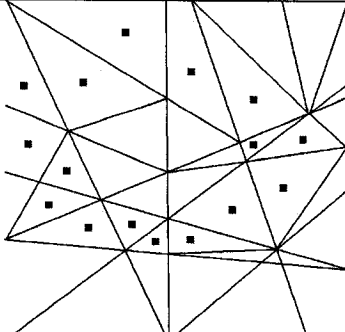
$$\frac{\partial F_{hx}}{\partial x} = a_{x2}, \quad \frac{\partial F_{hx}}{\partial y} = a_{x3}, \quad \frac{\partial F_{hy}}{\partial x} = a_{y2}, \quad \frac{\partial F_{hy}}{\partial y} = a_{y3}$$

Ces dérivées sont calculées sur le voisinage d'un nœud. La reconstruction locale est dérivée selon x et y et ces dérivées sont utilisées comme valeurs des dérivées lissées. En moyennant les dérivées mixtes, une reconstruction continue du Hessien est finalement obtenue. Aucun paramètre ne peut être ajusté par l'utilisateur avec cette méthode.

2.1.2 La méthode QF

La seconde matrice Hessienne utilisée est calculée par le logiciel *Riemann*. La méthode utilisée par ce logiciel est la *quadratic fitting*. Cette dernière est basée sur le calcul de la dérivée seconde d'une conique passant par le centroïde des éléments voisins d'un nœud du maillage. Le Tableau 2 montre le voisinage de taille un et deux pour un point donné du maillage.

Tableau 2.1 : Représentation du voisinage pour la méthode QF

Voisinage de taille 1	Voisinage de taille 2
	

L'équation cartésienne d'une conique est donnée par :

$$F_h : z = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f$$

On identifie les six coefficients de cette équation en utilisant les coordonnées bidimensionnelles des voisins et en prenant la valeur présente dans le champ scalaire comme valeur de z . Sous la forme matricielle, pour n voisins, on obtient le résultat suivant :

$$\begin{bmatrix} x_1^2 & x_1 y_1 & y_1^2 & x_1 & y_1 & 1 \\ x_2^2 & x_2 y_2 & y_2^2 & x_2 & y_2 & 1 \\ x_3^2 & x_3 y_3 & y_3^2 & x_3 & y_3 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{n-1}^2 & x_{n-1} y_{n-1} & y_{n-1}^2 & x_{n-1} & y_{n-1} & 1 \\ x_n^2 & x_n y_n & y_n^2 & x_n & y_n & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \\ e \\ f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} z_1 \\ z_2 \\ z_3 \\ \vdots \\ \vdots \\ z_{n-1} \\ z_n \end{bmatrix}$$

Ce qui correspond à un système d'équation de la forme $\vec{A} * \vec{X} = \vec{B}$ qui peut être résolu au sens des moindres carrés en multipliant de chaque côté par la matrice de A transposée. Nous obtenons alors le système d'équation $\vec{A}^T * \vec{A} * \vec{X} = \vec{A}^T * \vec{B}$ qui peut être résolu par une factorisation LU. Par la suite, on calcule la dérivée seconde de la conique passant par le nœud étudié.

2.1.3 Ajustement de *OORT*

Le logiciel *OORT* cherche à produire le meilleur maillage possible en fonction du maillage fourni par l'utilisateur et des paramètres contrôlant le résultat final. Deux maillages sont fournis à *OORT*. Le premier maillage est un maillage régulier semblable à une grille avec un nœud pour chacun des pixels de l'image et possédant une solution qui correspond aux intensités présentes dans l'image. Ce premier maillage n'est pas adapté par *OORT*, mais est utilisé pour le calcul du Hessien. Le second maillage correspond également à une grille régulière, mais est plus grossier que le premier maillage. L'utilisation combinée de ces deux maillages permet d'accélérer le processus d'adaptation. L'adaptation de maillage se fait via le module *Remailleur* qui a pour tâche de produire un maillage conforme aux spécifications qu'il a reçues. *OORT* détermine quatre niveaux distincts de conformité soit la conformité topologique, géométrique, usager et métrique.

2.1.3.1 Construction de la métrique

Le logiciel *OORT* construit la métrique à partir du Hessien fourni par son estimateur d'erreur ou à partir d'un Hessien reçu en paramètre. *OORT* s'assure tout d'abord que le Hessien, pour chacun des points du maillage, correspond à une matrice symétrique définie positive. Par la suite, cette future métrique est bornée en fonction des paramètres spécifiés par l'utilisateur. L'utilisateur doit déterminer les paramètres suivants concernant la métrique :

- Borne minimum euclidienne de la métrique
- Borne maximum euclidienne de la métrique
- Étirement maximum de la métrique
- Traitement de l'étirement maximum
- Longueur cible d'une arête dans la métrique

La première étape consiste à borner la métrique. Les bornes sont définies dans l'échelle réelle des coordonnées du maillage initial. Il faut définir une borne inférieure et supérieure à l'aide des deux premiers paramètres. Ces paramètres déterminent la taille minimale et maximale souhaitée pour les éléments du maillage. Il s'agit ici d'une taille souhaitée, le remaillage tente de satisfaire l'utilisateur, mais il ne garantit rien. Le paramètre *étirement maximum de la métrique* permet de limiter l'étirement des éléments dans la métrique. L'étirement de la métrique peut être vu comme une mesure de son caractère anisotrope. Ainsi, plus cette valeur sera élevée plus le maillage pourra être anisotrope. Il est également possible de rendre un maillage initialement anisotrope isotrope en fixant ce paramètre à un.

Le contrôle de la manière dont l'étirement de la métrique est effectué se fait par le paramètre *traitement de l'étirement maximum*. Trois méthodes sont disponibles. Ces méthodes sont basées sur les valeurs propres λ de la métrique pour chacun des éléments. La première méthode, PRESERVE_LAMBDA_MIN, signifie que la plus petite valeur propre demeure fixe et que la plus grande est modifiée pour respecter l'*étirement maximum de la métrique*. Concrètement, pour un triangle étiré, la plus grande arête est conservée et la plus petite hauteur est augmentée pour réduire l'étirement du triangle. Cette méthode produit un maillage plus grossier. La seconde méthode, PRESERVE_LAMBDA_MAX, fait le contraire de la première méthode, c'est-à-dire qu'elle conserve la plus grande valeur propre. L'effet contraire est également observé et un maillage plus fin sera produit. La dernière méthode, PRESERVE_PRODUIT_LAMBDA, se situe à mi-chemin entre les deux premières méthodes. Le maillage produit devrait avoir la même taille. Pour ce faire, la plus grande arête d'un triangle ainsi que sa plus petite hauteur sont modifiées pour atteindre le critère de l'*étirement maximum de la métrique* tout en conservant le produit des valeurs propres constant. Finalement, le paramètre *longueur cible d'une arête dans la métrique* permet d'avoir un contrôle sur la taille globale du maillage. Le remaillleur tente d'obtenir un maillage final dont les arêtes sont de taille unitaire dans la métrique. Ce paramètre permet de faire la correspondance entre les unités euclidiennes réelles et les unités de la métrique. Plus la valeur de ce paramètre est petite, plus le maillage est fin. Le fait de diviser ce nombre par deux multiplie par deux le nombre de sommets en 1D, par quatre le nombre de sommets en 2D et par huit en 3D. Il s'agit du paramètre le plus important dans cette catégorie.

2.1.3.2 Conformité topologique

La conformité topologique dépend uniquement de la connectivité entre les sommets du maillage et est indépendante de leurs coordonnées. Le remaillleur s'assure entre autre que le nouveau maillage, n'a pas de trou, que les frontières initiales sont respectées, que les

éléments ne se croisent pas et qu'ils ont un nombre suffisant de voisins. Ces critères ont été définis en s'inspirant de (Coupez 1999) et de ses travaux antérieurs. Chacune des modifications locales qui sont apportée doivent être réalisée de telle façon que la topologie du maillage soit conservée.

2.1.3.3 Conformité géométrique

La conformité géométrique repose simplement sur trois points : le maillage est bien une discrétisation du domaine, que tous les éléments ont une aire en 2D ou un volume en 3D positif et que le domaine ne s'auto-intersecte pas. Le premier et le dernier point sont de la responsabilité de l'utilisateur, c'est-à-dire que le maillage initial doit respecter ces critères. Le deuxième point est testé par *OORT* lors de la création de nouveaux éléments ou la modification des éléments existants.

2.1.3.4 Conformité usager

La conformité usager fait référence aux paramètres d'adaptation définis par l'utilisateur. Plusieurs paramètres permettent à l'utilisateur d'avoir un certain contrôle sur le résultat final :

- Longueur minimum euclidienne des arêtes
- Longueur maximum euclidienne des arêtes
- Forme minimum euclidienne des éléments
- Distorsion maximum euclidienne d'une face (3D)
- Arêtes transversales interdites

Les deux premiers critères permettent de borner la longueur des arêtes dans l'échelle réelle du maillage. Il s'agit des limites absolues. Elles sont déterminées en fonction des valeurs données aux critères *Borne minimum euclidienne de la métrique* et *Borne*

maximum euclidienne de la métrique (voir section 2.1.3.1). Évidemment, il faut que le critère *longueur minimum euclidienne des arêtes* soit inférieur au critère *Borne minimum euclidienne de la métrique* et inversement pour la borne supérieure. Il est suggéré d'utiliser un facteur 2 entre ces critères. Le contrôle de la forme de l'élément le plus déformé se fait avec le critère *forme minimum euclidienne des éléments*. Ce critère correspond au ratio entre la plus petite hauteur et la plus grande arête d'un élément. Cette valeur doit être entre 0 et 1. Plus la valeur sera petite, plus les éléments pourront être étirés et inversement. Le critère *distorsion maximum euclidienne d'une face* ne s'applique pas dans notre cas, car il est utilisé seulement en 3D. Il correspond à la distorsion maximale du plan passant par les quatre points formant une face d'un hexaèdre. Une face formée de trois sommets est nécessairement coplanaire. Par contre, si cette face est composée de plus de trois sommets (une face d'un hexaèdre par exemple) il est possible que celle-ci soit tordue si les sommets ne sont pas coplanaires. *OORT* essaie autant que possible de respecter les limites de ce critère lors de la modification du maillage. Finalement, le dernier critère, *arêtes transversales interdites*, est purement topologique. L'utilisateur a le pouvoir d'interdire les arêtes liant deux arêtes frontières du maillage.

Il est possible, dans certains cas, que deux arêtes frontières appartenant à des côtés opposés soit suffisamment rapprochées pour qu'une arête traverse le domaine de bord en bord. Cette situation peut ne pas être souhaitable, donc il est possible de l'interdire.

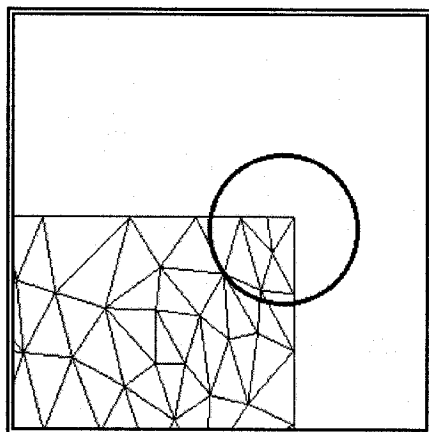


Figure 2.1 : Arêtes transversales interdites

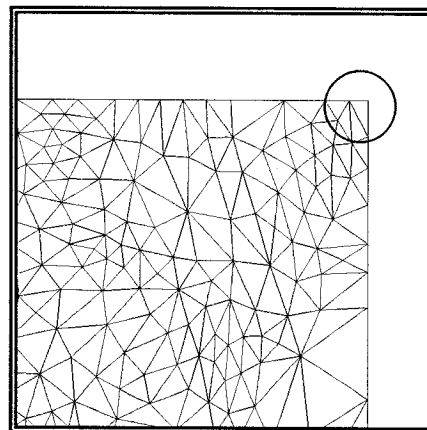


Figure 2.2 : Arêtes transversales permises

2.1.3.5 Conformité métrique

Le dernier type de conformité est la conformité métrique. Un maillage qui est parfaitement conforme à la métrique est un maillage pour lequel la métrique est équidistribuée sur toutes les arêtes du maillage, ce qui est à toute fin pratique impossible. Par contre, *OORT* tentera par tous les moyens de s'approcher de la solution théorique. Plusieurs paramètres, spécifiés par l'utilisateur, déterminent à quel point *OORT* doit se rapprocher de cette solution, c'est-à-dire les critères de convergence. Le schéma ci-dessous représente le fonctionnement général du module remailleur. Les critères touchant un maillage d'une dimension supérieure à deux ont été exclus de cette description.

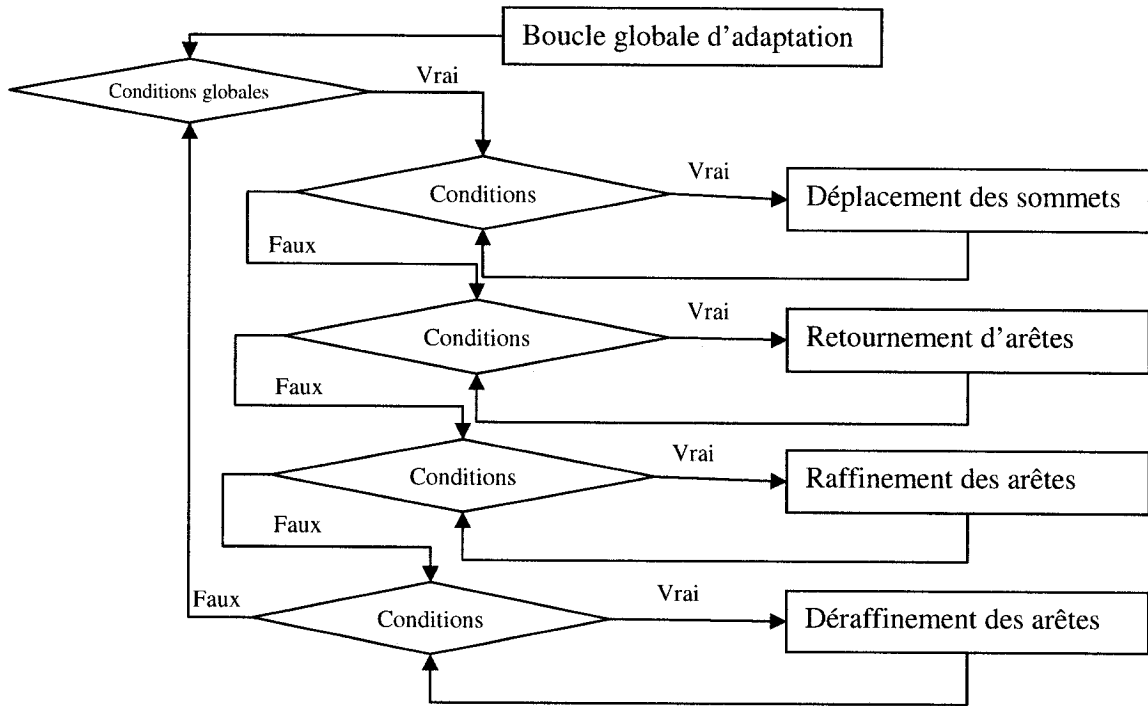


Figure 2.3 : Schéma général du module remailleur

Le module remailleur est constitué d'une boucle principale qui itère sur ses sous modules. Cette boucle a néanmoins ses propres caractéristiques, soit :

- nombre maximum d'itérations globales en non structuré
- critère de convergence en non structuré

La boucle globale peut se terminer si le nombre d'itérations est atteint ou si la qualité du maillage adapté respecte le critère de convergence. La qualité du maillage est déterminée en calculant l'écart-type de la métrique normalisée de chacune des arêtes du maillage. Pour obtenir de bons résultats, ce critère de convergence doit se situer entre 0.3 et 0.1.

La première technique d'adaptation est le déplacement des sommets. Les trois critères impliqués dans le déplacement de sommets sont :

- facteur de relaxation dans le déplacement
- critère d'arrêt du déplacement
- nombre maximum d'itérations de déplacements

Un sommet sera déplacé de manière itérative vers le centroïde de ses voisins. Il s'agit évidemment d'un centroïde calculé avec la métrique. Le *facteur de relaxation dans le déplacement* détermine à quelle vitesse le sommet se déplace vers le centroïde. Cette valeur devrait se situer près de un. Une valeur inférieure à un correspond à une sous-relaxation et une valeur supérieure à un à une sur-relaxation. Le *critère d'arrêt du déplacement* permet de déterminer s'il est encore nécessaire d'effectuer des déplacements. Si ce critère n'est pas atteint, cette boucle se terminera lorsque le *nombre maximum d'itérations de déplacements* sera atteint.

La seconde technique est le retournement d'arêtes et dépend de ces deux critères :

- coefficient multiplicateur de l'écart-type dans la métrique
- maximum d'itération de retournements

À chaque itération, les éléments du maillage sont analysés pour déterminer le niveau de déformation de chacun des éléments. On choisit alors quels éléments sont trop étirés ou déformés. Le choix de ces éléments est fait en se basant sur l'écart-type. Ainsi, le *coefficient multiplicateur de l'écart-type dans la métrique* permet de déterminer une certaine tolérance aux éléments déformés. On classifie d'abord les éléments en fonction de leur déformation. Les statistiques utilisées pour cette classification sont basées sur une loi normale. Le tableau suivant présente le pourcentage des éléments qui seront traités à

chacune des itérations de retournements en fonction de la valeur du coefficient. Cette valeur se situe généralement entre 2 et 2.5.

Coefficient	% d'élément traités
1	15.87%
1.5	6.68%
2	2.87%
2.5	0.62%

La troisième technique d'adaptation est le raffinement et le déraffinement des arêtes. Les critères suivants donnent à l'utilisateur un certain contrôle sur cette technique :

- maximum d'itérations de déraffinements
- seuil de déraffinement
- maximum d'itérations de raffinements
- seuil de raffinement

Le remailleur tente de rendre chacune des arêtes du maillage unitaire selon la métrique. Le raffinement des arêtes consiste simplement à réduire les arêtes qui sont trop longues. Les arêtes supérieures au *seuil de raffinement* seront donc réduites. Plus la valeur du seuil sera près de un, plus l'adaptation sera difficile et prendra du temps. Une valeur raisonnable se situe entre 1.2 et 1.5. Le déraffinement est bien entendu le traitement inverse. Les arêtes inférieures au *seuil de déraffinement* devront être augmentées. Cette fois-ci, une valeur de seuil raisonnable se situe entre 0.5 et 0.8. Les nombres maximum d'itérations permettent de limiter le nombre d'itérations si les seuils ne sont pas atteints.

Les deux derniers critères qu'il faut mentionner sont des critères généraux utilisés pour assurer un calcul adéquat de la longueur des arêtes dans la métrique. Ces deux critères sont :

- précision dans l'intégration des arêtes dans la métrique
- nombre maximum de subdivisions dans le Romberg

Le calcul de la longueur des arêtes dans la métrique est le résultat d'une intégrale. La formule de Romberg permet de faire une estimation numérique de cette intégrale. Il est néanmoins possible de faire une estimation avec plus ou moins de précision. Plus la précision demandée est petite et plus le nombre de subdivision demandé est grand, plus le résultat sera précis. Soit l'intégrale définie suivante :

$$I = \int_a^b f(x)dx$$

L'approximation de Romberg de cette intégrale peut être définie de la façon suivante² :

$$R(0,0) = \frac{1}{2}(b-a)(f(a) + f(b))$$

$$R(n,0) = \frac{1}{2}R(n-1,0) + h \sum_{k=1}^{2^{n-1}} f(a + (2k-1)h)$$

$$R(n,m) = R(n,m-1) + \frac{1}{4^m - 1} [R(n,m-1) - R(n-1,m-1)]$$

² http://en.wikipedia.org/wiki/Romberg's_method

où $n \geq 1$

$m \geq 1$

$$h = \frac{b-a}{2^n}$$

Le nombre de subdivision est contrôlé par la variable n et la valeur de l'approximation est donnée par cette formule lorsque n est égale à m . Cette estimation est coûteuse en temps de calcul. Un coefficient près de 0.01 et un nombre de subdivision près de 4 est conseillé.

2.2 Segmentation des maillages

La segmentation des maillages se fait à l'aide de techniques classiques se basant uniquement sur l'intensité des niveaux de gris présente dans l'image. Les deux techniques de segmentation d'images précédemment présentées doivent être adaptées pour la segmentation de maillage.

2.2.1 Croissance de région

La segmentation par croissance de région est une méthode assez simple à implanter. Deux modifications majeures sont apportées à l'algorithme classique pour permettre la segmentation de maillage. Tout d'abord, la première modification touche le parcours des nœuds. On peut faire une analogie entre une image et un maillage structuré simple correspondant à une grille cartésienne où chaque pixel de l'image correspond à un sommet du maillage. Chaque sommet a quatre voisins (en excluant les frontières), soit à gauche, à droite, en haut et en bas. Le déplacement dans cette grille peut se faire simplement en incrémentant des index selon l'axe des x et des y . Dans le cas d'un

maillage non structuré, le nombre de voisins est variable ainsi que leur position. Il faut donc ajouter une étape préliminaire au traitement des sommets qui est la détermination des voisins immédiats. Cette étape est réalisée à l'aide de la table de connectivité du maillage. L'algorithme de croissance de région devient donc :

- a) Marquage des nœuds appartenant à l'échantillon initial
- b) Calcul de la moyenne et de l'écart-type de l'intensité pour l'échantillon
- c) Identification des voisins immédiats pour chacun des sommets du maillage
- d) Parcours des voisins des nœuds marqués
 - Calcul de la ressemblance entre un voisin et l'échantillon
 - Marquage des voisins qui ressemblent suffisamment à l'échantillon
 - Mise à jour de la moyenne et de l'écart-type
 - Si de nouveaux nœuds ont été marqués, on retourne en d. Sinon on quitte.

La seconde modification importante à l'algorithme touche le calcul de la ressemblance d'un sommet à l'échantillon initial. Ce calcul tient compte de la distance entre ce sommet et son voisin qui a été marqué au préalable, car celle-ci n'est pas constante. Le calcul pour une paire de nœud p et q est fait en se basant sur l'équation de force suggérée par (Boykov and Jolly 2001) pour la technique de coupe de graphe.

$$F_{\{p,q\}} \propto \exp\left(-\frac{(I_p - I_q)^2}{2 \cdot \sigma^2}\right) \cdot \frac{1}{dist(p,q)}$$

où	I	l'intensité du nœud
	$dist(p,q)$	la distance entre deux nœuds p et q
	σ	l'écart-type des nœuds marqués

L'équation précédente est ensuite bornée pour ne conserver que les sommets vraiment intéressants.

2.2.1.1 Coupe de graphe

L'algorithme de coupe de graphe pour les maillages anisotropes est très peu différent de l'algorithme initial. En fait, seul le parcours des nœuds doit être modifié. Le parcours des nœuds est généralement fait de manière cartésienne. Par contre, le parcours dans un maillage anisotrope est différent. Comme mentionné précédemment pour l'algorithme de croissance de région, le parcours des voisins se fait à l'aide de la table de connectivité du maillage. Le parcours des nœuds a pour objectif de déterminer la force des différents liens. De plus, comme il n'est pas utile de créer des liens bidirectionnels, seuls les liens unissant un nœud dont l'index est inférieur à celui de son voisin sont déterminés.

2.3 Reconstruction 3D

La reconstruction tridimensionnelle du modèle est basée sur les images IRM 2D. Des maillages adaptifs sont obtenus à partir de ces images puis sont segmentés. La génération d'un maillage tridimensionnel à partir d'un nuage de points peut se faire assez simplement par une tétraèdralisation de Delaunay. Cet algorithme nous donnera un maillage de l'enveloppe convexe du nuage de points. Le contour des maillages segmentés est concave. Il faut donc construire une tétraèdralisation de Delaunay contrainte. Pour les différents logiciels sur le marché, il faut fournir une connectivité entre les différentes couches. Le logiciel *Tetgen* a été choisi, car il utilise des techniques de génération de maillages performantes et garantit un maillage de qualité pouvant être utilisé pour effectuer des simulations numériques. De plus, la définition de la liaison des couches se fait dans un format de fichier plutôt convivial. *Tetgen* permet de construire un maillage

contraint en définissant les facettes externes du maillage. Il faut donc déterminer une façon de lier les frontières des couches entre elles. Plusieurs stratégies ont été envisagées et testées. Celles-ci sont inspirées de la représentation sous forme de triangles chaînés (« triangle strip ») présente dans la librairie graphique OpenGL. Cette section présente ces différentes approches pour lier les couches deux à deux et les paramètres à utiliser avec *Tetgen* pour la génération du maillage tridimensionnel.

2.3.1 Liaison de couches 2D

Différentes stratégies ont été envisagées pour la liaison de chacune des paires de couches. Toutes les stratégies sont basées sur le même principe. On débute avec deux itérateurs, qui sont identifiés comme les points 1 et 2 dans les figures ci-dessous, situés au début de chacune des séries de points triés que l'on désire relier. Ensuite, on considère les deux points situés après chacun des itérateurs. Selon un critère précis, un des deux points sera choisi, l'itérateur de cette couche avancera alors d'une position et un nouveau triangle est ajouté à la liste des triangles précédemment formés. Chacune des stratégies est composée de deux options soit A ou B. Les tests effectués dépendent de l'option choisie.

La première stratégie est celle du critère de Delaunay. Elle se base sur le principe de la sphère vide ou du cercle vide en 2D. Pour l'option A, illustrée à la Figure 2.4, on débute en déterminant le centre et le rayon d'un cercle passant par les points 1, 2 et 4. Ensuite, le point 3 est projeté sur le plan passant par ces trois points, puis on vérifie si ce point se trouve à l'intérieur du cercle. S'il s'y trouve, il sera sélectionné, sinon ce sera le point 4 qui le sera. L'option B consiste en fait simplement à former le cercle avec les points 1, 2 et 3 et à effectuer le test avec la projection du point 4.

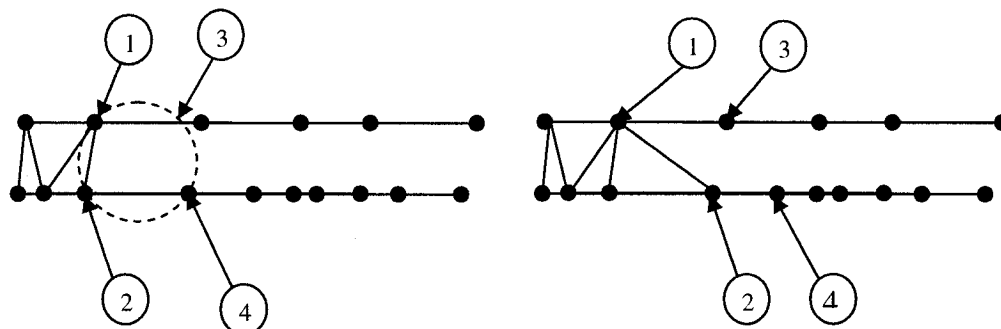


Figure 2.4 : Exemple illustrant le critère de Delaunay

La seconde stratégie est celle du critère de l'ellipse, illustrée à la Figure 2.5. Celle-ci est basée sur la taille d'une ellipse dont les foyers sont les itérateurs. Le calcul de la taille de l'ellipse se fait simplement par le calcul de la corde. La corde d'une ellipse correspond à la distance entre un point situé sur le contour de l'ellipse et chacun des foyers. On calcule donc la corde d'une ellipse passant par le point 3 ou par le point 4. L'option A retourne le point qui permet de former la plus petite ellipse et l'option B celui qui permet de former la plus grande.

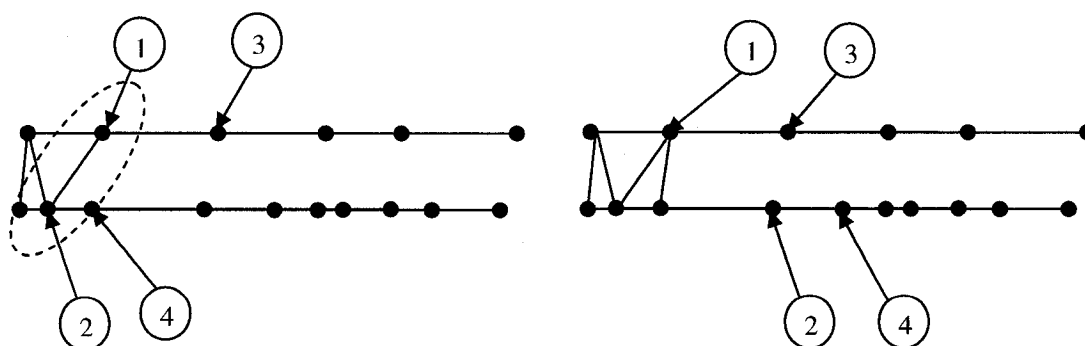


Figure 2.5 : Exemple illustrant le critère de l'ellipse

La troisième stratégie est celle de l'aire du triangle. Comme son nom l'indique, elle est basée sur le calcul de l'aire des triangles. En fait, on calcule l'aire du triangle $\Delta 123$ et $\Delta 124$. Par la suite, on choisit le point qui permet de former le triangle avec la plus petite aire, l'option A, ou avec la plus grande aire, l'option B.

La dernière stratégie est basée sur la longueur de la diagonale entre les points 1 et 4 ainsi que 2 et 3. L'option A choisit le point formant la plus petite diagonale, et l'option B celui formant la plus grande.

Toutes ces stratégies ont été comparées, et les résultats sont présentés à la section 3.3.1.

2.3.2 Génération du maillage tridimensionnel

La génération du maillage tridimensionnel se fait avec le logiciel *Tetgen*. Ce logiciel offre beaucoup de possibilité lors de la construction du maillage. Deux options essentielles ont été identifiées. La première option permet la génération d'un maillage ayant une enveloppe concave par la définition de la géométrie externe qui contraint le maillage résultant. Les maillages bidimensionnels obtenus ont des éléments dont les arêtes suivent les frontières des structures présentes dans l'image. Pour s'assurer que les frontières ne changeront pas d'orientation dans le maillage 3D, les maillages seront liés deux à deux. Le premier sera lié au deuxième, le deuxième au troisième et ainsi de suite. Lors de la génération d'un maillage 3D, *Tetgen* peut ajouter des nœuds pour assurer une certaine qualité du maillage. Ces nœuds sont ajoutés à l'intérieur du volume, mais également sur la frontière séparant ainsi les facettes prédéfinies. La deuxième option empêche la création de nouveau points sur la frontière extérieure. Cette option permet de s'assurer de la conformité entre les maillages adjacents.

Trois maillages tridimensionnels différents sont générés. Le premier est basé sur une séquence de 42 image crée avec le logiciel Matlab. Ces images sont tirées d'un volume de données représentent un tronc humain (voir la Figure 2.6). Elles ont une résolution de 256 par 256 pixels et un bruit blanc est ajouté pour ajouter du réalisme.

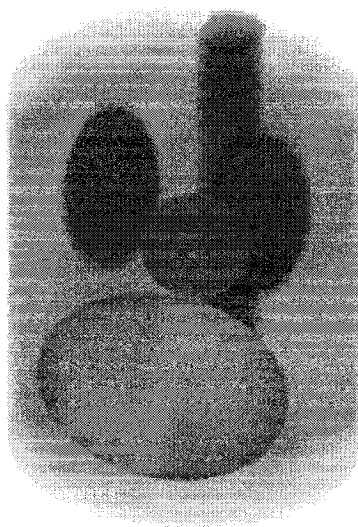


Figure 2.6 : Représentation grossière d'un tronc humain

Le second maillage est basé sur des images tirées du Visible Human Project (VHP) de la National Library of Medicine (Lorensen 1995). Les images choisies proviennent d'une séquence IRM ayant une pondération T1 du tronc d'une femme adulte. Cette séquence est composée de 61 images prises dans le plan frontal qui ont une résolution de 256 par 256 et couvre une région de 480 mm. Chacune des images couvre une épaisseur de 4mm. La Figure 2.7 montre une représentation tridimensionnelle de ces images avec une certaine transparence pour pouvoir visualiser les organes internes. Cette séquence d'image est

ensuite modifiée avec Matlab pour obtenir des images dans le plan axial en respectant les dimensions réelles des images. La nouvelle séquence est donc composée de 256 images.

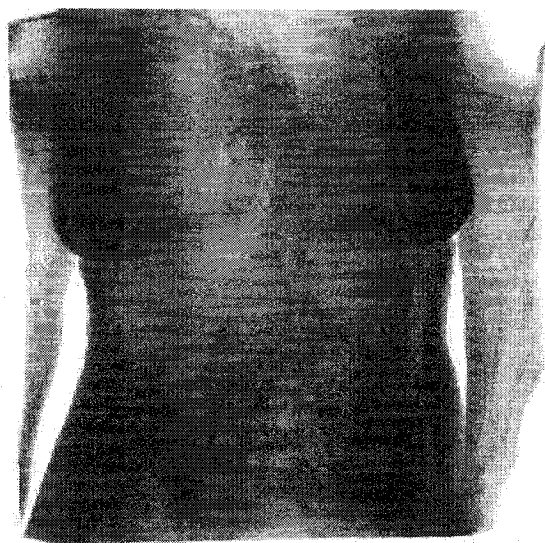


Figure 2.7 : Représentation 3D des images IRM du VHP

La troisième séquence provient d'un protocole expérimental non calibré pour l'acquisition d'images du tronc dans le plan axial. Elle est composée de 13 images ayant une résolution de 1024 par 1024 pixels. La frontière externe n'est pas clairement définie sur la partie avant du tronc ce qui nuit à sa récupération. Pour permettre une génération du maillage 3D, les images ont été modifiées pour obtenir un effet miroir (voir Tableau 2.3).

Tableau 2.2 : Images IRM tirées du protocole expérimental

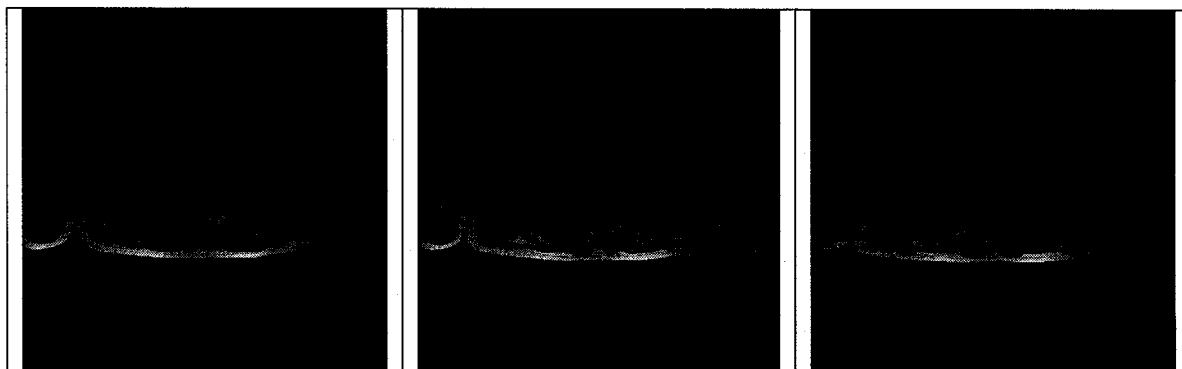
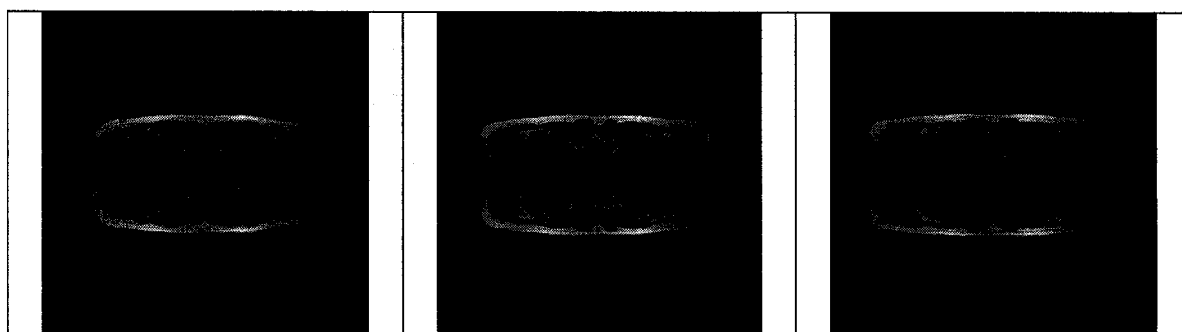


Tableau 2.3 : Images IRM expérimentales modifiées



2.3.3 Validation du modèle

Les différents outils utilisés pour la génération du maillage, *OORT* et *Tetgen*, nous garantissent un maillage de qualité et le modèle tridimensionnel développé doit pouvoir être accepté par un résolveur numérique. *Tetgen* permet de générer un fichier de sortie compatible avec le logiciel de visualisation scientifique *Medit* (Frey 2004). Ce logiciel a été conçu et réalisé au laboratoire Jacques Louis Lions de l'Université Pierre et Marie CURIE. *Tetgen* permet également de sauvegarder le maillage en un format utilisable avec

le logiciel *GiD* (Ribo, Pasenau, and Tercero 2002). Il s'agit d'un pré et post processeur pour la préparation d'un modèle géométrique ainsi que la visualisation des résultats d'une simulation. Ce dernier logiciel est particulièrement intéressant car il permet d'importer et d'exporter des fichiers dans de nombreux formats. Parmi les formats disponibles, le format nastran est lu par plusieurs outils de simulations numériques dont *ANSYS Workbench* (ANSYS 2006). L'acceptation du modèle tridimensionnel par *ANSYS* garantit que le maillage est valide et qu'il peut être utilisé pour faire des simulations.

CHAPITRE 3 : RÉSULTATS ET DISCUSSION

Ce chapitre présente les différentes expériences qui ont été effectuées ainsi que les conclusions qui ont été tirées des résultats. Tout d'abord, les différents paramètres pour obtenir un maillage adapté adéquat seront évalués. Ensuite, la capacité de segmenter des maillages avec certains algorithmes classiques de segmentation d'images sera évaluée. Finalement, la dernière section présente les techniques utilisées pour lier les différentes images d'une séquence d'images IRM, ce qui permet de générer le maillage tridimensionnel.

3.1 Génération du maillage adapté

Cette section présente les différentes expérimentations qui ont été réalisées pour permettre la génération d'un maillage de qualité. Les tests ont été effectués sur une image axiale d'un tronc humain. La résolution de l'image est de 256x256 pixels. Tout d'abord, deux méthodes de reconstruction du Hessien seront comparées. Ensuite, les paramètres nécessaires à la construction de la métrique seront testés. Finalement, les résultats du processus d'adaptation seront analysés.

3.1.1 Choix de la méthode de reconstruction du Hessien

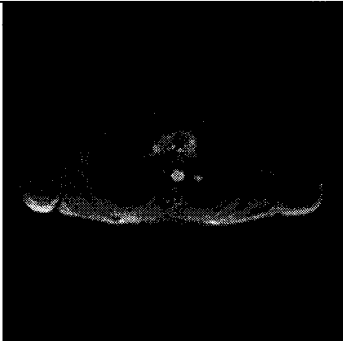
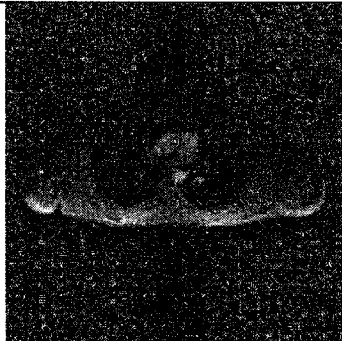
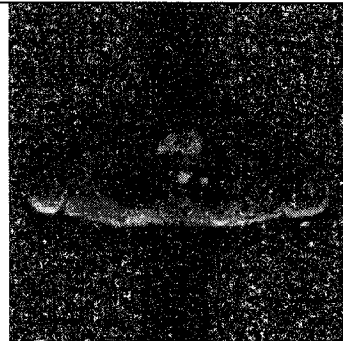
Les deux méthodes de reconstructions de la matrice hessienne qui ont été évaluées sont la *simple linear fitting* (SLF) et la *quadratic fitting* (QF). Ces méthodes sont décrites aux sections 2.1.1 et 2.1.2. Les paramètres par défaut pour la construction de la métrique à partir du Hessien sont présentés au Tableau 3.1.

Tableau 3.1 : Paramètres par défaut pour la construction de la métrique

Paramètres	Valeurs
Borne minimum euclidienne de la métrique	1
Borne maximum euclidienne de la métrique	10
Étirement maximum de la métrique	1000
Traitement de l'étirement maximum	PRESERVE_LAMBDA_MIN
Longueur cible d'une arête dans la métrique	1

Il n'y a aucun paramètre à spécifier pour la méthode SLF et, dans un premier temps, la méthode QF a été utilisée avec un voisinage de 1. La première observation que nous avons faite est que les deux méthodes, en utilisant les paramètres par défaut, nous donnent des résultats similaires. Le Tableau 3.2 montre que les deux méthodes permettent d'obtenir un maillage avec environ le même nombre de sommets. Les sommets sont principalement situés dans la région centrale de l'image. On peut également constater une concentration des sommets formant une ligne verticale. Cette ligne est causée par la présence de bruit dans l'image et de certains artefacts d'acquisition.

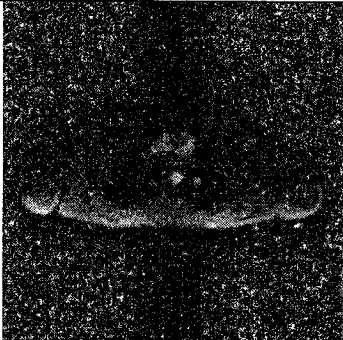
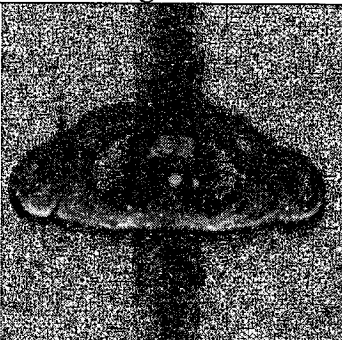
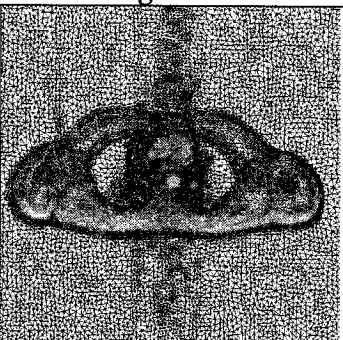
Tableau 3.2 : Comparaison entre la méthode SLF et QF

		
Image initiale	SLF: 46 622 sommets	QF: 46 818 sommets

La méthode QF permet de réduire l'impact du bruit en augmentant la taille du voisinage. Le Tableau 3.3 montre que l'augmentation de la taille du voisinage permet de diminuer

de manière importante le nombre de sommets générés tout en gardant une concentration plus importante dans les zones de contraste élevé.

Tableau 3.3 : Effet de l'augmentation de la taille du voisinage pour la méthode QF

Voisinage de taille 1	Voisinage de taille 2	Voisinage de taille 3
		
46 818 sommets	24 862 sommets	12 066 sommets

Il est également possible de réduire l'impact du bruit avec la méthode SLF. Pour ce faire, il faut faire varier le paramètre *Longueur cible d'une arête dans la métrique* du module convertisseur de *OORT*, étudié à la section suivante. Le Tableau 3.4 montre que l'augmentation de la longueur cible d'une arête permet une diminution du nombre de sommets. La variation de la longueur cible provoque une diminution quasi-uniforme du nombre de sommets dans le maillage. Les mailles étant beaucoup plus dense dans les zones de haut contraste, les frontières des éléments présents dans l'image demeurent bien définies.

La variation du paramètre *Longueur cible d'une arête dans la métrique* avec la méthode de reconstruction QF ne donne pas d'aussi bon résultats. Les tableaux des pages 65 à 67 montrent l'effet combiné de la variation de la longueur cible d'une arête et de variation de la taille du voisinage. À première vue, l'effet est intéressant, car le nombre de nœuds est grandement réduit et en augmentant la taille du voisinage les nœuds sont

principalement situés dans la région d'intérêt de l'image. Par contre, les éléments ne suivent plus efficacement la frontière du tronc ce qui s'explique par le fait que les éléments ont généralement une forme régulière. Cette détérioration des frontières n'est pas souhaitable dans notre cas. La combinaison de ces deux paramètres est donc exclue.

Tableau 3.4 : Effet de la variation de la longueur cible d'une arête pour la méthode SLF

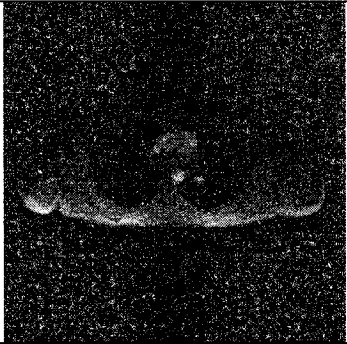
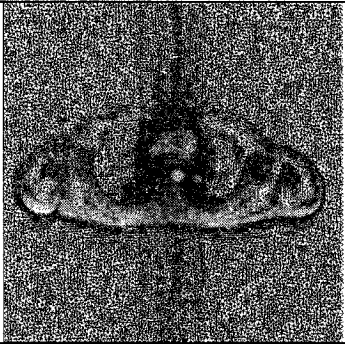
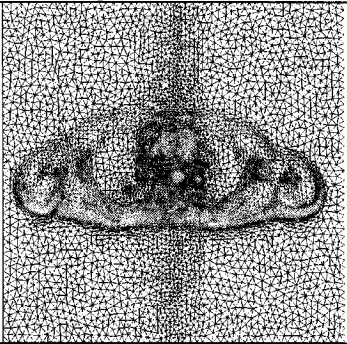
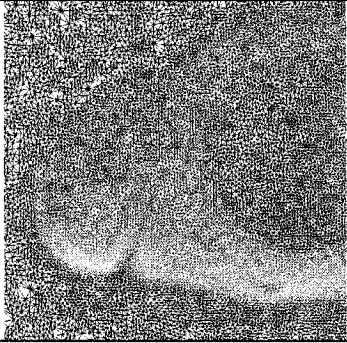
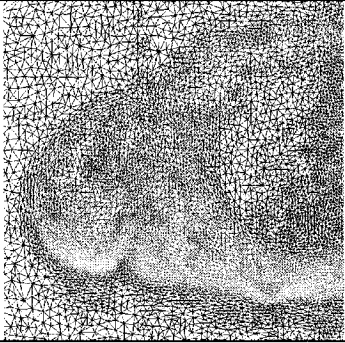
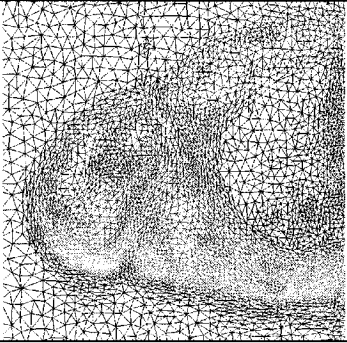
Longueur cible de 1	Longueur cible de 2	Longueur cible de 3
		
		
46 622 sommets	23 105 sommets	13 889 sommets

Tableau 3.5 : Effet de la variation de la longueur cible pour la méthode QF avec un voisinage de niveau 1

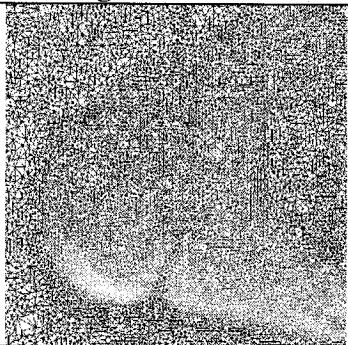
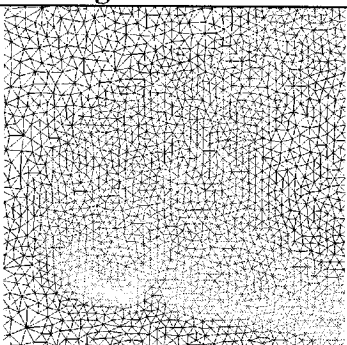
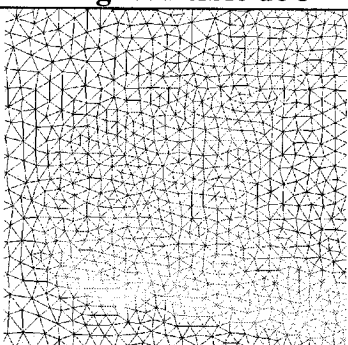
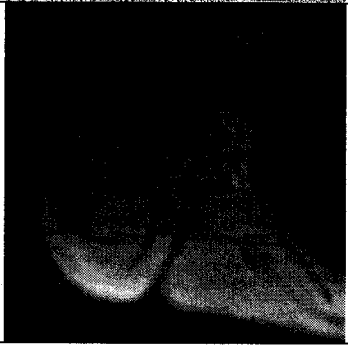
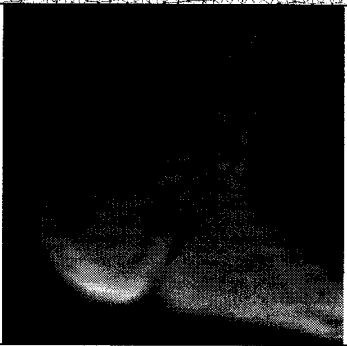
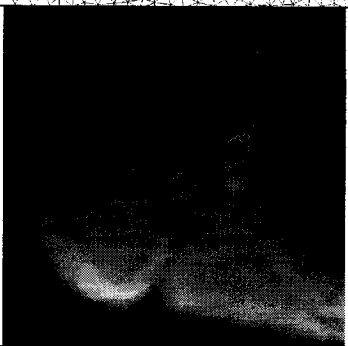
Longueur cible de 1	Longueur cible de 2	Longueur cible de 3
		
		
46 817 sommets	12 257 sommets	5 948 sommets

Tableau 3.6 : Effet de la variation de la longueur cible pour la méthode QF avec un voisinage de niveau 2

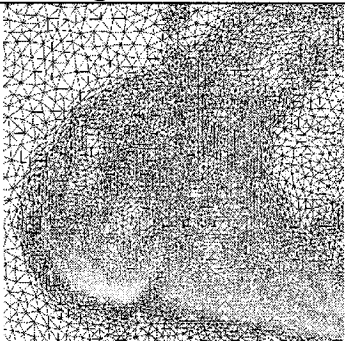
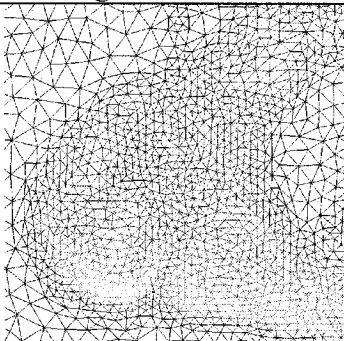
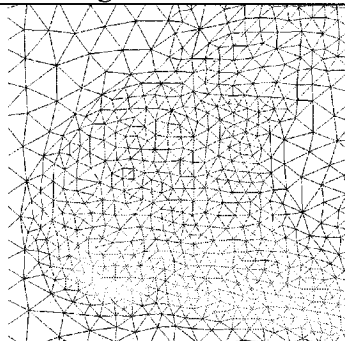
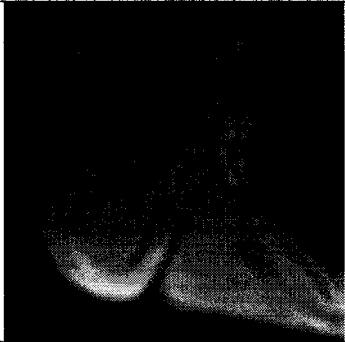
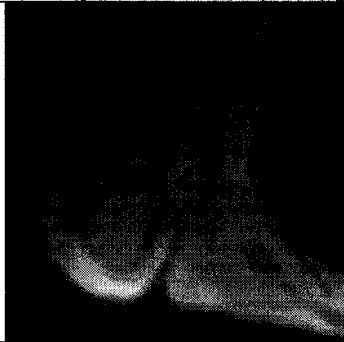
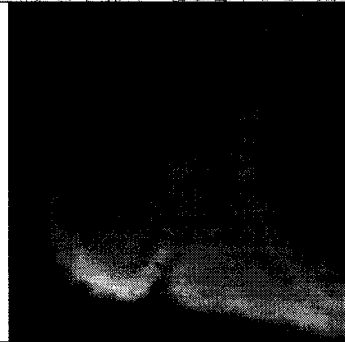
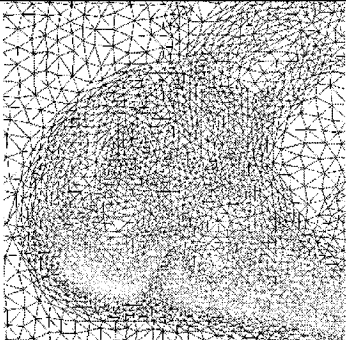
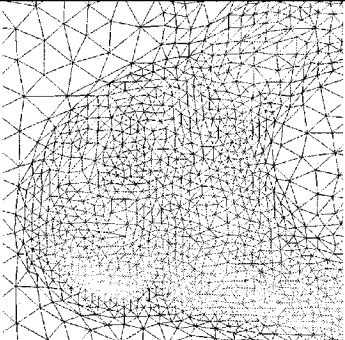
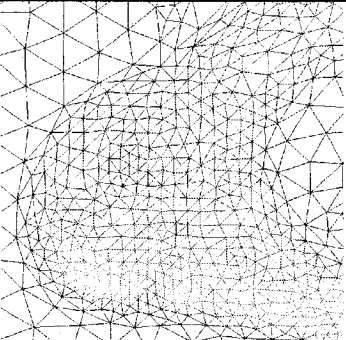
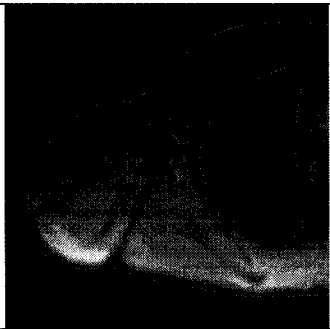
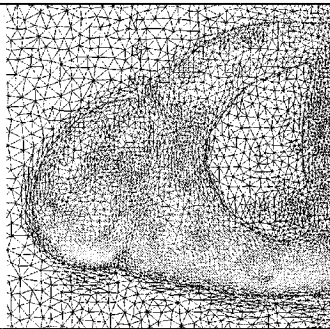
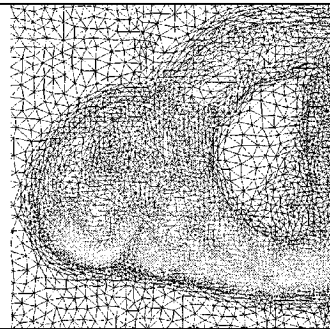
Longueur cible de 1	Longueur cible de 2	Longueur cible de 3
		
		
24 861 sommets	6 787 sommets	3 273 sommets

Tableau 3.7 : Effet de la variation de la longueur cible pour la méthode QF avec un voisinage de niveau 3

Longueur cible de 1	Longueur cible de 2	Longueur cible de 3
		
		
12 065 sommets	4 807 sommets	2 528 sommets

Le maillage que nous cherchons à générer doit être plus dense près des frontières et les éléments doivent suivre la frontière des éléments. Pour comparer les deux méthodes de reconstruction du hessien, les frontières des éléments, obtenus grâce à un algorithme de courbe de niveaux (Desolneux, Moisan, and Morel 2001), ont été superposés aux maillages. Les deux méthodes produisent des mailles qui suivent la frontière des éléments présents dans l'image. On ne peut donc pas discriminer les méthodes sur ce critère. Par contre, le Tableau 3.8 montre que pour environ le même nombre de sommets la méthode SLF permet d'obtenir une densité plus importante plus près des frontières que QF et offre donc une meilleure localisation des sommets.

Tableau 3.8 : Comparaison entre la méthode SLF et QF avec une superposition des courbes de niveaux

		
Image avec courbe de niveau	SLF (13 889 sommets)	QF (12 066 sommets)

Les tests des prochaines sections seront faits sur des maillages basés sur une matrice hessienne construite avec la méthode SLF.

3.1.2 Définition des paramètres du module Convertisseur

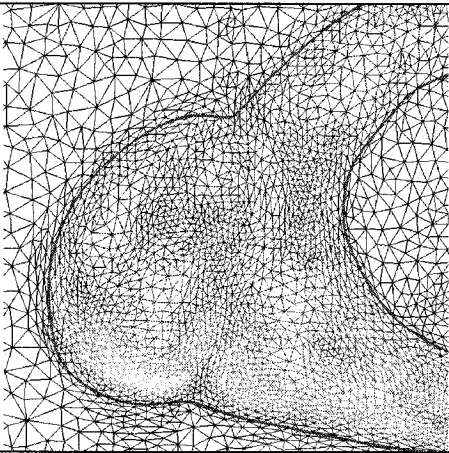
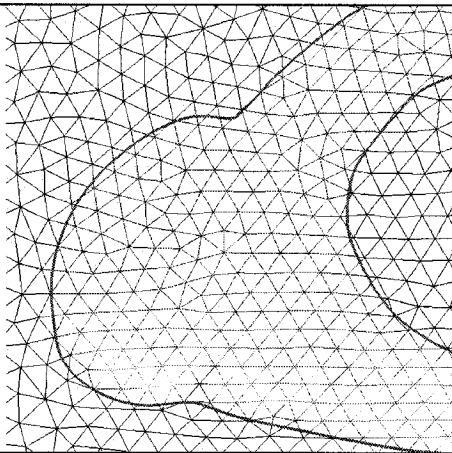
Le module Convertisseur de OORT peut être ajusté à l'aide des paramètres du Tableau 3.1. Chacun de ces paramètres seront ajustés pour permettre la génération d'un maillage adapté à une image IRM. Le premier paramètre qui a été testé est la *borne minimum euclidienne de la métrique*. Les tests ont été effectués en fixant les autres paramètres par défaut et en prenant trois valeurs différentes pour la longueur cible. Cette borne ne peut être inférieure à un. Ici, un signifie que la plus petite arête ne peut être de longueur inférieure à un pixel. Le Tableau 3.9 montre que l'augmentation de valeur de la borne minimum provoque une diminution importante du nombre de sommets.

Tableau 3.9 : Test de la borne minimum euclidienne de la métrique

Borne minimum	Longueur cible de 1	Longueur cible de 2	Longueur cible de 3
1.00	46 622	23 105	13 889
1.25	34 683	19 392	12 235
1.50	26 425	16 458	10 704
2.00	15 890	12 238	8 574
5.00	3 886	3 262	3 144

L'augmentation de cette borne inférieure cause une régularisation des éléments du maillage et par conséquent la perte d'une densité plus importante d'éléments près des frontières. Cet effet est montré au Tableau 3.10 par la superposition des courbes de niveaux sur une région agrandie de l'image initiale. Pour nous assurer de conserver une densité maximale de maille importante aux frontières, la valeur de un a été choisie pour ce paramètre.

Tableau 3.10 : Effet de la borne minimum euclidienne de la métrique

Borne minimum de 1	Borne minimum de 5
	
13 889 sommets	3 144 sommets

Le prochain paramètre qui a été testé est la *borne maximum euclidienne de la métrique*. Les tests ont été effectués en fixant les autres paramètres par défaut et en prenant trois valeurs différentes pour la longueur cible. Le Tableau 3.11 montre qu'une augmentation de la borne maximale diminue le nombre de mailles final.

Tableau 3.11 : Test de la borne maximum euclidienne de la métrique

Borne maximum	Longueur cible de 1	Longueur cible de 2	Longueur cible de 3
1	71 898	71 898	71 898
2	51 790	30 331	26 137
4	47 989	24 183	15 089
5	47 474	23 818	14 585
10	46 622	23 105	13 889
15	46 698	22 961	13 741
20	46 335	22 944	13 691
25	46 596	23 038	13 672

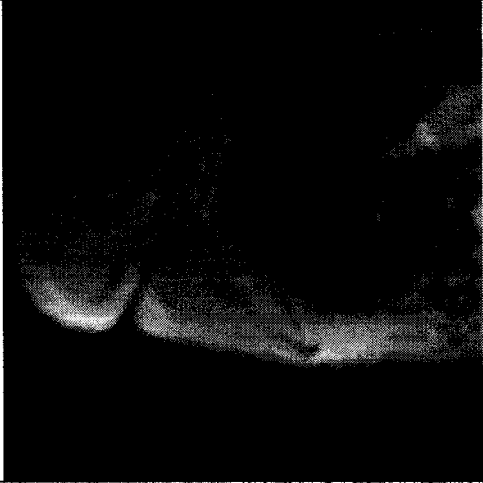
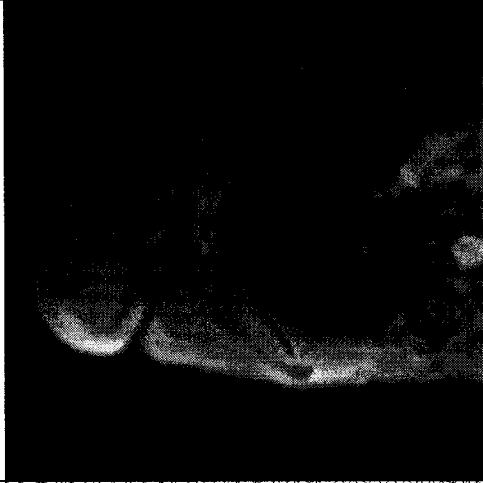
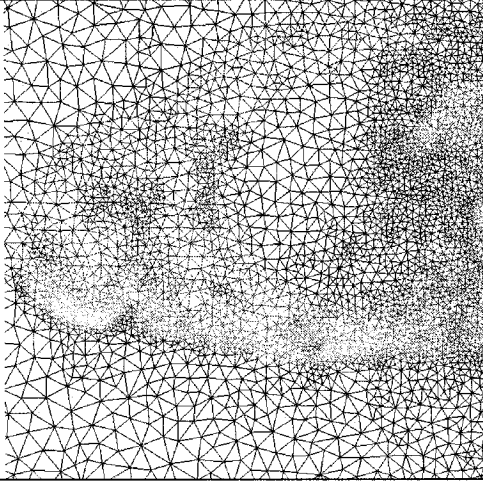
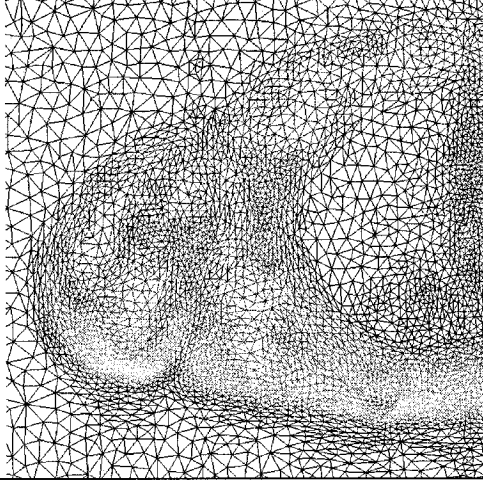
Nous constatons également qu'une valeur de la borne maximum au-delà de dix n'a pas d'impact majeur sur le nombre d'éléments du maillage résultant. Pour cette raison, la borne maximum euclidienne de la métrique est fixée à dix.

Le troisième et quatrième paramètres sont l'*Étirement maximum de la métrique* et *Traitement de l'étirement maximum*. Ces paramètres permettent de déterminer le niveau de déformation acceptable de la métrique et quoi faire avec les éléments trop déformés. Les tests ont été effectués en fixant la borne minimale à un, la borne maximale à 10 et la longueur cible à trois. Le Tableau 3.12 montre qu'il est inutile d'avoir un étirement maximal supérieur à dix. Ceci s'explique par le fait que l'étirement maximal est déterminé par le rapport entre la plus grande arête sur la plus petite hauteur d'un élément. Ce rapport peut donc prendre une valeur maximale de dix. Cette observation nous montre que le logiciel *OORT* respecte bien les critères spécifiés par l'utilisateur. De plus, le traitement de l'étirement maximum n'a pas un impact important sur le maillage résultant. Les développeurs d'*OORT* suggèrent d'utiliser la valeur *PRESERVE_LAMBDA_MIN* pour obtenir un meilleur résultat. La valeur par défaut sera donc conservée pour ce paramètre. Le Tableau 3.13 montre qu'en utilisant le traitement de l'étirement maximum par défaut, lorsque l'étirement maximum de la métrique est faible, les éléments sont globalement de formes régulières. En diminuant la capacité de déformation des éléments, la frontière du tronc est moins bien définie. Pour cette raison, la valeur par défaut pour ce paramètre, *Étirement maximum de la métrique*, sera conservée.

Tableau 3.12 : Test de l'étirement maximum de la métrique

Étirement max	Traitement de l'étirement maximum		
	PRESERVE_LAMBDA_MIN	PRESERVE_LAMBDA_MAX	PRESERVE_PRODUIT_LAMBDAS
1	8 349	22 119	12 545
5	13 742	13 912	13 759
10	13 889	13 889	13 889
100	13 889	13 889	13 889
1000	13 889	13 889	13 889
100000	13 889	13 889	13 889

Tableau 3.13 : Effet de l'étirement maximum de la métrique avec traitement de l'étirement par défaut

Étirement maximum de 1	Étirement maximum de 10
	
	
8 349 sommets	13 889 sommets

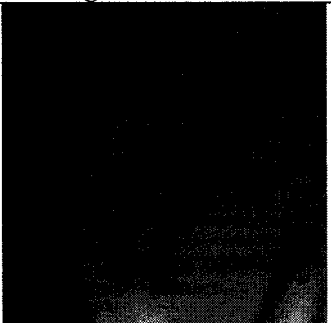
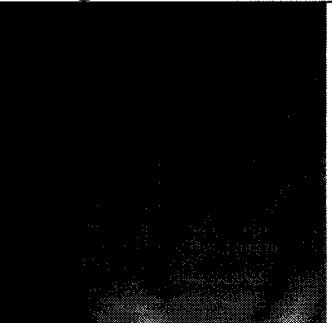
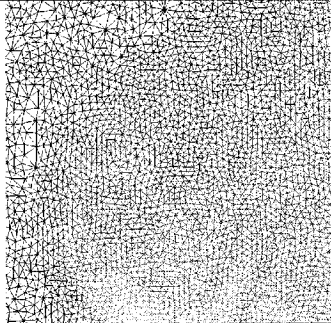
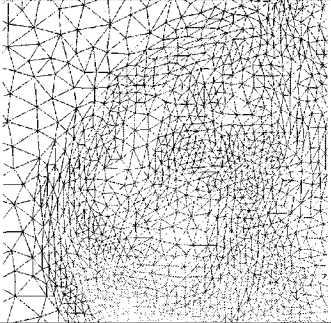
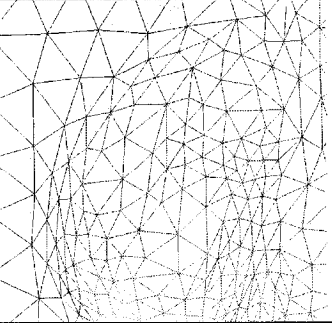
Le dernier paramètre testé est la *Longueur cible d'une arête dans la métrique*. Les tests ont été effectués en fixant les autres paramètres par défaut et en prenant trois valeurs différentes pour la longueur cible. Le Tableau 3.14 montre que l'augmentation de la longueur cible provoque une diminution importante du nombre de sommets dans le maillage final.

De plus, le Tableau 3.15 montre qu'une trop grande augmentation de la longueur cible provoque une dégradation des frontières de l'image. Il est donc important que la longueur cible ne soit pas trop grande. Nos expérimentations nous montrent qu'une longueur cible d'une arête de 3 offre un bon compromis entre le temps de calcul et la qualité du maillage.

Tableau 3.14: Test de la longueur cible d'une arête dans la métrique

Longueur cible	Nombre de sommets	Longueur cible	Nombre de sommets
1	46 622	4	9 157
1.5	31 895	5	6 269
2	23 105	7	3 506
2.5	17 405	9	2 412
3	13 889	11	2 035
3.5	11 108	13	1 683

Tableau 3.15 : Effet de la longueur cible d'une arête dans la métrique

Longueur cible de 1	Longueur cible de 3	Longueur cible de 9
		
		
46 622 sommets	13 889 sommets	2 412 sommets

Suite à ces expérimentations, nous suggérons d'utiliser les valeurs présentées au Tableau 3.16 pour la configuration du module convertisseur du logiciel OORT.

Tableau 3.16 : Paramètres suggérés pour la construction de la métrique

Paramètres	Valeurs
Borne minimum euclidienne de la métrique	1
Borne maximum euclidienne de la métrique	10
Étirement maximum de la métrique	10
Traitement de l'étirement maximum	PRESERVE_LAMBDA_MIN
Longueur cible d'une arête dans la métrique	3

3.1.3 Définition des critères usager

Cette section présente les différents critères permettant à l'utilisateur de contraindre l'adaptation du maillage. Contrairement aux paramètres du convertisseur qui serviront de guide ou de suggestion lors du processus d'adaptation, ces critères seront respectés de manière absolue. Le Tableau 3.17 regroupe les valeurs par défaut des critères usager.

Les trois premiers critères sont liés aux trois premiers paramètres du convertisseur. Le quatrième critère, la *Distorsion maximum Euclidienne d'une face*, est utilisée dans le cas de maillage en trois dimensions et il n'est donc pas utile de tester ce paramètre pour l'adaptation de maillage bidimensionnel. Le cinquième paramètre, *Arêtes transversales interdites*, n'est pas applicable non plus dans notre situation. Dans certaine situation, il peut être problématique qu'une arête lie deux frontières tel qu'expliqué précédemment. Dans notre cas, ce paramètre n'a pas besoin d'être testé.

Tableau 3.17 : Paramètres par défaut pour les critères usagers

Paramètres	Valeurs
Longueur minimum Euclidienne des arêtes	0.5
Longueur maximum Euclidienne des arêtes	20
Forme minimum Euclidienne des éléments	0.001
Distorsion maximum Euclidienne d'une face	0.999
Arêtes transversales interdites	non

Les développeurs de OORT suggèrent que les deux premiers critères, *Longueur minimum Euclidienne des arêtes* et *Longueur maximum Euclidienne des arêtes*, suivent par un facteur deux les deux premiers paramètres du convertisseur soit *Borne minimum euclidienne de la métrique* et *Borne maximum euclidienne de la métrique*. La longueur minimum doit donc être deux fois plus courte que la borne minimum et la longueur maximum deux fois plus longue que la borne maximum. Dans le même ordre d'idée, nous avons testé ces deux paramètres en faisant varier le facteur multiplicatif. Le Tableau 3.18 montre que le facteur multiplicatif n'a pas un impact majeur pour une valeur au-delà de 1.5. Ce facteur n'a pas d'impact important sur le maillage final. Réduire sa valeur au dessous de la valeur suggérée ne ferait qu'obliger le logiciel à enlever des nœuds au maillage sans véritable raison. La valeur suggérée sera donc conservée.

Le dernier paramètre testé dans cette section est la *Forme minimum Euclidienne des éléments*. La valeur de ce paramètre doit être situé entre zéro et un. Plus la valeur est petite, plus des éléments déformés seront conservés dans le maillage. Le Tableau 3.19 montre qu'effectivement, plus la valeur de la forme minimum est près de un, moins il y a d'éléments dans le maillage.

Tableau 3.18 : Test du facteur multiplicateur pour longueur min et max euclidienne des arêtes

Facteur multiplicatif	Nombre de sommets	Facteur multiplicatif	Nombre de sommets
1.00	11 315	2	13 889
1.25	13 343	3	13 888
1.50	13 834	4	13 887
1.75	13 884		

Tableau 3.19 : Test de la forme minimum euclidienne des éléments

Forme minimum	Nombre de sommets	Forme minimum	Nombre de sommets
0.001	13 889	0.50	13 713
0.010	13 891	0.75	9 918
0.100	13 892	0.90	6 859

Les éléments déformés seront ceux qui suivront les frontières des éléments présents dans l'image. Il s'agit donc des éléments que nous voulons absolument garder. Le Tableau 3.21 illustre clairement l'effet d'avoir une valeur pour la forme minimum près de un, c'est-à-dire qu'on perd le caractère anisotrope du maillage ou en d'autres mots que le maillage devient régulier.

3.1.4 Définition des critères du processus d'adaptation

Le processus d'adaptation du logiciel OORT comporte plusieurs étapes. Chacune de ces étapes peut être contrôlée à l'aide de différents paramètres. Ces paramètres permettent de définir à quel point on désire que le maillage résultant se rapproche de la métrique qui a

été définie. La Tableau 3.20 montre les valeurs utilisées pour la génération du maillage adapté.

Tableau 3.20 : Paramètres initiaux pour les critères métriques

Paramètres	Valeurs
Maximum d'itérations globales en non structuré	12
Critère de convergence en non structuré	0.12
Facteur de relaxation dans le déplacement	1
Critère d'arrêt du déplacement	0.1
Maximum d'itérations de déplacement	1
Coefficient de stabilisation du déplacement en structuré	0.3
Nombre d'itérations linéarisées	0
Maximum d'itérations de retournement	10
Coefficient multiplicateur de l'écart type dans la métrique	2
Maximum d'itérations de raffinement	1
Seuil de raffinement	1.3
Maximum d'itérations de déraffinement	1
Seuil de déraffinement	0.7
Niveau de précision dans les statistiques sur les volumes métriques	0
Précision dans l'intégration des arêtes dans la métrique	0.01
Nombre maximum de subdivisions dans le Romberg lors de l'intégration des arêtes dans la métrique	4
Intégration des arêtes tient compte de la géométrie	non

La métrique est calculée sur un maillage régulier avec un nœud pour chacun des pixels de l'image IRM. Par contre, pour accélérer le processus d'adaptation, il est possible d'adapter un maillage à l'aide d'une métrique calculée sur un autre maillage. Ainsi, le maillage qui a été adapté est beaucoup plus grossier que le maillage de base soit un maillage de 80X80. Le Tableau 3.22 et Tableau 3.23 donne le résultat des statistiques calculées par OORT sur les éléments et les arêtes du maillage initial.

Tableau 3.21 : Effet de la forme minimum euclidienne des éléments

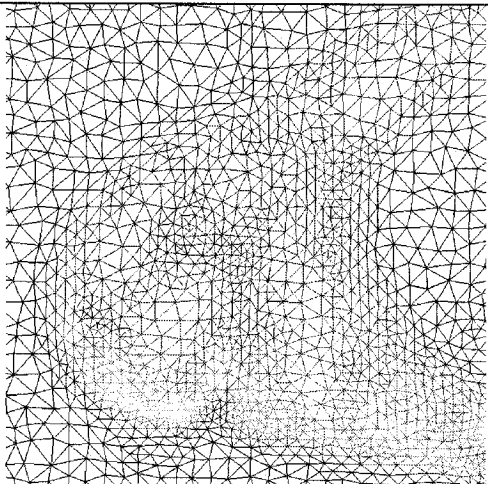
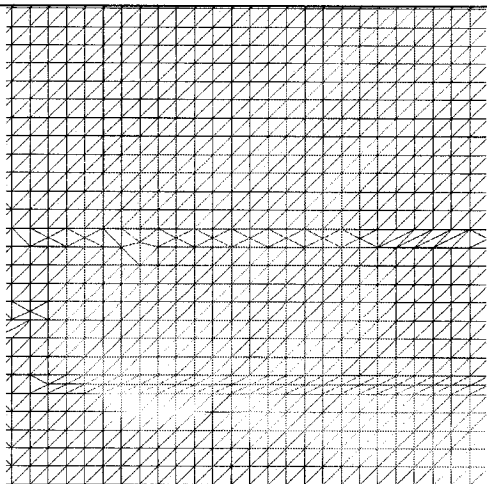
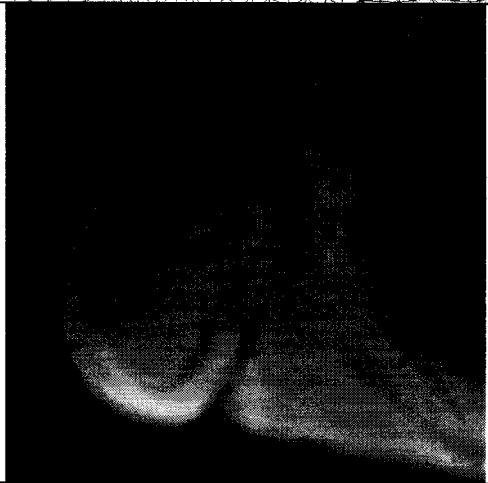
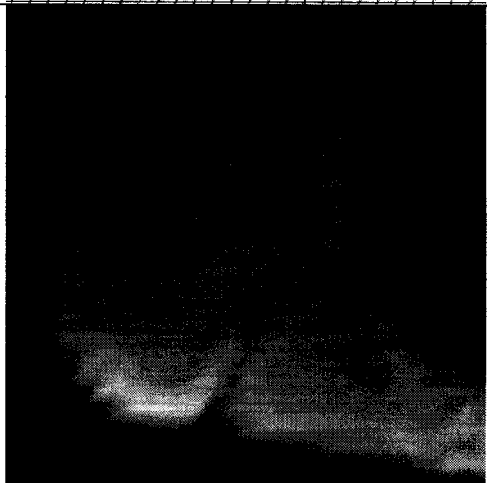
Forme minimum euclidienne de 0.75	Forme minimum euclidienne de 0.9
	
	
9 918 sommets	6 859 sommets

Tableau 3.22 : Statistiques sur les éléments du maillage avant toute adaptation

Paramètres		Valeurs (euclidien)	Valeurs (métrique)
Nombre d'éléments du maillage		12 800	
Critère de forme	minimum	0.866	-0.951
	maximum	0.866	1.000
	moyenne	0.866	0.733
	écart-type	2.019e-07	0.271
	écart-type normé	2.331e-07	0.370

Tableau 3.23 : Statistiques sur les arêtes du maillage avant toute adaptation

Paramètres		Valeurs (euclidien)	Valeurs (métrique)
Nombre d'arêtes du maillage		19 360	
Longueur des arêtes	Minimum	3.187	0.319
	Maximum	4.509	4.488
	Moyenne	3.624	1.390
	écart-type	0.621	0.830
	écart-type normé	0.172	0.597

Avec les paramètres tels que définis précédemment, le processus d'adaptation converge après 9 itérations globales. Ce maillage est composé de 13 889 sommets formant 27 506 éléments. Le Tableau 3.24 et le Tableau 3.25 donne les statistiques du maillage final. Les arêtes du maillage final ont en moyenne une longueur métrique de 1.009 avec un écart-type de 0.119. Ce maillage a été obtenu en 1 minute et 6 secondes sur un ordinateur Pentium 4 1.9 GHz avec 1 Giga-octet de mémoire. Un exemple complet d'un fichier de configuration est disponible à l'ANNEXE 1.

Tableau 3.24 : Statistiques sur les éléments du maillage après le processus d'adaptation

Paramètres		Valeurs (euclidien)	Valeurs (métrique)
Nombre d'éléments du maillage		27 506	
Critère de forme	Minimum	0.231	0.616
	Maximum	1.000	1.000
	Moyenne	0.866	0.960
	écart-type	0.883	0.039
	écart-type normé	0.125	0.040

Tableau 3.25 : Statistiques sur les arêtes du maillage après le processus d'adaptation

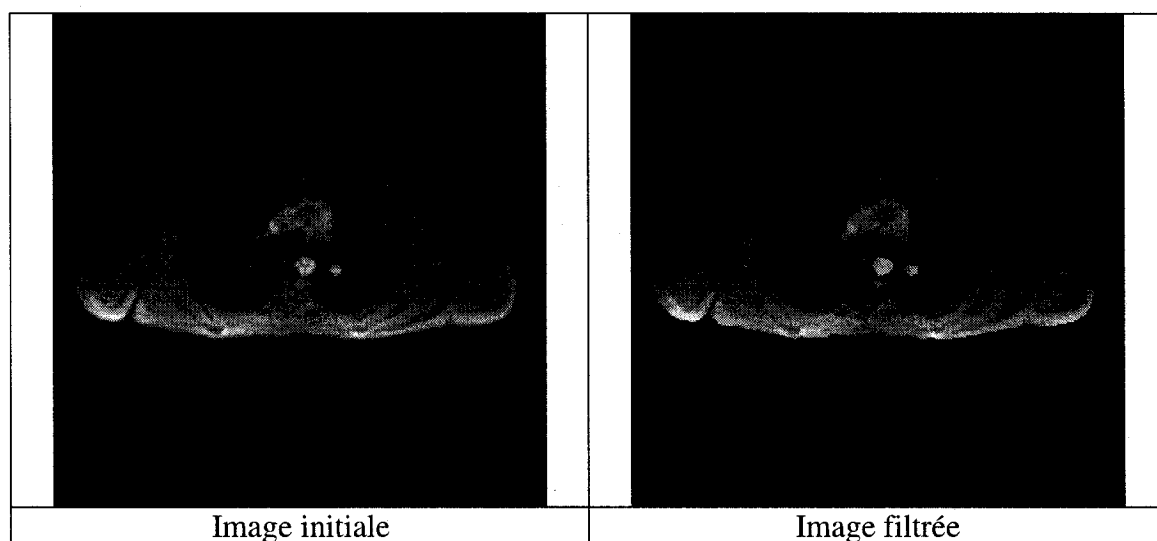
Paramètres		Valeurs (euclidien)	Valeurs (métrique)
Nombre d'éléments du maillage		41 394	
Longueur des arêtes	Minimum	0.706	0.645
	Maximum	9.484	1.471
	Moyenne	2.207	1.009
	écart-type	1.202	0.119
	écart-type normé	0.545	0.118

3.1.5 Effet d'un filtrage des images

Dans plusieurs situations, il peut être bénéfique de filtrer les images pour renforcer les frontières des structures présentes. Un filtre de choc, développé dans le laboratoire d'imagerie et de vision 4D (LIV4D), a été appliqué sur notre image IRM qui a servi à faire les tests. Le Tableau 3.26 montre que ce filtre lisse les régions homogènes et renforce les frontières. Un maillage adaptatif a ensuite été généré à partir de cette image. Le maillage obtenu possède légèrement plus de nœuds que celui obtenu à partir de l'image initial. Le filtre a causé une pixelisation des frontières et OORT tente d'aligner les éléments du maillage sur les frontières. Un plus grand nombre de nœud est donc

nécessaire aux frontières. Ce filtre est toutefois très utile lorsque les frontières des images ne sont pas clairement définies.

Tableau 3.26 : Effet du filtre de choc



3.2 Segmentation des maillages adaptés

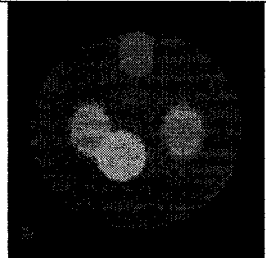
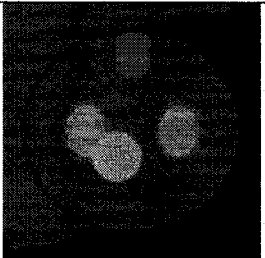
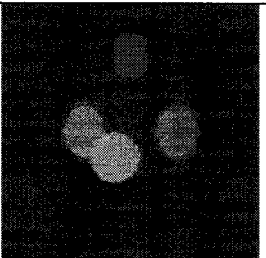
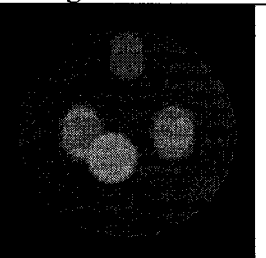
Cette section présente les différentes expérimentations qui ont été réalisées pour permettre la segmentation des maillages adaptées. Les deux techniques de segmentation qui ont été adaptées aux maillages anisotropes sont la technique de croissance de région et celle de coupe de graphe.

3.2.1 Croissance de région

Cette technique a tout d'abord été testée avec une image produite avec le logiciel Matlab. Cette image a été bruitée pour ajouter du réalisme. Le Tableau 3.27 montre la progression

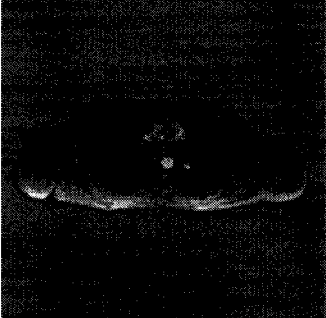
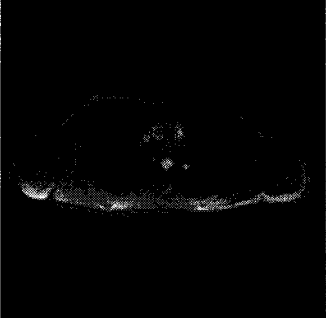
de l'algorithme de croissance de région depuis l'ensemencement fait par l'utilisateur jusqu'à la détection de la frontière. Le point intéressant de cet algorithme est que la participation de l'utilisateur est limitée. Il n'interagit que pour spécifier la région à segmenter. Sachant que les images à segmenter posséderont toujours une région externe noire, il est facile d'automatiser la segmentation des images.

Tableau 3.27 : Test de l'algorithme de croissance de région

Ensemencement	Croissance	Croissance	Segmentation
			

Les résultats avec des images IRM est tout aussi intéressant. Néanmoins, la présence d'artéfacts liée à l'acquisition des images a demandé un filtrage supplémentaire des contours extérieurs pour conserver seulement celui entourant le tronc. Le Tableau 3.28 montre le résultat obtenu suite à une segmentation automatique d'une image IRM en coupe axiale.

Tableau 3.28 : Test de l'algorithme de croissance de région sur une image IRM

Ensemencement	Croissance	Segmentation
		

3.2.2 Coupe de graphe

Cette technique de segmentation a d'abord été testée sur une image générée à l'aide du logiciel Matlab. Les résultats de la segmentation sont présentés au Tableau 3.29. Tout d'abord, l'utilisateur identifie la région à enlever (région 1) et la région à conserver (région 2). Ensuite, l'algorithme classe tout les nœuds dans une des deux régions. Finalement, la frontière extérieure est récupérée. Cette technique fonctionne également très bien avec les images IRM. Le Tableau 3.30 montre la segmentation d'une image IRM axiale à l'aide de cette technique. Cette technique offre des résultats similaires à ceux obtenus avec la technique de croissance de région. Par contre, la frontière trouvée est généralement situé plus près du tronc. La technique par coupe de graphe est également plus rapide que celle par croissance de région. Son seul désavantage est qu'elle est plus difficilement automatisable. Il arrive que la frontière extérieure de certaines images IRM ne soit pas bien définie. Dans ce cas, il faut définir manuellement plus de nœuds appartenant à chacune des deux régions.

Tableau 3.29 : Test de l'algorithme de coupe de graphe sur une image synthétique

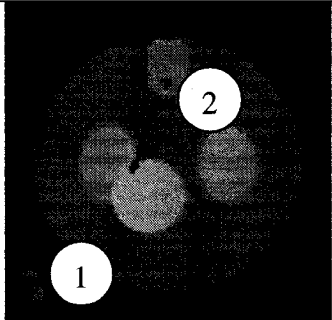
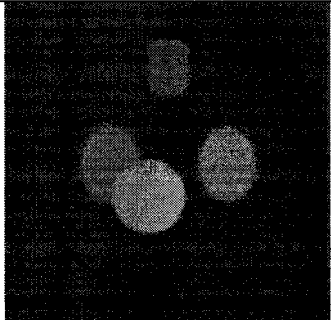
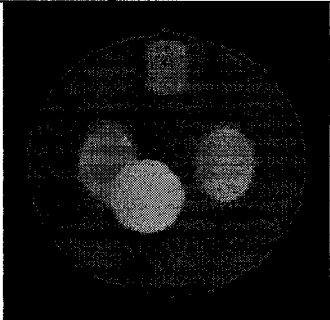
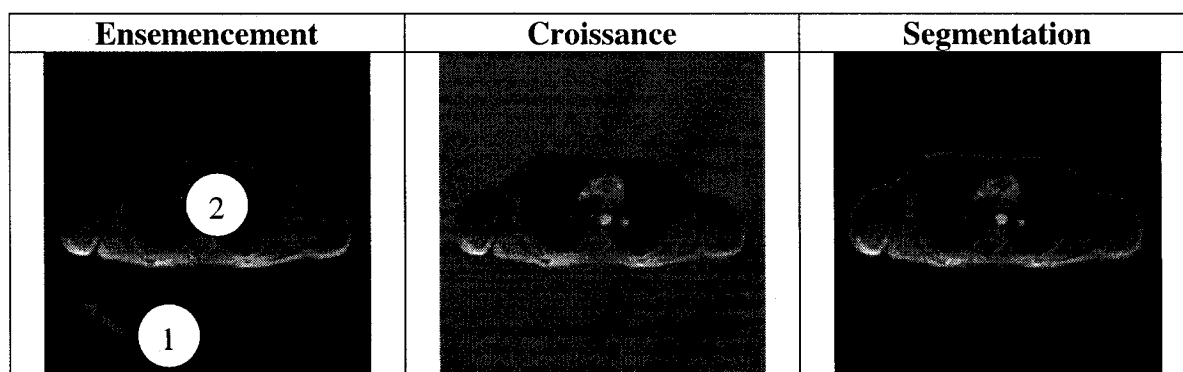
Ensemencement	Croissance	Segmentation
		

Tableau 3.30 : Test de l'algorithme de coupe de graphe sur une image IRM axiale

3.2.3 Validation de la segmentation

La validation de la segmentation a été faite à l'aide de l'image synthétique du Tableau 3.27 et du Tableau 3.29. Cette image a été segmentée pour récupérer l'intérieur du grand cercle. Ce cercle a un rayon de 53.7 pixels. Le rayon calculé à partir de la segmentation par croissance de région est de $54.56 \pm 1.60 \%$ (voir Figure 3.1) et celui calculé à partir de la segmentation par coupe de graphe est de $53.7 \pm 0.01\%$ (Figure 3.2). La technique par coupe de graphe permet donc une segmentation plus précise.

3.2.4 Choix de la technique de segmentation

Les tests effectués sur les images réelles et synthétiques ont montré que la technique par croissance de région et de coupe de graphe produit des résultats similaires. Bien que la technique par coupe de graphe offre des résultats légèrement supérieurs, la technique par croissance de région a été choisie car elle peut facilement être automatisée. Néanmoins, cette technique devra être améliorée.

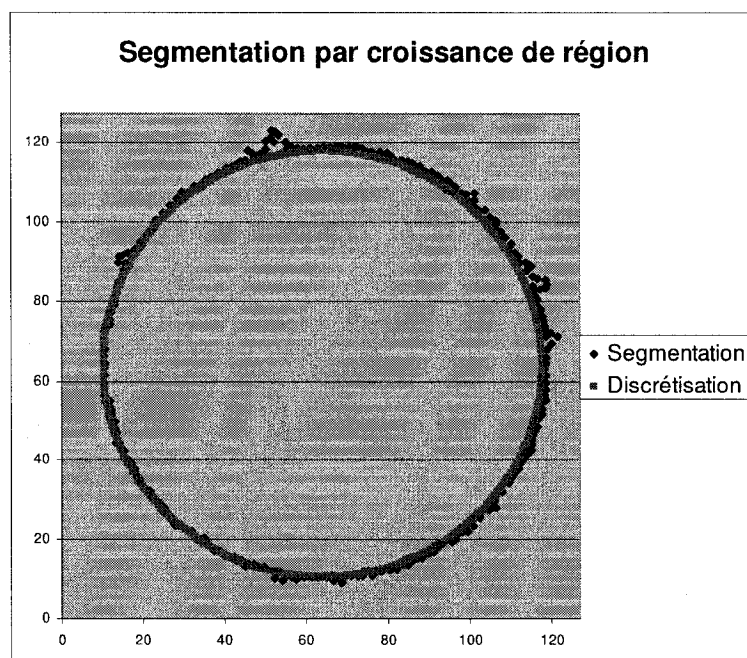


Figure 3.1 : Validation de la segmentation par croissance de région

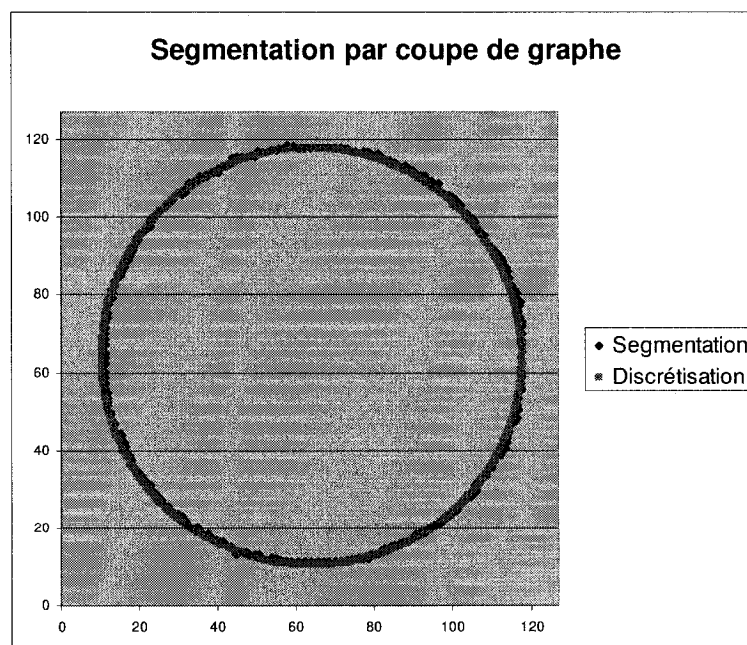


Figure 3.2 : Validation de la segmentation par coupe de graphe

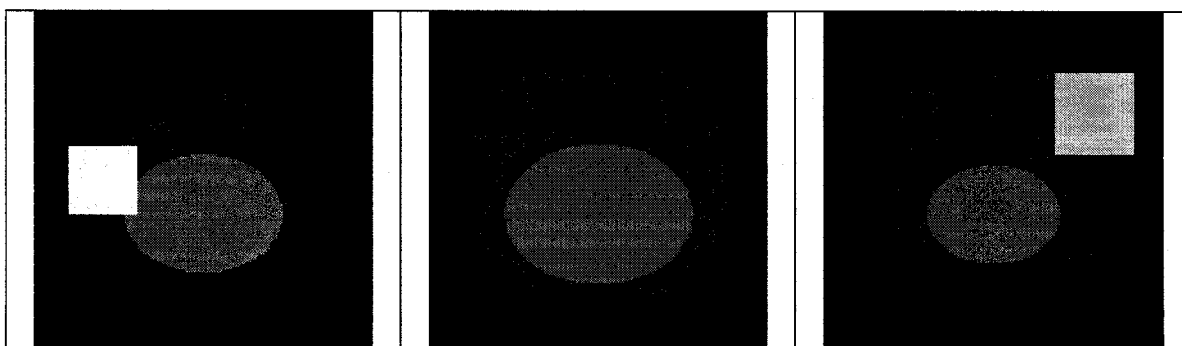
3.3 Reconstruction 3D

Cette section présente les expérimentations réalisées pour la génération du maillage tridimensionnel. Tout d'abord, les tests effectués pour permettre l'utilisation du logiciel *Tetgen* sont présentés. Ensuite, des tests ont été effectués pour déterminer le temps nécessaire à la génération du modèle 3D. Finalement, le modèle 3D sera soumis à un solveur numérique pour s'assurer de sa validité.

3.3.1 Liaison des couches 2D

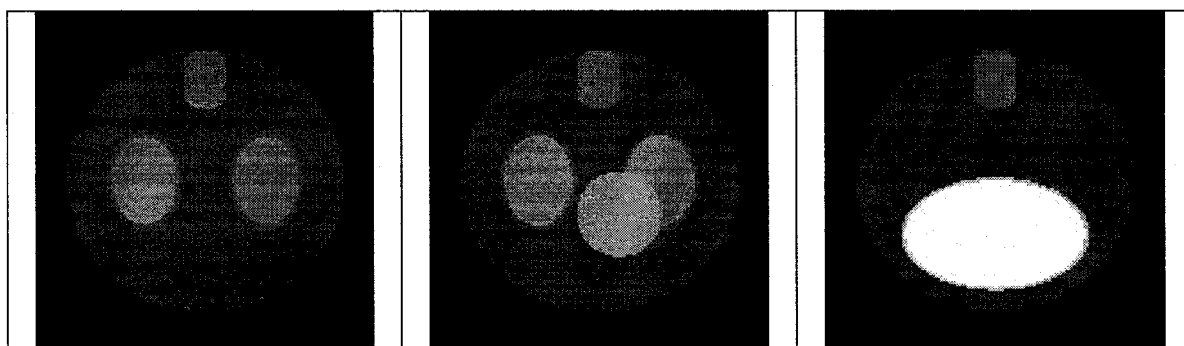
L'utilisation du logiciel *Tetgen* nécessite la mise en place de techniques pour la liaison des couches 2D. Pour tester les stratégies de liaison, deux séquences d'images ont été générées avec le logiciel Matlab. La première séquence représente un volume contenant une sphère, un ellipsoïde et deux cubes. Du bruit blanc a été ajouté à ces images. Le Tableau 3.31 présente quelques unes des images de cette séquence.

Tableau 3.31 : Images tirées de la première séquence d'images



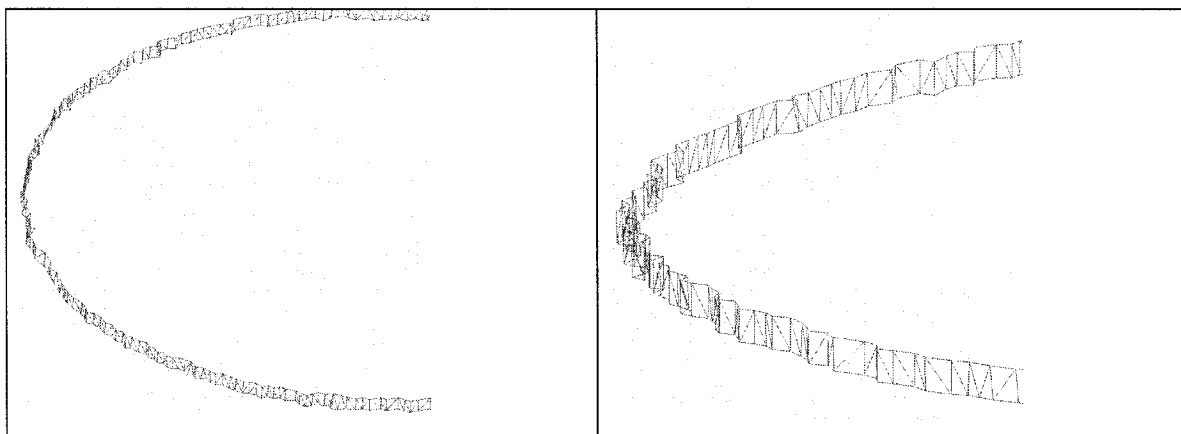
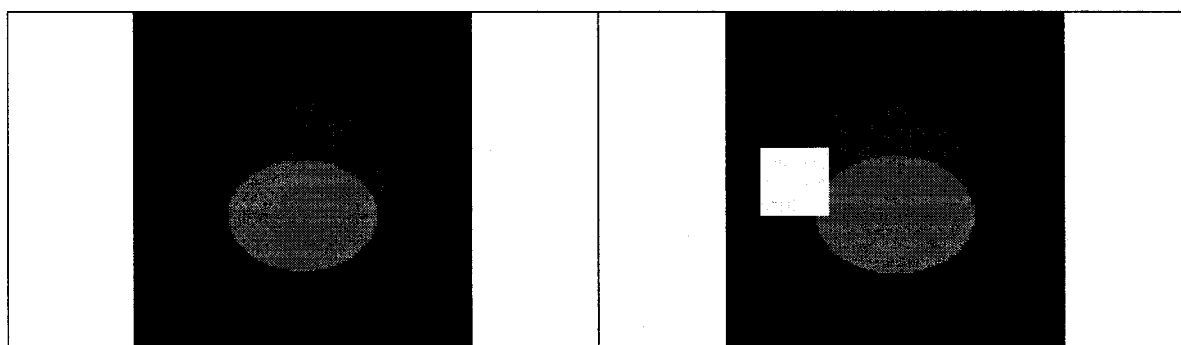
La deuxième séquence tente de se rapprocher davantage d'un tronc humain. Il est d'abord composé d'un cylindre représentant le tronc. À l'intérieur de ce cylindre sont situés trois ellipsoïdes représentant les poumons et l'estomac. Le cœur est représenté par une petite sphère. Finalement, la colonne vertébrale est représentée par un cylindre bornée pour obtenir des frontières planes. Du bruit blanc a également été ajouté à ces images. Le Tableau 3.32 contient quelques unes des images de cette séquence.

Tableau 3.32 : Images tirées de la deuxième séquence d'images



Toutes ces images ont été segmentées pour récupérer la frontière extérieure seulement. Évidemment, la liaison des frontières de ce deuxième cas est beaucoup plus simple. La première stratégie testée, basée sur la longueur de la diagonale, fonctionne bien tel que montré au Tableau 3.33.

Cette stratégie fonctionne lorsqu'il y a des portions de la frontière qui sont légèrement concave. Par contre, cette stratégie n'est pas très robuste lorsqu'il y a d'importante variation entre deux couches successives. Nous désirons avoir une méthode de liaison des couches beaucoup plus robuste. C'est pour cette raison que la première séquence d'image avait été développée. Les différentes stratégies seront donc comparées sur deux images dont les contours extérieurs sont très différents. Le Tableau 3.34 montre ces deux images.

Tableau 3.33 : Liaison de couche avec la stratégie de la longueur de la diagonale**Tableau 3.34 : Deux images successives de la première séquence d'images**

La première stratégie testée est celle de la longueur de la diagonale. Bien que cette stratégie fonctionnait avec des contours simples. Le Tableau 3.35 montre les résultats obtenus avec cette stratégie. On constate rapidement que l'option B, choix de la plus longue diagonale, donne de meilleur résultat. Par contre, il est évident que le résultat n'est pas satisfaisant. Concrètement, l'algorithme ne détecte aucune intersection entre les faces pour l'option B alors 23 106 paires de facettes se coupaient avec l'option A. Ceci nous pousse donc à effectuer une validation visuelle des maillages.

La seconde stratégie est basée sur l'aire des triangles. Le Tableau 3.36 contient les résultats obtenus en tentant de lier la frontière des deux mêmes images. Cette stratégie s'est avérée désastreuse avec ces images. On constate rapidement que la liaison des couches ne s'effectue pas correctement. L'option A et B ont respectivement 2 334 et 2 686 paires de facette se coupant.

Tableau 3.35 : Test de la stratégie basée sur la longueur de la diagonale

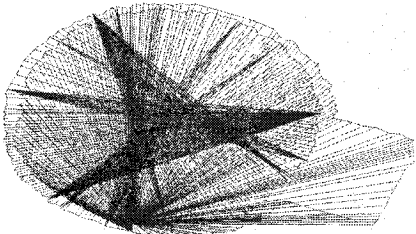
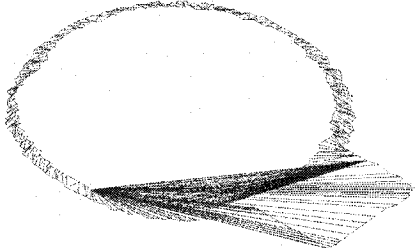
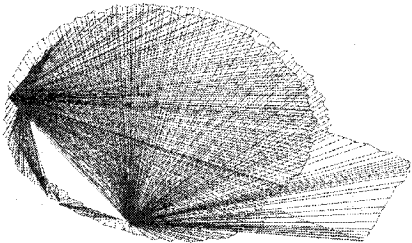
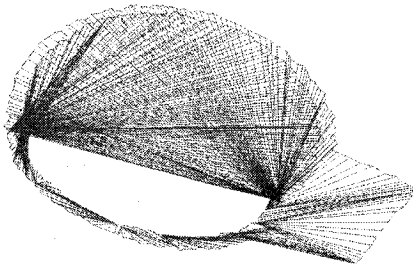
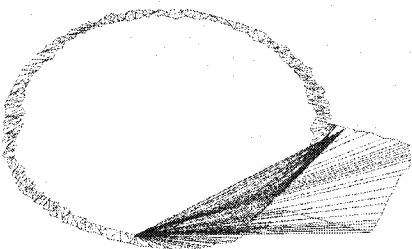
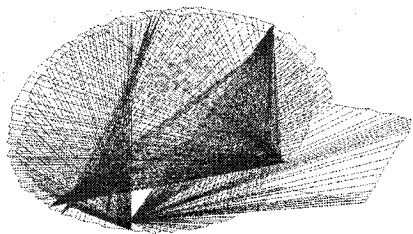
Option A	Option B
	

Tableau 3.36 : Test de la stratégie basée sur l'aire des triangles

Option A	Option B
	

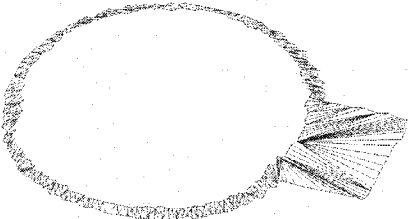
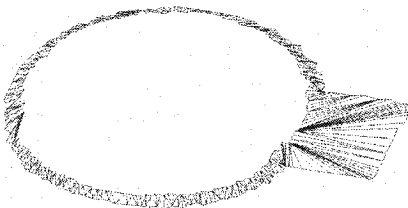
La troisième stratégie testée est celle basée sur la taille d'une ellipse. Cette stratégie donne des résultats comparables à la première stratégie étudiée. Ceci s'explique par le fait que le calcul de la corde de l'ellipse se rapproche sensiblement du calcul de la diagonale. Pour cette stratégie, l'option A ne génère aucune intersection de paire de facettes alors que l'option B en cause 9 114.

Tableau 3.37 : Test de la stratégie basée sur la taille de l'ellipse

Option A	Option B
	

La dernière stratégie testée est basée sur le critère de la sphère vide ou critère de Delaunay. Le Tableau 3.38 montre les résultats obtenus avec cette stratégie. Cette stratégie donne les meilleurs résultats. En fait, les deux options permettent de lier correctement les deux couches. De plus, cette stratégie de liaison est très rapide lors de l'exécution. Cette stratégie sera donc utilisée pour la liaison de la séquence complète en vue d'obtenir le maillage tridimensionnel. Des tests effectués sur les deux séquences d'images montrent que cette stratégie fonctionne bien.

Tableau 3.38 : Test de la stratégie basée sur le critère de Delaunay

Option A	Option B
	

3.3.2 Génération du modèle

Trois séquences d'images ont été utilisées pour tester la génération du modèle tridimensionnel. Ces tests ont été effectués sur un ordinateur Pentium 4 1.9 GHz avec 1 Giga-octet de mémoire sous Linux Fedora Core 4.

La première séquence correspond à la deuxième séquence d'images générées avec Matlab décrite à la section 3.3.1. Cette séquence est composée de 42 images qui ont été bruitées pour ajouter du réalisme (voir Tableau 3.32). Les tests ont été effectués en prenant d'abord un nombre restreint d'images puis en augmentant jusqu'à obtenir un modèle complet. La Figure 3.3 montre les temps de calculs obtenus. On constate que les temps de calculs sont linéaires et que le temps de génération du modèle complet est d'un peu plus de 20 minutes. La surface extérieure et des plans de coupes de ce premier modèle tridimensionnel sont présentés à la Figure 3.4.

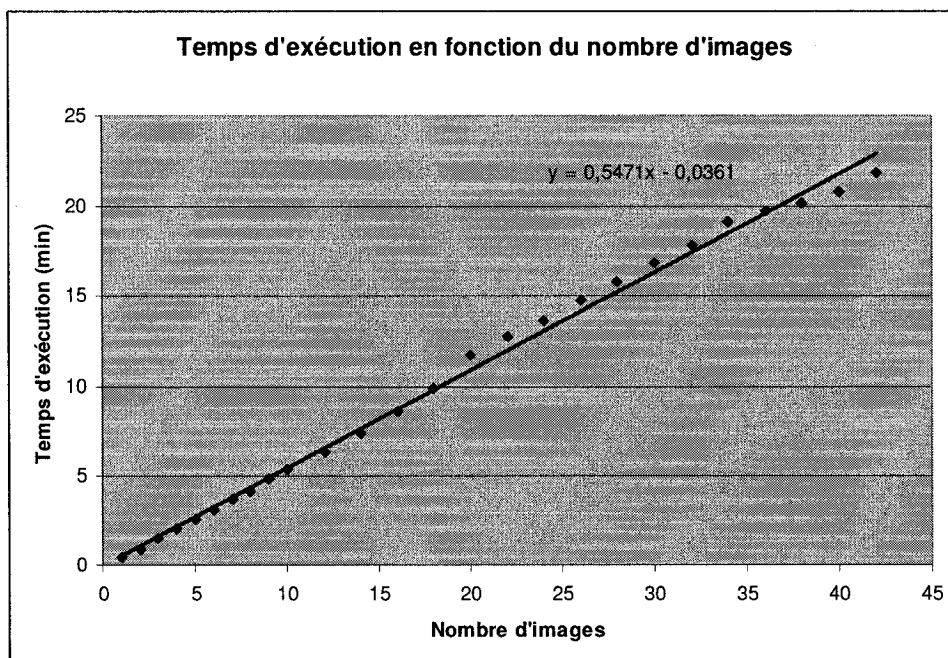


Figure 3.3 : Temps d'exécution pour la première séquence d'image

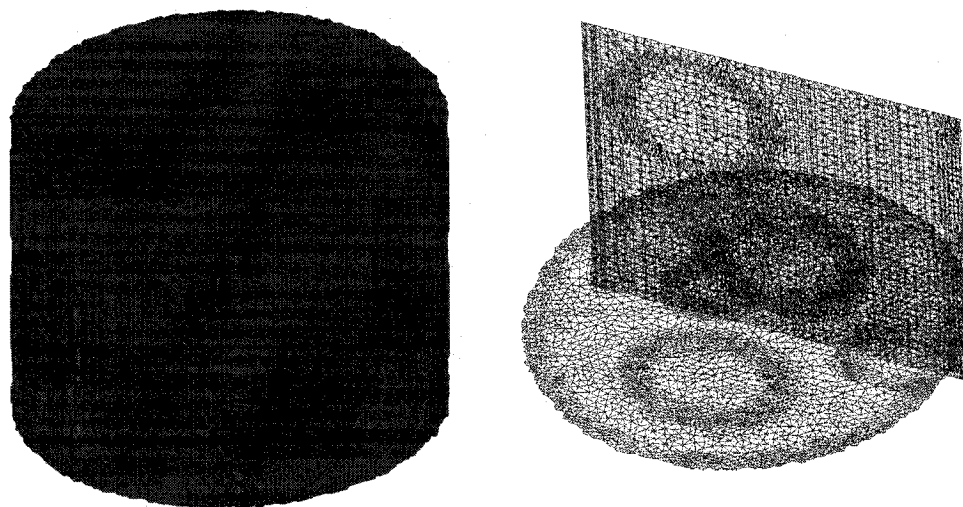


Figure 3.4 : Surface extérieur et plan de coupe pour le premier modèle 3D

La deuxième séquence d'image qui a été évaluée est tirée du Visible Human Project. Elle est décrite à la section 2.3.2 et quelques images sont présentées au Tableau 3.39. Les contours de ces images n'étaient pas toujours bien définis. Elles ont donc été filtrées avec le filtre de choc de la section 3.1.5.

Tableau 3.39 : Images IRM axiales tirées du VHP

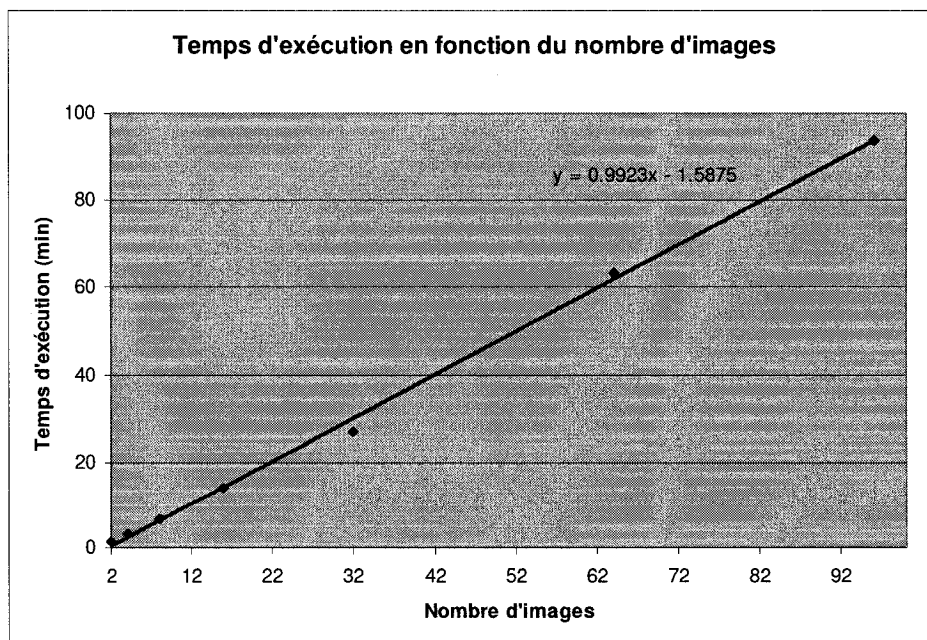
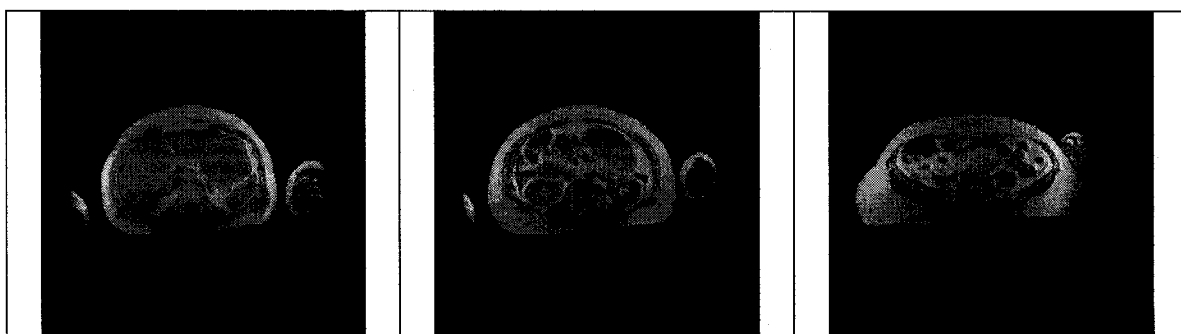


Figure 3.5 : Temps d'exécution pour la deuxième séquence d'image

Malgré tout, certaines images ont été mises de côté à cause de leur mauvaise qualité. De plus, la présence des bras dans les images complique la segmentation. Cette séquence d'images est composée de 256 images au total. Plusieurs images ont été liées pour obtenir le modèle 3D. La Figure 3.5 montre les temps de calculs obtenus. On observe que les temps de calculs sont plus importants avec cette séquence d'images.

La troisième séquence d'images provient d'un protocole expérimental. Cette séquence d'images est décrite à la section 2.3.2. La résolution de ces images est de 1024 par 1024 pixels. Pour pouvoir comparer avec les deux autres séquences, la résolution de ces séquences a été d'abord réduite à 256 par 256. La Figure 3.8 montre les temps d'exécutions obtenus pour la génération d'un modèle 3D à partir d'un nombre croissant d'image de la troisième séquence. Les temps de calculs sont supérieurs à ceux obtenus pour les deux autres cas. Ceci s'explique simplement par le fait que la portion de l'image occupée par le tronc est plus importante dans ces images. La surface extérieure du modèle composé des 13 tranches disponibles est présentée à la Figure 3.6 et des plans de coupes de ce modèle à la Figure 3.7.



Figure 3.6 : Surface extérieure du troisième modèle 3D

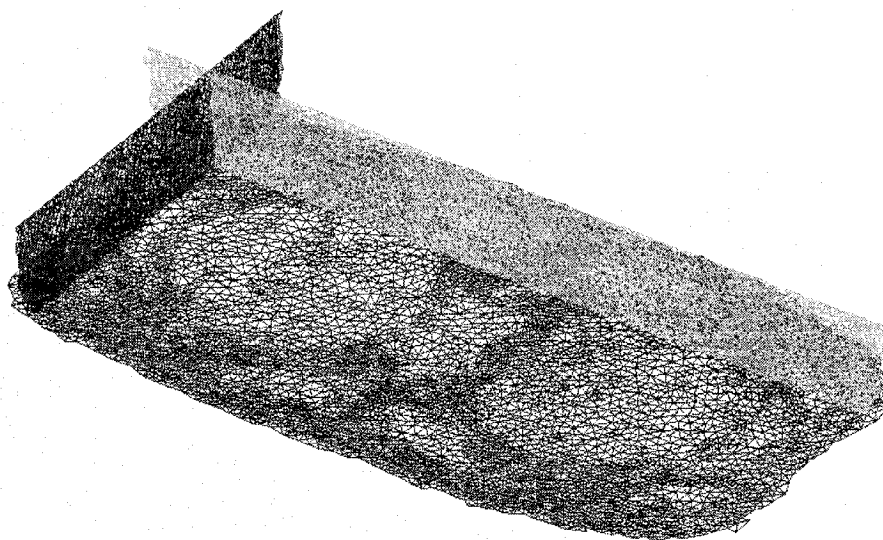


Figure 3.7 : Plans de coupes du troisième modèle 3D

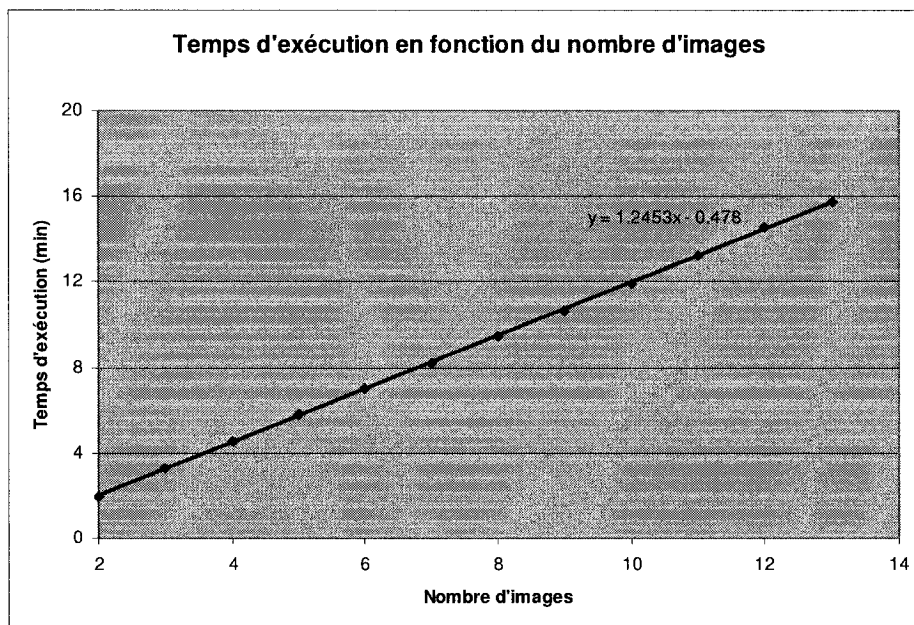


Figure 3.8 : Temps d'exécution pour la troisième séquence d'image

Des tests ont également été effectués avec la résolution initiale des images. Ces tests ont d'abord montré que les temps d'exécution deviennent beaucoup plus importants avec des images d'une telle résolution. Par exemple, la liaison des deux premières couches prend plus de 2 heures avec les images initiales, mais seulement trois minutes pour les images réduites. Il n'est donc pas recommandé d'avoir des images d'une résolution trop élevée. En fait, si la résolution est plus importante que 256 par 256, il faut revoir les paramètres de configuration d'*OORT* et en particulier le paramètre *longueur cible d'une arête dans la métrique*.

3.3.3 Validation du modèle

Le premier modèle est utilisé pour valider les maillages obtenus avec *Tetgen*. Les changements de format de fichier ont été fait tels que présentés à la section 2.3.3. Par contre, les modèles sont composés d'un grand nombre de nœud et les versions d'évaluation ou les versions étudiantes des logiciels limite le nombre de sommets et d'éléments acceptés. Néanmoins, le logiciel *ANSYS Workbench* ne limite pas le nombre de sommets en lecture. Deux maillages de tétraèdres lui ont donc été soumis soit un modèle composé de deux tranches et de 42 tranches. Ces deux modèles peuvent être utilisés par *ANSYS Workbench* pour faire des simulations. La Figure 3.9 montre la représentation du plus gros modèle par ce logiciel. Ce maillage possède 181 165 nœuds et 1 119 213 éléments, *ANSYS* a réussi à importer le modèle en 70 secondes sans aucun message d'erreur. Par contre, l'utilisation de tétraèdres n'est pas recommandée par *ANSYS* qui a affiché un avertissement en ce sens lors de l'importation du modèle. Aucune simulation n'a pu être effectuée sur ce modèle, car les versions disponibles du logiciel ne le permettaient pas. Néanmoins, la lecture du modèle dans *ANSYS* suffit pour garantir la qualité du maillage.

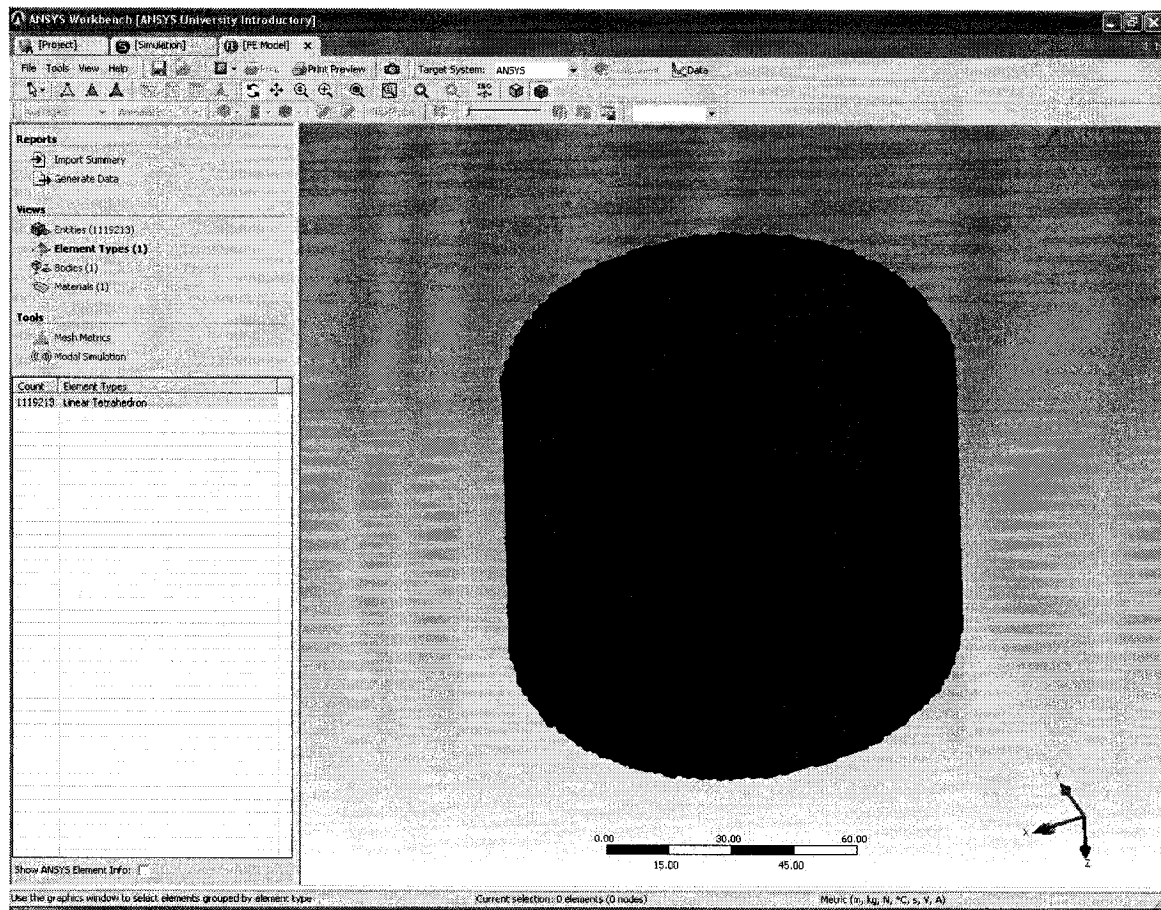


Figure 3.9 : Validation du modèle 3D par ANSYS Workbench

3.4 Discussion générale

Tout d'abord, les nombreuses expérimentations menées avec *OORT* pour calibrer tous ses paramètres ont montré que cet outil peut être utilisé pour la génération de maillage adaptatif basé sur des images IRM. Les maillages produits ont une densité de nœuds plus importante près des frontières des structures anatomiques présentes dans les images et plus faibles dans les régions où l'intensité est homogène. Ensuite, les éléments des maillages sont étirés et orientés pour suivre ces frontières. De plus, en comparant le

nombre de nœuds du maillage produit à partir de l'image test (13 889) avec le nombre de pixels de l'image initiale (65 536), on constate que le nombre d'élément à traiter a été réduit de près de 80 % ce qui n'est pas négligeable.

La segmentation de maillages anisotropes à l'aide d'algorithmes de segmentation d'images classiques modifiés donne des résultats prometteurs. La présence de bruit dans les images semble avoir plus d'impact sur la technique de croissance de région. Néanmoins, les deux techniques modifiées ont permis une segmentation précise de la région d'intérêt pour ensuite récupérer le contour fermé englobant cette région.

La quatrième stratégie développée pour la liaison de deux couches successives donne d'excellents résultats, et ce, malgré la présence de zones fortement concaves dans certains contours des tranches. Cette stratégie a permis de définir la géométrie externe du volume qui est essentielle à la génération du modèle tridimensionnel. Ce modèle généré avec Tetgen est accepté par un solveur numérique reconnu. Le modèle contient pour l'instant beaucoup trop d'éléments pour faire une simulation dans un temps acceptable (quelques minutes), mais plusieurs nœuds pourront être enlevés en segmentant les régions à l'intérieur du volume.

Plusieurs améliorations doivent être apportées au protocole d'acquisition expérimental qui a été utilisé. Plusieurs paramètres devront être pris en compte. Il faudra trouver un compromis entre le temps d'acquisition de la séquence d'images, le nombre d'images de la séquence, l'épaisseur des tranches et la résolution des images. Les images IRM axiales obtenues n'ont pas une bonne définition dans la partie ventrale, car on s'éloigne de l'antenne d'acquisition. Il serait peut-être intéressant de prendre une séquence d'images dans le plan sagittal, puis de retourner le volume de données pour le traiter dans le plan axial. Une trop grande résolution n'est pas nécessaire, car les images IRM sont principalement utilisées pour récupérer de l'information sur les tissus adipeux et

musculaires, alors que l'information sur les structures osseuses proviendra des radiographies. Il n'est donc pas nécessaire de pouvoir segmenter les petites structures telles que les disques intervertébraux. Il vaut mieux réduire la résolution et augmenter le nombre d'images pour l'épaisseur des tranches. Il faudra également définir la pondération adéquate lors de l'acquisition des images, c'est-à-dire une pondération qui fera davantage ressortir les tissus adipeux et musculaires.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif principal de ce projet était de développer un modèle tridimensionnel basé sur des images IRM du tronc humain. Ce modèle devait répondre à certains critères de validité afin d'être utilisé pour effectuer des simulations numériques. Cet objectif a été pleinement atteint.

Premièrement, chacune des images IRM est utilisée pour la génération d'un maillage adaptatif. Ces maillages ont été obtenus en utilisant le logiciel *OORT*. Plusieurs expériences ont été effectuées pour permettre l'ajustement d'*OORT*. Rappelons que ce logiciel n'a pas été développé pour cette utilisation. Le processus d'adaptation d'*OORT* est basé sur l'utilisation d'une métrique qui est elle-même basée sur une matrice Hessienne. Deux techniques de reconstruction de la matrice ont d'abord été comparées pour en conclure que celle utilisée par le logiciel, la méthode *SLF*, est la plus appropriée. Par la suite, les paramètres de construction de la métrique et ceux contraignant le maillage ont été évalués. Un exemple complet du fichier de configuration à utiliser avec *OORT* peut être trouvé à l'ANNEXE 1. Les maillages résultant du processus d'adaptation ont une densité de nœuds plus importante près des frontières des structures présentes dans l'image et moins dense dans les régions où l'intensité est homogène.

Deuxièmement, chacun des maillages adaptatifs bidimensionnels est segmenté pour récupérer la frontière extérieure du tronc. Les maillages ont été segmentés avec des techniques classiques de segmentation d'images qui ont été adaptées aux maillages anisotropes. L'objectif intermédiaire à atteindre ici était simplement de montrer que des techniques de segmentation classiques pouvaient être utilisées avec des maillages anisotropes, ce qui a été prouvé avec succès. Deux algorithmes différents ont été adaptés, soit la croissance de région (« region growing ») et la coupe de graphe (« graph cuts »). Les tests effectués ont montré que ces techniques fonctionnaient bien et qu'elles pourraient même éventuellement permettre une segmentation automatique des maillages.

Ces techniques devront néanmoins être ajustées davantage pour permettre une segmentation plus précise.

Finalement, le modèle tridimensionnel a été obtenu en assemblant chacun des maillages bidimensionnels segmentés à l'aide du logiciel *Tetgen*. Certaines parties des contours des maillages segmentés sont concaves. Le calcul de l'enveloppe convexe n'était donc pas suffisant pour la génération du modèle 3D. Une tétraèdralisation contrainte nécessite de définir la géométrie externe du maillage. Pour y parvenir, plusieurs stratégies ont été développées pour permettre la liaison de la frontière des différentes couches. Les tests effectués ont montré que la meilleure stratégie était celle basée sur le critère de la sphère vide ou critère de Delaunay. Le développement de cette stratégie a permis la génération de la géométrie externe du tronc pour une tétraèdralisation contrainte de Delaunay. Ce maillage 3D a ensuite été formaté puis soumis au simulateur numérique *ANSYS Workbench*. Le maillage 3D généré a été lu par *ANSYS* ce qui prouve la qualité du maillage généré et qu'il pourrait être utilisé pour faire des simulations.

Les objectifs de ce travail ont donc été atteints. Le premier pas dans le développement d'un modèle tridimensionnel basé sur des images IRM du tronc humain a été franchi avec succès. Le travail le plus important a sans aucun doute été d'interfacer un grand nombre de technologies indépendantes entre elles pour permettre la construction de ce modèle. Des outils et des techniques qui n'ont pas été développés pour ce type d'application. Ce nouveau modèle servira de base au développement d'un modèle multimodal complet de l'ensemble des structures anatomiques du tronc au sein du laboratoire LIV4D. Ce modèle multimodal sera construit à partir des images IRM, radiographiques et de la topographie de surface fournie par le système de caméra Inspeck. Il s'agira d'un modèle beaucoup plus réaliste que celui utilisé présentement qui ne tient pas compte des tissus adipeux, des tissus musculaires et des organes internes. Ce premier modèle a néanmoins quelques

faiblesses. Pour corriger le modèle, quelques recommandations seront maintenant présentées.

Tout d'abord, les tests effectués avec le logiciel *OORT* ont été réalisés sur des images de 256 par 256 pixels. Si les images utilisées pour la génération des maillages ont une résolution plus importante, certains des paramètres de configuration devront être réétudiés dont la *longueur cible d'une arête dans la métrique*. Il serait également intéressant de développer une métrique spécifique aux images IRM pour obtenir un maillage encore mieux adapté.

De plus, le protocole d'acquisition expérimental doit être revu par des spécialistes en imagerie par résonance magnétique. Les images obtenues à partir du protocole utilisé pour la première fois à l'Hôpital Sainte Justine n'étaient pas adéquates pour la génération d'un modèle complet du tronc. En effet, toute la partie avant du tronc n'est pas bien définie (voir Tableau 2.2). La redéfinition de ce protocole est essentielle pour permettre la génération d'un modèle basé sur les images réelles d'un patient scoliotique.

La génération du modèle tridimensionnel peut également être améliorée. Tout d'abord, la liaison des couches est ardue, car les contours peuvent être dentelés et même avoir des replis. Un lissage des contours devrait régler ce problème. Par la suite, les techniques de liaison des couches ne devraient plus rencontrer de situations problématiques. Le modèle produit par *Tetgen* est contraint à la géométrie externe que nous avons définie. Ce maillage est accepté par un simulateur numérique connu. Néanmoins, ce simulateur déconseille l'utilisation de tétraèdres. Aucune simulation n'ayant pu être effectuée, il est impossible de savoir si notre modèle nous causera des problèmes pour la simulation d'un traitement chirurgical de scoliose.

BIBLIOGRAPHIE

- Adams, Rolf, and Leanne Bischof. 1994. Seeded region growing. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 16 (6):641-647.
- ANSYS Workbench. ANSYS, Inc., Canonsburg, PA
- Archambault, Michel. 2005. Modélisation paramétrique de la géométrie externe du tronc pour une analyse automatique des déformations scoliotiques, Département de génie informatique, École Polytechnique de Montréal, Université de Montréal, Montréal.
- Archip, N., R. Rohling, V. Dessenne, P. J. Erard, and L. P. Nolte. 2006. Anatomical structure modeling from medical images. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 82 (3):203-15.
- Aubel, Amaury, and Daniel Thalmann. 2000. Realistic Deformation of Human Body Shapes Paper read at Proc. Computer Animation and Simulation2000.
- Bajaj, Chandrajit L. , Fausto Bernardini, and Guoliang Xu. 1995. Automatic reconstruction of surfaces and scalar fields from 3D scans. Paper read at Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques.
- Bern, Marshall and David Eppstein. 1997 Quadrilateral Meshing by Circle Packing. Paper read at 6th International meshing Roundtable, at Park City, Utah.
- Berti, Guntram. 2004. Image-based unstructured 3D mesh generation for medical applications. In *European Congress on Computational Methods in Applied Sciences and Engineering*, edited by T. R. P. Neittaanmäki, K. Majava and O. Pironneau: University of Jyväskylä.
- Blacker, T.D. , and M.B Stephenson. 1991. Paving: A New Approach to Automated Quadrilateral Mesh Generation. *International Journal For Numerical Methods in Engineering* 32:811-847.
- Blacker, T.D., and M.B Stephenson. 1993. Seams and wedges in plastering: A 3D hexahedral mesh generation algorithm. *Engineering with Computers* 2 (9):83-93.
- Bowyer, A. 1981. Computing Dirichlet tessellations. *The Computer Journal* 24 (2):162-166.
- Boykov, Y., O. Veksler, and R. Zabih. 1999. Fast approximate energy minimization via graph cuts, at Kerkyra, Greece.
- Boykov, Y. Y., and M. P. Jolly. 2001. Interactive graph cuts for optimal boundary & region segmentation of objects in N-D images, at Vancouver, BC, Canada.
- Brankov, J. G., Yang Yongyi, and M. N. Wernick. 2004. Tomographic image reconstruction based on a content-adaptive mesh model. *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 23 (2):202-212.
- Camarero, Ricardo. 2006. MEC6212 : Les maillages différentiels. In *Notes de cours Mec6212 : Génération de maillages, modélisation géométriques et visualisation*. Montréal: École Polytechnique de Montréal.

- Camarero, Ricardo, and Julien Dompierre. 2006. MEC6212 : Les maillages de Delaunay. In *Notes de cours Mec6212 : Génération de maillages, modélisation géométriques et visualisation*. Montréal: École Polytechnique de Montréal.
- Canny, J. 1986. A Computational Approach Edge Detection. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 8 (6):679-697.
- Cebral, J.R. and Rainald Lohner. 1999. From Medical Images to CFD Meshes. Paper read at Proceedings of the 8th International Meshing Roundtable.
- Cerdat, Frédéric. 2006. *Reconstruction de Surfaces à partir de nuages de points* [pdf] 2002 [cited 2006]. Available from http://www.progzon.free.fr/graphisme/reconstruction3d/reconstruction_de_formes.pdf.
- Chellappa, R., and A. K. Jain. 1993. *Markov Random Fields: Theory and Applications*, Academic Press. New-York.
- Chellappa, R., R. L. Kashyap, and B. S. Manjunath. 1999. Model-based texture segmentation and classification. In *Handbook of Pattern Recognition and Computer Vision*, edited by W. Scientific. Singapore.
- Cherfils, C., and F. Hermeline. 1990. Diagonal Swap Procedures and Characterizations of 2D-Delaunay Triangulations. *RAIRO Mathematical Modeling and Numerical Analysis Modélisation Mathématique et Analyse Numérique* 24 (5):613-625.
- Clarke, L. P., R. P. Velthuisen, M. A. Camacho, J. J. Heine, M. Vaidyanathan, L. O. Hall, R. W. Thatcher, and M. L. Silbiger. 1995. MRI segmentation: Methods and applications. *Magnetic Resonance Imaging* 13 (3):343-368.
- Coupez, Thierry. 1999. Mesh Generation and Mesh Adaptation by Mesh Topology Optimization. Paper read at 2nd Symposium on Trends in Unstructured Mesh Generation, at University of Colorado, Boulder.
- Davis, Larry S. 2001. *Foundations of image understanding*, Kluwer international series in engineering and computer science ; SECS 628. Boston: Kluwer Academic.
- Desolneux, Agnès, Lionel Moisan, and Jean-Michel Morel. 2001. Edge Detection by Helmholtz Principle *Journal of Mathematical Imaging and Vision* 14 (3):271-284.
- Dhondt, Guido D. 1999. Unstructured 20-Node Brick Element Meshing. Paper read at 8th International Meshing Roundtable, at South Lake Tahoe, CA, U.S.A.
- OORT : Objet-Oriented Remeshing Toolkit. MAGNU : Laboratoire de Maillage de Géométrie Numérique, Montréal.
- Duda, Richard O., Peter E. Hart, and David G. Stork. 2001. *Pattern classification*. 2nd ed. New York ; Toronto: Wiley.
- Dufour, Steven, and Dominique Pelletier. 2001. Computations of Multiphase Flows With Surface Tension Using an Adaptive Finite Element Method. *Numerical Heat Transfer Part A: Applications* 40 (4):335-362.
- Fan, Yong, Dinggang Shen, Ruben C. Gur, Raquel E. Gur, and Christos Davatzikos. 2007. COMPARE: Classification of morphological patterns using adaptive regional elements. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 26 (1):93-105.

- Fernandez, J. W., P. Mithraratne, S. F. Thrupp, M. H. Tawhai, and P. J. Hunter. 2004. Anatomically based geometric modelling of the musculo-skeletal system and other organs. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 2 (3):139-155.
- Figgins, Stephen. 2002. Biomechanics and the cyberhuman. *IEEE Computer Graphics and Applications* 22 (6):14-20.
- Medit © Laboratoire Jacques Louis Lions, Université Pierre et Marie CURIE (Paris 6) 2004, Paris.
- George, John Alan 1971. Computer implementation of the finite element method, Department of Computer Science, Stanford University, San Francisco.
- George, Paul Louis 1991. *Génération automatique de maillages : applications aux méthodes d'éléments finis*, Collection Recherches en mathématiques appliquées ; 16. Paris: Masson.
- George, Paul Louis , and Houman Borouchaki. 1997. *Triangulation de Delaunay et maillage : applications aux éléments finis*. Paris: Hermès.
- Hermeline, François. 1980. Une méthode automatique de maillage en dimension n. Thèse, Université Paris-VI, Paris.
- Hétu, Alexis. 2004. Reconstruction 3D de la surface externe du tronc humain pour le suivi non effractif des déformations scoliotiques, Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal, Université de Montréal, Montréal.
- Jaime Peraire, Joaquin Peiro Luca Formaggia Ken Morgan Olgierd C. Zienkiewicz. 1988. Finite element Euler computations in three dimensions. *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 26 (10):2135-2159.
- Johnston, B., M. S. Atkins, B. Mackiewicz, and M. Anderson. 1996. Segmentation of multiple sclerosis lesions in intensity corrected multispectral MRI. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 15 (2):154-69.
- Julesz, B. 1962. Visual pattern discrimination. *IRE Transactions on Information Theory* 8:84-92.
- . 1981. Textons, the Elements of Texture Perception, and Their Interactions. *Nature* 290:91-97.
- Kass, Michael, Andrew Witkin, and Demetri Terzopoulos. 1988. Snakes: Active contour models. *International Journal of Computer Vision* V1 (4):321-331.
- Kreylos, O., and B. Hamann. 2001. On simulated annealing and the construction of linear spline approximations for scattered data. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 7 (1):17-31.
- Kubassova, Olga, Roger D. Boyle, and Mike Pyatnizkiy. 2005. Bone segmentation in metacarpophalangeal MR data, at Bath, United Kingdom.
- Lee, Yuencheng, Demetri Terzopoulos, and Keith Walters. 1995. Realistic modeling for facial animation Paper read at Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques
- Lombaert, H. 2006. *Level set method : Explanation* [text/html] 2002 [cited 6 octobre 2006 2006]. Available from <http://step.polymtl.ca/~rv101/levelset/>.

- Lombaert, H., Sun Yiyong, L. Grady, and Xu Chenyang. 2005. A multilevel banded graph cuts method for fast image segmentation, at Beijing, China.
- Lorensen, W. E. 1995. Marching through the Visible Man, at Atlanta, GA, USA.
- Lu, Yingli, Tianzi Jiang, and Yufeng Zang. 2003. Region growing method for the analysis of functional MRI data. *NeuroImage* 20 (1):455-465.
- Malladi, R., and J. A. Sethian. 1996. Level set and fast marching methods in image processing and computer vision.
- Manole, C.-M., Marie-Gabrielle Vallet, Julien Dompierre, and François Guibault. 2005. Benchmarking second order derivatives recovery of a piecewise linear scalar field. Paper read at Proceedings of the 17th IMACS World Congress Scientific Computation, Applied Mathematics and Simulation.
- Marr, D., and E. Hildreth. 1980. A theory of edge detection. Paper read at Proceedings of the Royal Society of London B, at London.
- Osher, Stanley, and James A. Sethian. 1988. Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. *Journal of Computational Physics* 79 (1):12-49.
- Owen, Steven J. 1998. A Survey of Unstructured Mesh Generation Technology. Paper read at 7th International Meshing Roundtable, at Sandia National Lab.
- Paul Labbé, Julien Dompierre Marie-Gabrielle Vallet François Guibault J. Y. Trépanier. 2004. A universal measure of the conformity of a mesh with respect to an anisotropic metric field. *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 61 (15):2675-2695.
- Pearse, Kieran M., and Michael A. McCarty. 1998. Generation of Three Dimensional Finite Element Bone Models from CT Scan Datasets. Paper read at International Postgraduate Research Student Conference, November, at Dublin Institute of Technology.
- Peggy L. Baehmann, Scott L. Wittchen Mark S. Shephard Kurt R. Grice Mark A. Yerry. 1987. Robust, geometrically based, automatic two-dimensional mesh generation. *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 24 (6):1043-1078.
- Poncet, Philippe. 2001. La torsion geometrique dans la scoliose idiopathique. Ph.D., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), Canada.
- GiD - The personnel pre and post processor 7.2. © 2002 CIMNE, International Center for Numerical Methods in Engineering Catalogne.
- Seongjai, Kim, and Lim Hyeona. 2006. A hybrid level set segmentation for medical imagery, at Fajardo, Puerto Rico.
- Shephard, M.S, H. de Cougny, R.M. O'Bara, and M.W. Beall. 1998. Automatic Grid Generation using Spatially-Based Trees. In *The Handbook of Grid Generation*: CRC Press.
- TetGen : A Quality Tetrahedral Mesh Generator and Three-Dimensionnal Delaunay Triangulator. Research Group of Numerical Mathematics and Scientific Computing Berlin.

- Si, Hang , and Klaus Gärtner. 2005. Meshing piecewise linear complexes by constrained Delaunay tetrahedralizations. Paper read at Proceedings of the 14th International Meshing Roundtable, at Berlin/Heidelberg.
- Sirois, Yannick, Julien Dompierre, Marie-Gabrielle Vallet, and François Guibault. 2005. Using a riemannian metric as a control function for generalized elliptic smoothing. Paper read at Proceedings of the 9th International Conference on Numerical Grid Generation in Computational Field Simulations, at San-Jose, California, USA.
- . 2006. Mesh Smoothing Based on Riemannian Metric Non-Conformity Minimization. Paper read at Proceedings of the 15th International Meshing Roundtable, at Birmingham, AL.
- Sobel, Irwin Edward. 1970. CAMERA MODELS AND MACHINE PERCEPTION. Ph.D., Stanford University, United States -- California.
- Spekreijse, S. P. 1995. Elliptic Grid Generation Based on Laplace Equations and Algebraic Transformations. *Journal of Computational Physics* 118 (1):38-61.
- Sullivan, John M., Ziji Wu, and Anand Kulkarni. 2000. 3D Volume Mesh Generation of Human Organs Using Surface Geometries Created from the Visible Human Data Set. Paper read at The Third Visible Human Project Conference Proceedings, at National Institutes of Health, William H. Natcher Conference Center, Bethesda, Maryland USA.
- Thompson, Joe F., Z. U. A. Warsi, and C. Wayne Mastin. 1985. *Numerical grid generation : foundations and applications*. New York: North-Holland : Elsevier Science Pub. Co. [diffuseur].
- Turner, Russell, and Enrico Gobbetti. 1998. Interactive Construction and Animation of Layered Elastically Deformable Characters. *Computer Graphics Forum* 17 (2):135-152.
- Vallet, Marie-Gabrielle. 1990. Génération de maillages anisotropes adaptées - Application à la capture de couches limites. In *1360*, edited by R. d. r. d. l'INRIA. Rocquencourt: INRIA.
- . 1992. Génération de maillages éléments finis anisotropes et adaptatifs, Université Pierre et Marie Curie, Paris VI, France.
- Riemann. MAGNU : Laboratoire de Maillage de Géométrie Numérique, Montréal.
- Watson, D. F. 1981. Computing the n-dimensional Delaunay tessellation with application to Voronoi polytopes. *The Computer Journal* 24 (2):167-172.
- Wiley, D. F., B. Hamann, and M. Bertram. 2004. On a construction of a hierarchy of best linear spline approximations using a finite element approach. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 10 (5):548-63.
- Xiao, Han, Xu Chenyang, and J. L. Prince. 2003. A topology preserving level set method for geometric deformable models. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 25 (6):755-68.

- Xu, Meihe, Paul M. Thompson, and Arthur W. Toga. 2004. An Adaptive Level Set Segmentation on a Triangulated Mesh. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23 (2):191-201.
- Yongyi, Yang, M. N. Wernick, and J. G. Brankov. 2003. A fast approach for accurate content-adaptive mesh generation. *Image Processing, IEEE Transactions on* 12 (8):866-881.
- Zhang, Yongjie, Chandrajit Bajaj, and Bong-Soo Sohn. 2003. Adaptive and quality 3D meshing from imaging data. In *Proceedings of the eighth ACM symposium on Solid modeling and applications*. Seattle, Washington, USA: ACM Press.

ANNEXE 1 : FICHIER DE CONFIGURATION DE OORT

Voici le fichier de configuration qu'il est suggéré d'utiliser avec *OORT* pour obtenir de bon résultat avec des images IRM.

```

Convertisseur Tout() = {
    borneMinimumEuclidienneDeLaMetrique      1
    borneMaximumEuclidienneDeLaMetrique      10
    etirementMaximumDeLaMetrique             10
    traitementDeLEtirementMaximum            PRESERVE_LAMBDA_MIN
    longueurCibleDUneAreteDansLaMetrique      3
};

CritereGeometrique Tout() = {
    nombreDeChiffresSignificatifsDansLesFichiers  8
};

CritereUsager Tout() = {
    longueurMinimumEuclidienneDesAretes        0.5
    longueurMaximumEuclidienneDesAretes        20
    formeMinimumEuclidienneDesElements         0.001
    distorsionMaximumEuclidienneDUneFace       0.999
    aretesTransversalesInterdites              non
};

CritereMetrique Tout() = {
    maximumDIterationsGlobalesEnNonStructure  12
    critereDeConvergenceEnNonStructure         0.12
    facteurDeRelaxationDansLeDeplacement       1
    critereDArretDuDeplacement                 0.1
    maximumDIterationsDeDeplacement            1
    fudgeFactorDansLeDeplacement               0.3
    nombreDIterationsLinearisees               0
    maximumDIterationsDeRetournement           10
    coefficientMultiplicateurDeLEcartTypeDansLaMetrique  2
    maximumDIterationsDeRaffinement            1
    seuilDeRaffinement                         1.3
    maximumDIterationsDeDeraffinement          1
    seuilDeDeraffinement                       0.7
    niveauDePrecisionDansLesStatistiquesSurLesVolumesMetriques  0
    precisionDansLIntegrationDesAretesDansLaMetrique  0.01

    nombreMaximumDeSubdivisionsDansLeRombergLorsDeLIntegrationDesAretesDans
    LaMetrique  4
    integrationDesAretesTientCompteDeLaGeometrie  non
};

```