

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

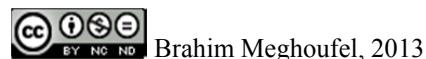
MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE DE LA PRODUCTION AUTOMATISÉE
M. Ing.

PAR
Brahim MEGHOUFEL

RECONSTRUCTION 3D DES STRUCTURES ADJACENTES DE L'ARTICULATION
DE LA HANCHE PAR UNE SEGMENTATION MULTI-STRUCTURES À L'AIDE DES
MAILLAGES SURFACIQUES TRIANGULAIRES

MONTRÉAL, LE 13-JUIN-2013



Brahim Meghoufel, 2013



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE DE MAÎTRISE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Jacques A. de Guise, directeur de mémoire

Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, président du jury

Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Jacques-André Landry, membre du jury

Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 15 MAI 2011

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Ce mémoire a été réalisé au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'École de Technologie Supérieure (ETS) et du CRCHUM. Celui-ci n'aurait pas été possible sans le soutien et la bienveillance de certaines personnes que je désire remercier du fond de mon cœur.

Mes premiers remerciements s'adressent d'abord à mon directeur M. Jacques A. de Guise, professeur au département de génie de la production automatisée à l'ÉTS et directeur du LIO, qui m'a accompagné tout au long de ma maîtrise, même avant de commencer mon projet de recherche au (LIO), sachant que grâce à lui j'ai pu commencer ma maîtrise à l'ÉTS. Je le remercie aussi pour sa patience, son aide ses conseils et son soutien moral et financier qui m'ont aidé à accomplir ce travail.

Ce travail n'aurait pu aboutir sans l'aide de nombreuses personnes, Je remercie particulièrement M. Ramnada Chav et M. Ali Meghoufel, qui m'ont énormément aidé scientifiquement et moralement pendant ces années. Et merci enfin à M. Gabriel Chartrand et à M^{me}. Michele Kanhonou.

Je remercie tous les membres du LIO, de m'avoir soutenu et supporté durant ces années de maîtrise.

Mes dernières pensées iront vers ma famille, et surtout mes parents, qui m'ont permis de poursuivre mes études jusqu'à aujourd'hui.

RECONSTRUCTION 3D DES STRUCTURES DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE PAR SEGMENTATION DES SURFACES 3D ADJACENTES À L'AIDE DES MAILLAGES SURFACIQUES TRIANGULAIRES

Brahim MEGHOUFEL

RÉSUMÉ

Une nouvelle technique de reconstruction 3D des deux structures de la hanche à partir des images tomodensitométriques (TDM) est proposée. La tête fémorale et le cotyle sont reconstruits par une méthode de segmentation multi-structures des surfaces 3D adjacentes à l'aide des maillages surfaciques triangulaires 3D. La méthode débute par une segmentation hiérarchique préliminaire. Les deux maillages 3D résultants de la segmentation hiérarchique sont ensuite déployés en deux surfaces 2D planaires. Un déploiement parapluie est utilisé pour la tête fémorale et un déploiement par paramétrisation 3D/2D est utilisé pour le cotyle. Ces opérations de déploiement permettent de transformer les données volumiques en données surfaciques quasi planaires et d'en faciliter la segmentation. Une méthode itérative des surfaces minimales permet la segmentation des deux surfaces recherchées dans les volumes déployés. La dernière étape de la méthode de reconstructions 3D consiste en la détection et en la correction du chevauchement entre les deux structures. Cette technique de reconstruction a été validée sur une base de données de 10 séries d'images volumiques TDM. Les résultats des reconstructions semblent satisfaisants. Les erreurs de précision des reconstructions 3D ont été quantifiées par rapport à une technique standard de référence. La quantification a révélé des erreurs de quantification de $0,83 \pm 0,25 \text{ mm}$ pour le cotyle et de $0,70 \pm 0,17 \text{ mm}$ pour la tête fémorale. Le temps d'exécution moyen des reconstructions des deux structures de la hanche est estimé à $3,0 \pm 0,3 \text{ min}$. La technique proposée montre le potentiel de solutions que le domaine du traitement des images peut fournir aux cliniciens pour les aider à accomplir leur tâche de planification chirurgicale à partir d'images 3D. De telles solutions pourront éventuellement être généralisées à d'autres modalités d'imagerie et à d'autres structures.

Mots clés : Hanche, tête fémorale, cotyle, adjacente, segmentation multi-structures, maillage surfacique triangulaire 3D, déploiement parapluie, déploiement par paramétrisation 3D/2D.

3D RECONSTRUCTION OF STRUCTURES OF THE HIP JOINT BY SEGMENTATION OF ADJACENT SURFACES USING 3D SURFACE TRIANGULAR MESHES

Brahim MEGHOUFEL

ABSTRACT

A new 3D reconstruction technique of the two adjacent structures forming the hip joint from the 3D CT-scans images has been developed. The femoral head and the acetabulum are reconstructed using a 3D multi-structure segmentation method for the adjacent surfaces which is based on the use of a 3D triangular surface meshes. This method begins with a preliminary hierarchical segmentation of the two structures, using one triangular mesh for each structure. The two resulting 3D meshes of the hierarchical segmentation are deployed into two planar 2D surfaces. We have used the umbrella deployment to deploy the femoral head mesh, and the parameterization 3D/2D to deploy the acetabulum mesh. The two planar generated surfaces are used to deploy the CT-scan volume around each structure. The surface of each structure is nearly planar in the corresponding deployed volume. The iterative method of minimal surfaces ensures the optimal identification of both sought surfaces from the deployed volumes. The last step of the 3D reconstruction method aims at detecting and correcting the overlap between the two structures. This 3D reconstruction method has been validated using a data base of 10 3D CT-scan images.

The results of the 3D reconstructions seem satisfactory. The precision errors of these 3D reconstructions have been quantified by comparing the 3D reconstructions with an available manual gold standard. The errors resulting from the quantification are better than those available in the literature; the mean of those errors is $0,83 \pm 0,25 \text{ mm}$ for acetabulum and $0,70 \pm 0,17 \text{ mm}$ for the femoral head. The mean execution time of the 3D reconstruction of the two structures forming the hip joint has been estimated at approximately $3,0 \pm 0,3 \text{ min}$. The proposed method shows the potential of the solution which the image processing can provide to the surgeons in order to achieve their routine tasks. Such a method can be applied to every imaging modality.

Keywords : Hip joint, femoral head, acetabulum, adjacent, multi-structure segmentation, 3D triangular surface mesh, umbrella deployment, parameterization 3D/2D.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 ANATOMIE DE LA HANCHE	3
1.1 Introduction.....	3
1.2 Anatomie de la structure osseuse de la hanche saine.....	3
1.2.1 Le bassin osseux	3
1.2.1.1 L’os coxal.....	4
1.2.1.2 Le sacrum et le coccyx.....	5
1.2.2 Le fémur.....	6
1.2.2.1 Le corps fémoral « diaphyse».....	7
1.2.2.2 Épiphyse proximale	7
1.2.2.3 Épiphyse distale	9
1.2.3 L’articulation de la hanche	10
1.3 L’arthrose de la hanche	11
1.3.1 Coxarthrose primitive	12
1.3.2 Coxarthrose secondaire	12
1.3.3 Impact social de l’arthrite	13
1.3.4 Coûts attribués à l’arthrite	15
1.3.5 Traitement de l’arthrose	16
1.3.6 Prothèse totale de la hanche.....	17
1.3.7 Diagnostic de la coxarthrose	19
1.4 Les modalités d’imagerie médicale	20
1.4.1 La radiographie standard.....	20
1.4.2 La Tomodensitométrie (TDM)	23
1.4.3 Imagerie par résonance magnétique.....	25
1.4.4 L’image médicale numérique	26
1.5 Conclusion	27
CHAPITRE 2 ÉTAT DE L’ART SUR LA SEGMENTATION DES IMAGES	29
2.1 Introduction.....	29
2.2 Méthodes générales de segmentation des images médicales	29
2.2.1 Seuillage.....	30
2.2.2 Détection de contours	33
2.2.3 Détection des régions	34
2.2.3.1 Croissance de régions	35
2.2.3.2 Ligne de partage des eaux.....	36
2.2.4 Segmentation par les graphes.....	38
2.2.5 Méthodes basées sur les modèles déformables	40
2.2.5.1 Contours actifs “Snakes”.....	41
2.2.5.2 Courbes de niveaux “Level-set”.....	43

2.2.6	Modèle de forme et d'apparence active “ <i>Active shape and appearance model</i> ”	45
2.2.7	Autre méthode de segmentation à base de modèle <i>a priori</i>	46
2.3	Segmentation de structures anatomiques adjacentes	48
2.3.1	Travaux de Li et al. (2005)	48
2.3.2	Travaux de Kainmueller et al. (2008)	50
2.3.3	Travaux de Costa et al. (2007)	52
2.4	Conclusion	53
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE ET OBJECTIFS DU MÉMOIRE		55
3.1	Problématique de recherche	55
3.2	Hypothèses et objectifs	55
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE DE LA RECONSTRUCTION 3D DE LA HANCHE		57
4.1	Introduction	57
4.2	Étapes de la segmentation	59
4.3	Segmentation hiérarchique initiale	59
4.3.1	Maillage triangulaire	60
4.3.2	La théorie de la segmentation hiérarchique	61
4.3.3	Segmentation hiérarchique du cotyle	65
4.3.3.1	Maillage 3D du cotyle positionné sur les images TDM	65
4.3.3.2	La segmentation hiérarchique du cotyle	66
4.3.4	Segmentation hiérarchique de la tête fémorale	68
4.4	Déploiement de volume de données TDM	69
4.4.1	Déploiement parapluie du maillage 3D de la tête fémorale en une surface 2D par la méthode parapluie	70
4.4.1.1	Étiquetage des couches d'une surface par le calcul de la distance topologique à partir d'un point donné	71
4.4.1.2	Réorientation des couches d'une surfaces selon le point de départ	72
4.4.2	Déploiement par paramétrisation du maillage 3D du cotyle en une surface 2D	76
4.4.3	Déploiement volumique de données TDM	83
4.4.4	Filtrage du volume déployé	85
4.5	La segmentation surfacique par la méthode des surfaces minimales	85
4.5.1	Volume accumulé autour de la surface à segmenter	87
4.5.2	Surface minimale par la méthode de descente de gradient sur le volume accumulé	89
4.6	Chevauchement entre deux structures adjacentes	91
4.6.1	Localisation des régions du chevauchement	91
4.6.2	Test d'intersection entre facettes d'un couple de facettes proches	93
4.6.3	Correction du chevauchement entre les modèles reconstruits de la tête fémorale et le cotyle	99
4.7	Conclusion	108

CHAPITRE 5 RÉSULTATS, DISCUSSION ET RECOMMANDATIONS	109
5.1 Introduction.....	109
5.2 Base de données pour la validation de la méthode de la reconstruction de la hanche	109
5.3 Résultats	110
5.3.1 La précision des reconstructions en 3D de la hanche	110
5.3.2 Performance en temps de calcul pour les reconstructions des structures de la hanche par notre méthode.....	115
5.3.3 Répétabilité des reconstructions 3D.....	116
5.4 Discussion de la méthode de reconstruction 3D des deux structures de la hanche ..	117
5.5 Recommandations et Tavaux futures	120
5.6 Conclusion	121
CONCLUSION GÉNÉRALE.....	123
ANNEXE I DÉPLOIEMENT PARAPLUIE DU MAILLAGE 3D: PROJECTION D'UN POINT 3D SUR UN PLAN.....	125
ANNEXE II LA THÉORIE DE LA PARAMÉTRISATION.....	127
ANNEXE III FONDEMENT GÉOMÉTRIQUE DU TEST DE CHEVAUCHEMENT	131
BIBLIOGRAPHIE.....	134

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Les principaux types d'arthrite avec leurs prévalences 14
Tableau 1.2	Fardeau économique de l'arthrite sur le système de santé au Canada. 16
Tableau 5.1	Les erreurs de précision estimée des reconstructions 3D du cotyle et de la tête fémorale par rapport aux reconstructions par la méthode de référence 111
Tableau 5.2	Les temps de calcul moyens sur l'ensemble de la base de données pour chaque étape de la méthode de reconstruction 3D des structures de la hanche 115
Tableau 5.3	Notre contribution à la recherche 119

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Vue ventrale des os du bassin d'une femme.	4
Figure 1.2	Les trois principales zones d'ossification de l'os coxal, de l'os ilium, de l'os ischion et de l'os pubis, face externe de l'os coxal.	5
Figure 1.3	Vue ventrale du sacrum et du coccyx.	6
Figure 1.4	Les trois partie qui forment le fémur : épiphyse proximale, épiphyse distale et la diaphyse.	7
Figure 1.5	L'angle cervico-diaphysaire.	8
Figure 1.6	L'épiphyse proximale du fémur.	9
Figure 1.7	Vue postérieure de l'articulation du genou droit.	10
Figure 1.8	(a) L'articulation de la hanche; (b) le tissu du cartilage articulaire la tête fémorale.....	11
Figure 1.9	Arthrose de la hanche.....	12
Figure 1.10	Pourcentage de personnes affectées par l'arthrite selon l'âge et le sexe au Canada.....	15
Figure 1.11	Prothèse totale de la hanche.....	18
Figure 1.12	La coxarthrose sur les radiographies. (a) Radiographie d'une hanche saine; (b) radiographie d'une hanche arthritique avec un pincement articulaire.	20
Figure 1.13	Formation des rayons X. (a) Rayonnement de freinage; (b) Générateur des rayons X.	22
Figure 1.14	Radiographie numérique de la hanche gauche de face	23
Figure 1.15	Tomographie axiale assistée par ordinateur.....	24
Figure 1.16	Principe d'acquisition de coupe axiale pour La TDM. (a) Vue axiale; (b) vue sagittale.....	25
Figure 1.17	Image IRM de la hanche.	26
Figure 1.18	Image médiale numérique en 2D et en 3D.....	27

Figure 2.1	Seuillage sur une image avec une distribution d'intensité bimodale. (a) Image d'entrée (I_{\max}, I_{\min}) = (253, 9); (b) histogramme des intensités de l'image en (a); (c) segmentation par seuillage avec $\mu = 127$; et (d) contours par un filtre Laplacian (3×3) sur l'image en (c).....	31
Figure 2.2	Segmentation d'une image à rayons X avec une distribution d'intensité multi-mode. (a) Image d'entrée radiographique à rayons X, (I_{\max}, I_{\min}) = (245,3); (b) histogramme de l'image en (a); et (c) résultat de la segmentation avec $\mu = 127$	32
Figure 2.3	Seuillage adaptatif. (a) Image d'entrée de taille [300,300] avec (I_{\max}, I_{\min}) = (254,2); (b) image segmentée avec seuillage global avec $\mu = 120$ (c) image segmentée avec seuillage adaptatif, taille de blocs 75×75.....	32
Figure 2.4	Segmentation par l'opérateur de Canny. (a) Image d'entrée; (b) les contours détectés.....	34
Figure 2.5	Segmentation d'un rein dans une image TDM par l'algorithme de croissance des régions. (a) Segmentation relativement bonne; et (b) segmentation médiocre ou quelques régions voisines sont incorporées d'une manière incorrecte.....	36
Figure 2.6	La topographie nécessaire à l'application de l'algorithme LPE. (a) Région sous forme de niveaux de gris; et (b) la topographie de l'image en (a).....	37
Figure 2.7	Exemple de segmentation d'image avec l'algorithme LPE, la sur-segmentation est clairement visible. (a) Image d'entrée; et (b) le résultat de segmentation par le LPE.	37
Figure 2.8	Exemple de segmentation d'image 2D (3×3) avec l'algorithme «graphe cut». Le coût de chaque arc est modélisé par son épaisseur. Tirée de Sonka, Hlavac et Boyle (2008).....	39
Figure 2.9	Segmentation de l'os dans une image TDM en utilisant un algorithme interactif «graph cuts ». Les régions marquées par O et B sont manuellement initialisées et indiquent l'objet et le fond de l'image respectivement. Les segments de l'os sont marqués avec des lignes horizontales.....	40
Figure 2.10	Exemple de segmentation avec un contour actif. (a) La courbe initiale; et (b) le résultat de la segmentation.....	42

Figure 2.11	Segmentation avec un contour actif; (a) Convergence du contour actif; (b) la force traditionnelle basée sur l'amplitude du gradient; et (c) la force existante dans la région concave.	43
Figure 2.12	Segmentation avec un contour actif; (a) Convergence du contour actif; (b) la force GVF; et (c) la force GVF existante dans la région concave.	43
Figure 2.13	La Fusion des contours. (a) Deux contours en évolution séparés initialement; et (b) deux contours fusionnés.	44
Figure 2.14	Segmentation avec la méthode courbe de niveau d'une image TDM du cœur (a) le contour initial; (b) l'évolution du contour; et (c) le contour final.	45
Figure 2.15	La segmentation du cartilage avec un modèle statistique ASM. (a) Contour initial; et (b) résultat final de la segmentation.	46
Figure 2.16	Segmentation de la tête fémorale en utilisant la technique de sous-espace redressé. (a) Image originale; (b) localisation de la zone autour du contour de l'objet d'intérêt avec un modèle a priori; (c) image redressée; (d) le résultat de la segmentation dans l'image redressée; et (e) la transformation spatiale inverse de l'image redressée vers l'espace originale de l'image.	48
Figure 2.17	Le cartilage et l'os de la cheville. Deux coupes d'une image IRM 3D de haute résolution de la cheville (a) Vue coronaire; et (b) vue sagittale.	49
Figure 2.18	Pré-segmentation et segmentation graph-construction; la surface du cartilage estcoudée pas couleur avec les nuances les plus foncées représentant le cartilage le plus épais. (a) La surface pré-segmentée du talus; et (b) la segmentation finale du talus et du cartilage.	50
Figure 2.19	En haut, la segmentation simultanée de la partie distale de fémur et de la partie proximale du tibia. En bas, la segmentation simultanée de cotyle et la partie proximale de fémur. (a) L'initialisation des structures avec un modèle statistique; (b) détermination des segments qui relient chaque points de la première surface avec un point de la deuxième surface; et (c) l'optimisation avec l'algorithme «graph cut»	52
Figure 2.20	Exemple de l'effet des contraintes du non chevauchement. Première ligne en haut : l'interface prostate-vessie est clair ; la ligne en bas : l'interface est flou. De gauche à droite l'évolution indépendante du	

modèle de la prostate et de la vessie avec les contraintes de non chevauchement, et le résultat final de segmentation en 3D	53	
Figure 4.1	Processus de reconstruction en 3D des structures de l'articulation de la hanche	58
Figure 4.2	Un maillage triangulaire représentant une sphère dans l'espace 3D.....	61
Figure 4.3	Sélection du voisinage V d'un point P_i du maillage 3D.	62
Figure 4.4	Profil des intensités $PI(P_i)$ positionné sur le volume d'image TDM.....	63
Figure 4.5	Segmentation hiérarchique. Le déplacement d'un point P_i en une seule itération sous l'influence de son voisinage. n et $n+1$ sont deux itérations consécutives.	64
Figure 4.6	La région coloriée en rouge est la zone utilisée pour le maillage triangulaire qui délimite le cotyle.	65
Figure 4.7	Positionnement du maillage du cotyle sur les images TDM (a) La région du cotyle est coloriée en vert, (b) tête fémorale modélisée par une sphère.	66
Figure 4.8	(a) Détermination interactive du centre de la tête fémorale, (b) le maillage triangulaire 3D de la sphère avec la normale en chaque points; et (c) une coupe dans le volume des données après le positionnement de la sphère.....	67
Figure 4.9	Mise en correspondance entre le maillage 3D du cotyle et la structure réelle visible sur les images TDM. Correspondance entre deux points identifiés sur le maillage avec deux points identifiés sur l'image TDM. ..	68
Figure 4.10	(a) Mise en correspondance entre maillage triangulaire du fémur et la structure réelle correspondante au fémur visible sur l'image TDM.	69
Figure 4.11	Une coupe dans le volume de voxels, (a) coupe coronale du fémur; et (b) coupe axiale.....	71
Figure 4.12	Distance topologique de la surface du fémur par rapport à un point de départ. (a) Couches équidistantes; et (b) surface balayée entièrement par la distance topologique.	72
Figure 4.13	Redressement des plans de couches d'une surface selon la normale du point de départ. (a) La normale du point de départ et une couche identifiée en rouge; et (b) la normale	73

Figure 4.14	Réorientation de la couche. (a) Détermination de la normale du plan d'une couche (b) réorientation de la couche par alignement de sa normale avec celle du point de départ.	73
Figure 4.15	Transformation de la structure circulaire projetée en une structure carrée. (a) Points de la structure circulaire projetée; et (b) la distribution uniforme des points de la structure en (a) sur un support carré.	74
Figure 4.16	Déploiement des couches 3D d'une tête fémorale en surface carrée 2D. (a) Couches de la tête fémorale; (b) projection et transformation en support carrée de toutes les couches; et (c) le carré rouge est la même région rouge en (a), ce qui montre la conservation de l'aspect de voisinage en les points après avoir déployé la surface.	75
Figure 4.17	Affichage de la tête fémorale à partir des cartes 2D correspondantes.....	76
Figure 4.18	La paramétrisation 3D/2D d'une surface triangulaire dont la topologie est quelconque.....	78
Figure 4.19	Modélisation des côtés d'un triangle par des ressorts afin de minimiser l'énergie de Hooke.....	79
Figure 4.20	Le déploiement de la structure du maillage 3D du cotyle par la paramétrisation de (Floater et Hormann, 2005). (a) La surface de la structure triangulaire 3D; et (b) le domaine de paramétrisation 2D. La courbe en rouge représente les point de la bordure de la surface du maillage 3D placée sur un support carrée dans le plan 2D.	83
Figure 4.21	Volume de données TDM déployé après le déploiement du maillage 3D du cotyle par déploiement par paramétrisation 3D/2D. (a) Coupe axiale de la hanche avec le maillage triangulaire 3D du cotyle positionné, (b) une tranche dans le volume déployé du cotyle.	84
Figure 4.22	Volume de données TDM déployé après le déploiement du maillage 3D de la tête fémorale par déploiement parapluie. (a) Coupe axiale de la hanche avec le maillage triangulaire 3D de la tête fémorale positionné, (b) une tranche dans le volume déployé de la tête fémorale.....	85
Figure 4.23	Une coupe dans une image 3D qui contient la surface quasi-planaire de la tête fémorale déployée.	86
Figure 4.24	Les quatre directions d'accumulation du coût suivant l'orientation de la surface dans le volume des données	87
Figure 4.25	Volume accumulé autour de la surface de la tête fémorale. (a) Une coupe dans le volume déployé (tête fémorale); et (b) la même coupe dans le volume d'accumulation total Vg	89

Figure 4.26	Surface minimale trouvée par la méthode de descente de gradient. (a) Une tranche dans le volume déployé (tête fémorale) avec la surface minimale trouvée en vert; et (b) la surface minimale dans le volume accumulé final V_{cf}	90
Figure 4.27	(a) Volume cubique déterminé par les trois points qui forment la facette, (b) aucune intersection entre les deux volumes cubiques est déterminée; et (c) Le cube rouge est l'espace d'intersection en les deux volume cubiques C_1 et C_2	92
Figure 4.28	Détermination de la région du test d'intersection.....	93
Figure 4.29	Test d'intersection entre facettes F_1 et F_2 . La plan P contenant la facette F_1 intersecte F_2 sans que celle-ci intersecte F_1 . Les points A et B, points d'intersection entre F_2 et P sont à l'extérieur de la facette F_1	95
Figure 4.30	Test d'intersection entre facettes F_1 et F_2 . La plan P contenant la facette F_1 intersecte F_2 et que celle-ci intersecte F_1 . Le point A est à l'intérieur de la facette F_1	97
Figure 4.31	Détection d'intersection entre deux facettes, (a) les deux facettes sont sur le même plan, (b) les deux facettes sont pas sur le même plan, (c) les deux facettes se sont intersectées en un sommet.....	98
Figure 4.32	(a) Détection d'intersection entre deux maillages triangulaires, (b) la région d'intersection.....	99
Figure 4.33	(a) Une coupe axiale de la hanche, les deux structures (la tête fémorale et le cotyle) sont assez espacées (b) segmentation avec l'approche <i>surface minimale</i> de la tête fémorale dans l'espace déployé (c) résultat de la segmentation des deux structures (la tête fémorale et le cotyle) dans l'espace originale.	100
Figure 4.34	(a) Une coupe axiale de la hanche, la région entourée par le cercle est une région où les deux structures sont très proches, (b) segmentation avec la surface minimale dans l'espace déployé (tête fémorale) avec une région mal segmentée, (c) résultat de segmentation des deux structure dans l'espace originale.	101
Figure 4.35	(a)Test d'intersection entre les deux modèles triangulaire reconstruits la tête fémorale et le cotyle, (b) modèle triangulaire de la tête fémorale reconstruit en vert est la région mal segmentée.	102

Figure 4.36	(a) Modèle reconstruit avec détection de la région mal segmentée (tête fémorale); (b) surface de la tête fémorale extraite à partir du volume déployé; et (c) masque avec la région mal segmentée étiquetée.	103
Figure 4.37	(a) Une coupe axiale de la hanche avec le résultat de segmentation des deux structures (cotyle, tête fémorale). Présence du chevauchement entre les deux modèle reconstruits; (b) correction de la mauvaise segmentation sur la surface extraite à partir du volume déployé; et (c) résultat de la correction dans l'espace original.....	104
Figure 4.38	(a) Une coupe coronale de la hanche avec le résultat de segmentation de chaque structure (cotyle, tête fémorale). Présence de chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.....	104
Figure 4.39	(a) Une coupe axiale de la hanche avec le résultat de segmentation des deux structure (cotyle, tête fémorale).Présence du chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.....	105
Figure 4.40	(a) Une coupe coronale de la hanche avec le résultat de segmentation de chaque structure (cotyle, tête fémorale). Présence de chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.....	105
Figure 4.41	Une coupe axiale de la hanche où les deux structures (cotyle, tête fémorale) sont presque colées au niveau de la région entourée par le cercle.....	106
Figure 4.42	(a) Une coupe axiale de la hanche avec le résultat de segmentation des deux structure (cotyle, tête fémorale). Présence du chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.....	106
Figure 4.43	Une coupe coronale de la hanche où les deux structures (cotyle, tête fémorale) sont presque colées au niveau de la région entourée par le cercle.....	107
Figure 4.44	(a) Une coupe coronale de la hanche avec le résultat de segmentation de chaque structure (cotyle, tête fémorale). Présence de chevauchement entre les deux modèles reconstruits, (b) correction du chevauchement.....	107
Figure 5.1	Comparaison entre des reconstructions par notre méthode en (a) et la méthode manuelle par <i>sliceOmatic</i> , considérée comme la méthode standard de référence (b).....	110

Figure 5.2	Les erreurs de précision par rapport à la méthode standard de référence par notre méthode vs méthode proposée par Kainmueller et al. (2009)	112
Figure 5.3	Amplification de l'erreur de précision selon les changements brusques sur la surface du maillage 3D du cotyle.....	113
Figure 5.4	Problèmes de segmentation du cotyle causés par la topologie bosselé de la surface (maillage) du cotyle. (a), (b) et (c) représentent trois exemples distincts	114
Figure 5.5	Résultat de la segmentation hiérarchique : le contour en vert est la forme <i>a priori</i> (maillage) avant la segmentation hiérarchique, en rouge est la forme <i>a priori</i> après la segmentation hiérarchique. (a) Le cotyle; et (b) la tête fémorale.....	117
Figure 5.6	Défaut de la segmentation hiérarchique lors de la segmentation de la tête fémorale. (a) Section de l'image TDM; (b) segmentation hiérarchique de la tête fémorale; et (c) zoom de la superposition de la surface de la tête fémorale et la surface du cotyle lors de cette segmentation.....	118
Figure 5.7	Défaut de la recherche d'une surface optimale par la méthode des surfaces minimales. (a) Section de l'image TDM; (b) solution optimale par la méthode des surfaces minimales; et (c) zoom sur le déplacement de la surface optimale vers la région de l'intensité élevée.	119

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Deux Dimensions
3D	Trois Dimensions
TDM	Tomodensitométrique
GVF	<i>Gradient Vector Flow</i>
IRM	Imagerie par Résonnance Magnétique
LPE	Ligne de Partage des Eaux
AAM	<i>Active Appearance Model</i>
ACP	Analyse par Composantes Principales
SSM	<i>Statistical shape models</i>
ASM	<i>Active Shape Model</i>
<i>m</i>	Mètre
<i>mm</i>	Millimètre
<i>s</i>	Seconde
<i>kg</i>	kilogramme
<i>Hz</i>	Hertz
<i>eV</i>	Électron Volts
<i>LOG</i>	<i>Laplacien de Gaussienne</i>

INTRODUCTION

Le déplacement quotidien, la marche banale et la pratique du sport sollicitent la mécanique de la hanche. Celle-ci est l'articulation responsable de tous les mouvements des membres inférieurs ; elle est le garant de la mobilité de stabilité du corps humain. L'affliction de celle-ci par des maladies articulaires dégénératives telles que l'arthrose, cause la douleur et l'incapacité physique des personnes souffrant de ces maladies ce qui peut fortement nuire à leur vie quotidienne. Les maladies telles que l'arthrose nécessitent généralement l'intervention médicale par l'administration d'anti-inflammatoires pour soulager les douleurs, si la pathologie est récente, et de procéder à une intervention chirurgicale de remplacement dans le cas où la pathologie est jugée critique et à un stade très avancé.

Habituellement le diagnostic des patients atteints par l'arthrose de la hanche se fait par la prise d'une radiographie qui permet à l'orthopédiste d'évaluer l'usure du cartilage articulaire et d'estimer l'espace résiduel entre les deux structures osseuses formant l'articulation. Si l'orthopédiste juge qu'une intervention chirurgicale est nécessaire pour remplacer la hanche, il lui faudra préparer cette intervention avec soins et précision. Une quantification géométrique des structures qui constituent l'articulation de la hanche est un atout important pour la planification de la chirurgie. Cette quantification est souvent effectuée par une analyse des images médicales en deux dimensions (2D), telles que les radiographies et les images tomodensitométriques (TDM). Celles-ci n'offrent généralement pas une exploration clinique précise. Une évaluation erronée complique l'intervention chirurgicale. Une solution souhaitée serait d'avoir accès à une plate forme informatique qui permettrait la quantification en trois dimensions (3D), et la caractérisation précise de la géométrie de l'articulation. Il est à noter que les problèmes de la hanche touchent de plus en plus une population jeune et active qui a besoin d'un rapide rétablissement pour retourner au travail (Statistique Canada 2012).

Le présent travail répond à cette problématique en offrant une plate forme informatique dédiée aux reconstructions des structures de l'articulation de la hanche en 3D d'une manière personnalisée et précise par une méthode de segmentation appliquée sur les images TDM.

Généralement, les méthodes utilisées dans la littérature traitent chacune des structures séparément. Pour des articulations complexes telle que la hanche, et notamment en présence d'arthrose, l'identification des frontières de chacune des structures adjacentes peut représenter un problème et il est souvent difficile de bien identifier chacune des structures. La méthode proposée dans ce travail est basée sur une approche multi-structures. Elle permet de prendre en compte simultanément l'information associée aux frontières voisines des structures adjacentes, en assurant la séparation spatiale entre les deux structures reconstruites

Ce rapport de maîtrise comprend cinq chapitres. Le premier est consacré à l'anatomie fonctionnelle et de la structure de la hanche. Le deuxième chapitre présente une revue de littérature sur le traitement des images médicales, surtout des méthodes qui traitent de la segmentation des structures anatomiques adjacentes. Le chapitre 3 décrit la problématique, les hypothèses et les objectifs de ce travail alors que le chapitre 4 expose la méthodologie proposée. Le chapitre 5 est consacré à l'analyse des résultats obtenus et aux solutions que nous jugeons adéquates pour les cliniciens orthopédistes. Le chapitre 5 est consacré aussi à une discussion générale de la méthodologie proposée et aux recommandations souhaitées.

CHAPITRE 1

ANATOMIE DE LA HANCHE

1.1 Introduction

Le but de ce chapitre est de préparer le lecteur à une compréhension détaillée des structures osseuses de la hanche. D'abord, nous présenterons en détail l'anatomie de la structure osseuse de la hanche saine; ensuite, nous aborderons les complications médicales dues à la dégradation du cartilage et finalement les modalités d'imagerie utilisées pour le diagnostic de ces maladies. Les trois domaines convergent vers un but ultime qui est la caractérisation objective de l'anatomie interne de la structure osseuse de la hanche.

1.2 Anatomie de la structure osseuse de la hanche saine

La hanche est une articulation coxo-fémorale située à la racine des membres inférieurs, elle est formée de l'union entre la tête fémorale et le bassin, elle est considérée comme l'articulation responsable de tous les mouvements des membres inférieurs par rapport à la partie supérieure du corps humain (2008). La hanche est constituée des corps osseux suivants :

1.2.1 Le bassin osseux

Le bassin osseux, dit le pelvis, est une structure osseuse qui se trouve au milieu du squelette humain, les os de cette structure avec leurs formes de cuillère servent à retenir les organes de la cavité abdominale, et à relier les jambes à la colonne vertébrale (Putz et Pabst, 1997).

La Figure 1.1 représente le bassin osseux, où nous pouvons identifier deux os coxaux (un de chaque côté), le sacrum et le coccyx. Voici la structure et le rôle de chacun de ces os :

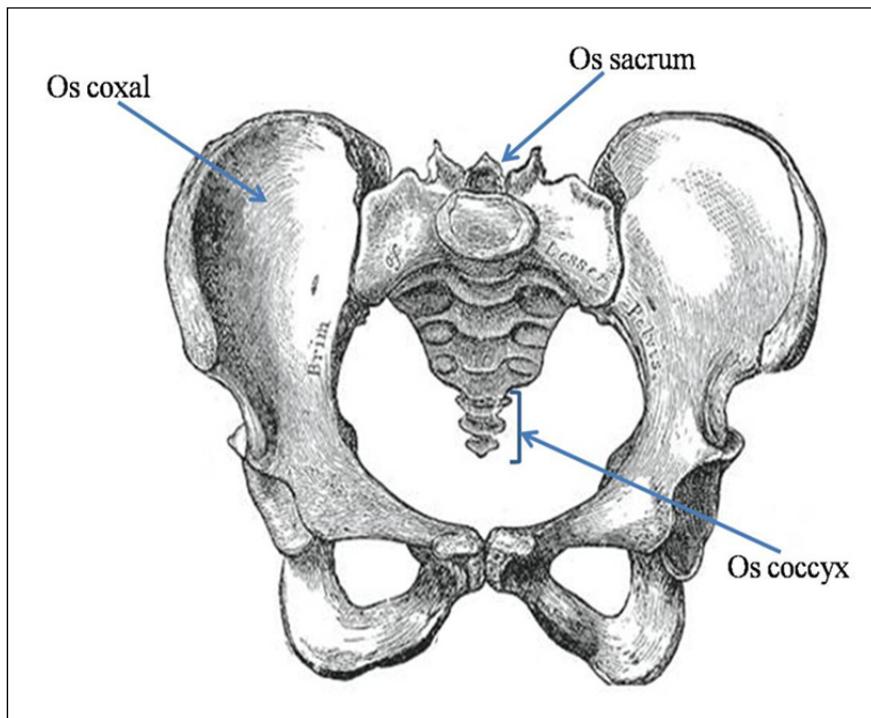


Figure 1.1 Vue ventrale des os du bassin d'une femme.
Tirée et adaptée de Netter (2007)

1.2.1.1 L'os coxal

C'est l'os antérolatéral du pelvis, c'est un grand os aplati, pair et asymétrique de forme irrégulière qu'on peut considérer comme hélicoïdale, comme il est montré à la Figure 1.2. L'os coxal comporte trois parties qui sont l'os pubis, l'os ilium et l'ischion « os ischii ». Ces trois os se réunissent en synostose à l'intérieur de l'acétabulum qui est la cavité où se loge la tête du fémur pour former l'articulation de la hanche. Le diamètre de l'acétabulum est de 4,5 cm à 6 cm et sa profondeur est d'environ 2,5 cm; les trois structures osseuses de l'os coxal sont soudées en "Y" au centre de la fosse acétabulaire (Bensouda, 1986).

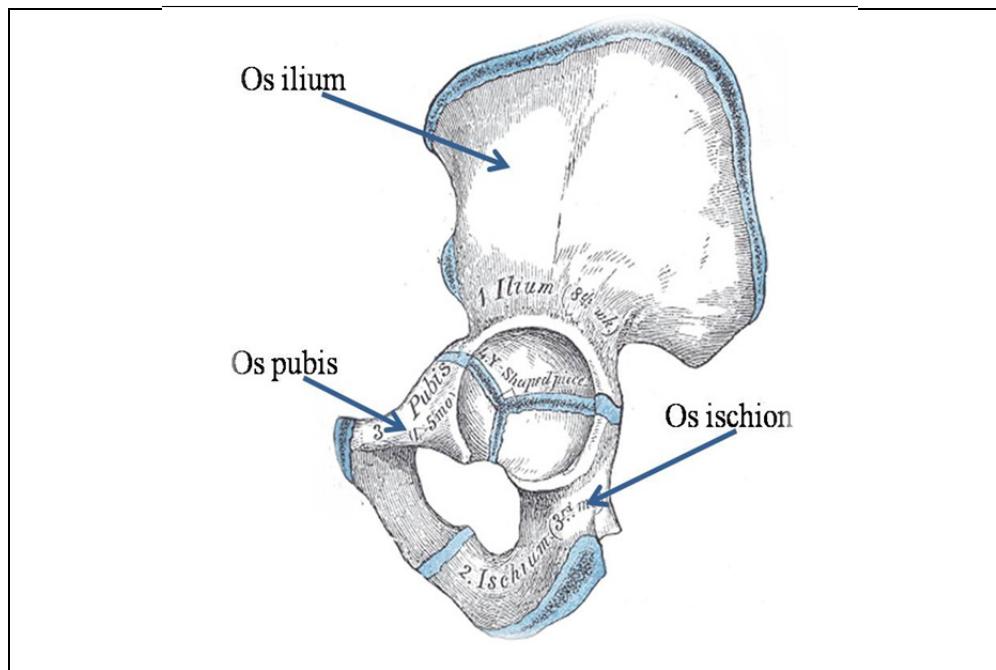


Figure 1.2 Les trois principales zones d'ossification de l'os coxal, de l'os ilium, de l'os ischion et de l'os pubis, face externe de l'os coxal.
Adaptée de Hollinshead (1974)

1.2.1.2 Le sacrum et le coccyx

Le sacrum est un os triangulaire situé entre la cinquième vertèbre lombaire et le coccyx, il est constitué de cinq vertèbres et il est caractérisé par deux faces comme il est montré à la Figure 1.3 : la face antérieure concave et la face postérieure convexe (Putz et Pabst, 1997). Le coccyx, quand à lui, est un os de petit volume situé au-dessous du sacrum, il est généralement composé de trois ou quatre vertèbres coccygiennes soudées entre elles (Putz et Pabst, 1997).

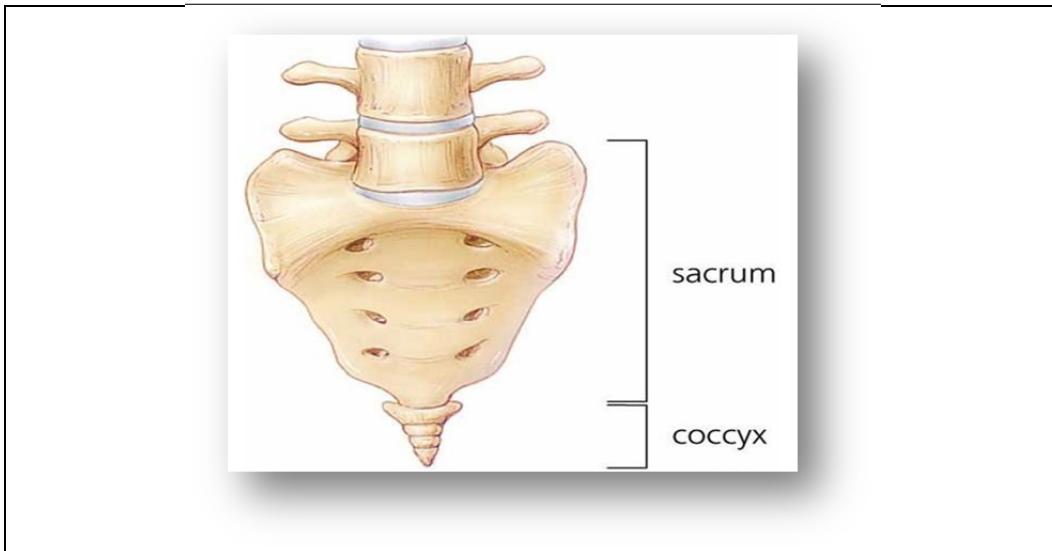


Figure 1.3 Vue ventrale du sacrum et du coccyx.

Adaptée de Putz et Pabst (1997)

1.2.2 Le fémur

La Figure 1.4 montre l'os du fémur qui est considéré comme le plus gros par son volume et le plus solide os du squelette humain. Le fémur se divise en un corps fémoral « diaphyse » et une extrémité ou « épiphysé » proximale et une extrémité ou « épiphysé » distale (Netter, 2007). Voici une description géométrique et fonctionnelle détaillée de chaque corps :

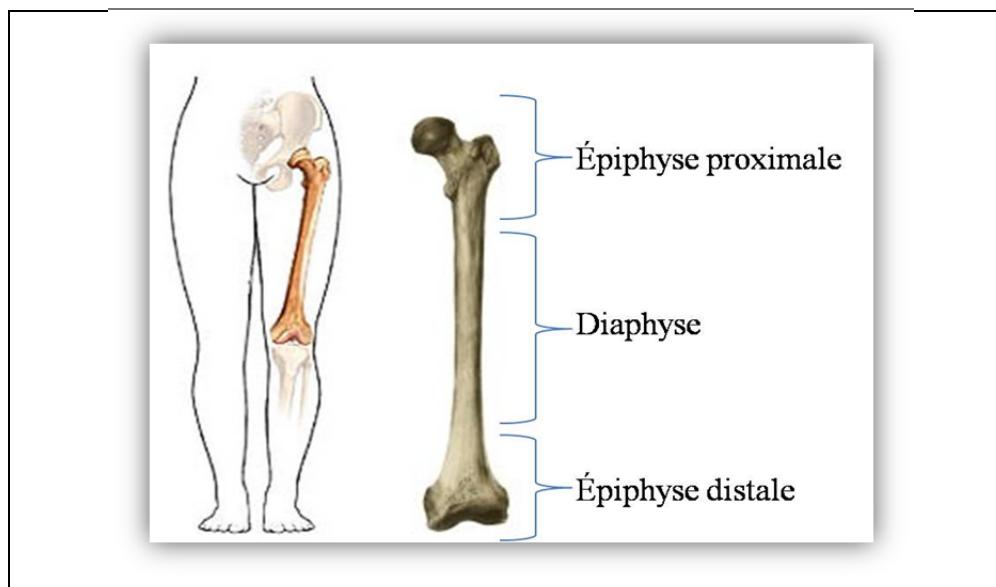


Figure 1.4 Les trois parties qui forment le fémur : épiphyse proximale, épiphyse distale et la diaphyse.

Adaptée de l'encyclopédie de la science (2012)

1.2.2.1 Le corps fémoral « diaphyse»

Le corps fémoral ou la diaphyse est la partie longue incurvée du fémur qui relie l'épiphyse proximale et l'épiphyse distale. C'est une région prismatique qui possède trois faces, une face antérieure, une face latérale et une face médiale (Netter, 2007).

1.2.2.2 Épiphyse proximale

La Figure 1.5 présente l'épiphyse (partie proximale) de la tête fémorale. L'épiphyse proximale comporte la tête fémorale qui a la forme du deux tiers (2/3) d'une sphère d'environ 24 mm de rayon. La tête fémorale est reliée via le col fémoral au corps fémoral. Le col fémoral est un os plat pyramidal. L'angle cervico-diaphysaire est l'angle entre le col et le corps et il est estimé à 150° degrés chez les nouveaux nés et il diminue durant la croissance, passant d'environ 126° degrés chez les adultes à 120° degrés chez les personnes âgées (Netter, 2007).

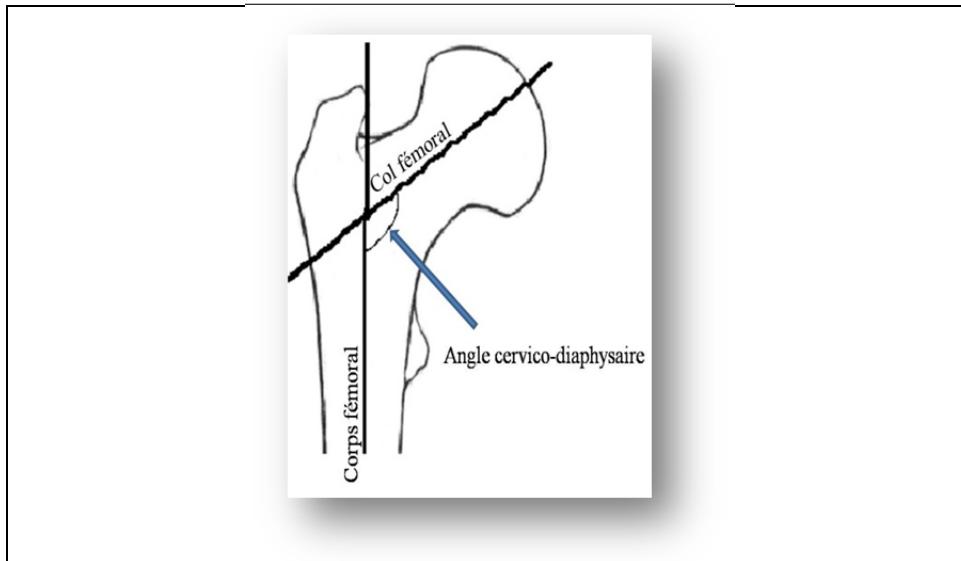


Figure 1.5 L'angle cervico-diaphysaire.
Adaptée de l'Université Pierre et Marie Curie (2012)

Il faut noter aussi que la partie proximale de fémur contient les trochanters qui sont sous forme des bosses visibles sur l'os (voir Figure 1.6): d'abord le grand trochanter est une bosse volumineuse, de forme rectangulaire, situé à la jonction du col avec la partie supérieure du corps, ensuite, le petit trochanter, dont la forme est conique, situé en arrière et en bas de la base du col du fémur (Putz et Pabst, 1997).

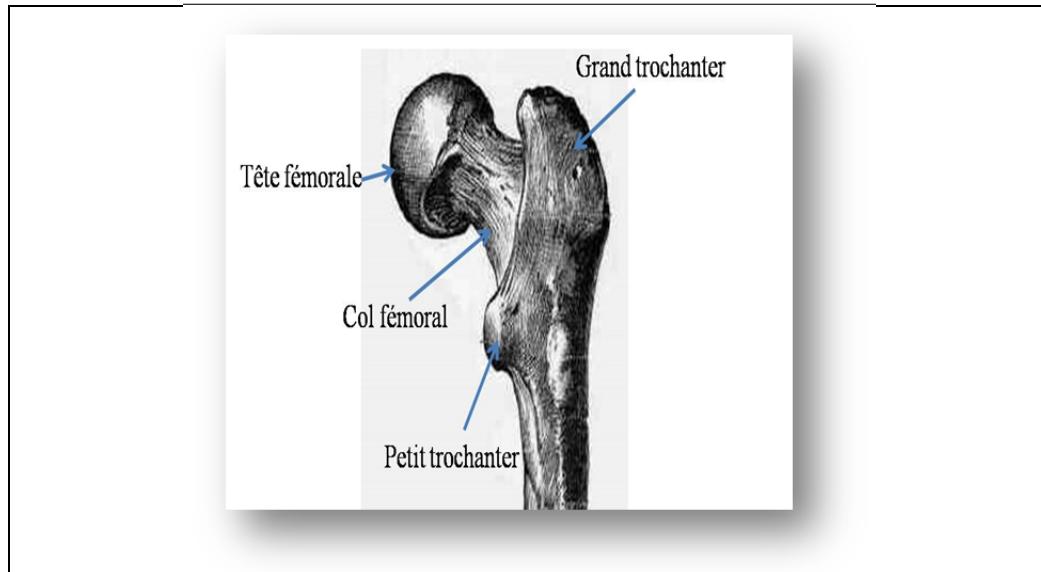


Figure 1.6 L'épiphyse proximale du fémur.
Adaptée de Hollinshead (1974)

1.2.2.3 Épiphyse distale

La Figure 1.7 présente l'épiphyse distale du fémur qui est caractérisée, sur la face postérieure, par deux condyles : un condyle médial et condyle latéral, séparés par la fosse intercondylaire. Le genou est formé par l'union de cette extrémité du fémur avec le tibia et la rotule (Putz et Pabst, 1997).

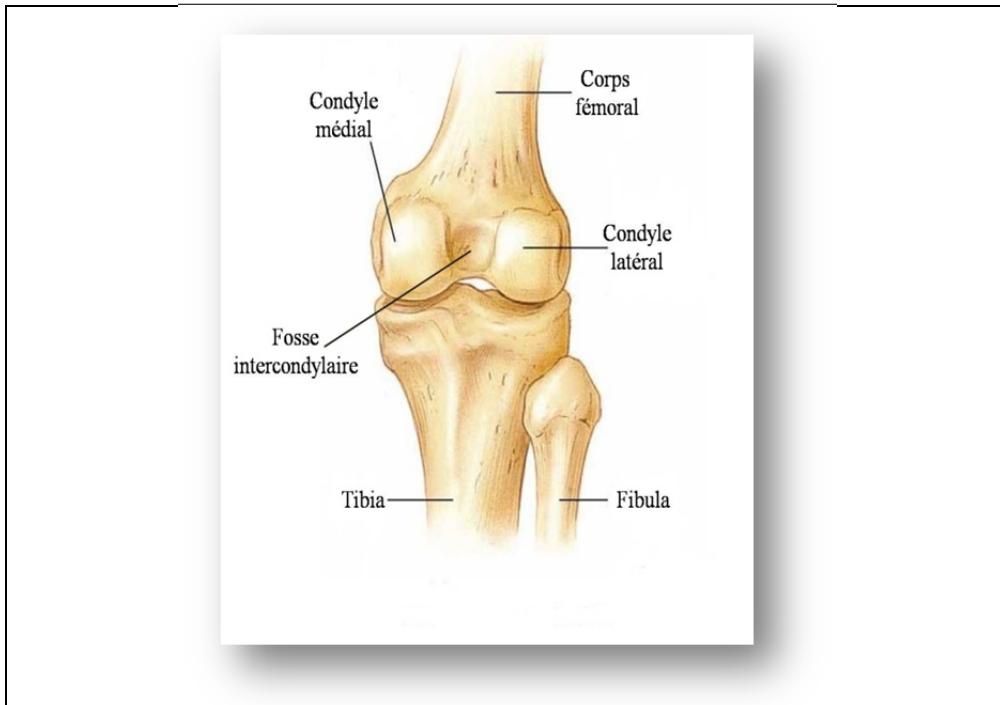


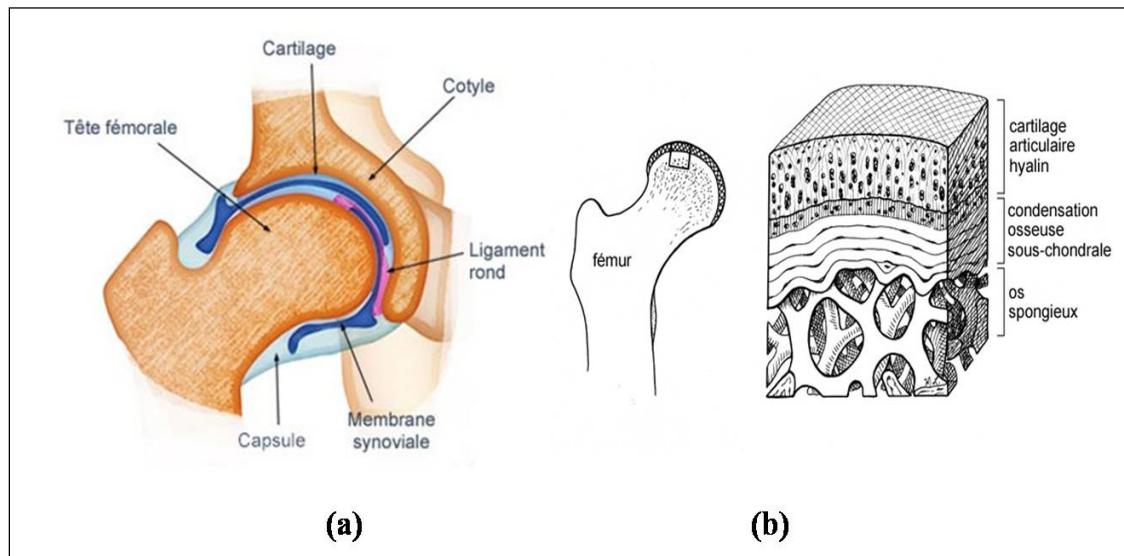
Figure 1.7 Vue postérieure de l'articulation du genou droit.
Tirée de Micheau (2012)

1.2.3 L'articulation de la hanche

L'articulation « coxo-fémorale » de la hanche est composée d'une surface semi-lunaire de l'acétabulum et de la tête fémorale; le moyen d'union de ces deux structures osseuses est la capsule articulaire renforcée par des ligaments forts, elle s'attache d'une part à la base du col fémoral et d'une autre part à l'acétabulum. La capsule articulaire sert à mieux maintenir la tête fémorale dans sa cavité articulaire afin de stabiliser l'articulation de la hanche (Putz et Pabst, 1997).

La Figure 1.8 représente les deux surfaces qui forment l'articulation : la surface de la tête fémorale et la surface de cavité cotyloïdienne. Celles-ci sont couvertes par le cartilage articulaire qui est un tissu blanc, lisse, souple et flexible; le cartilage, lubrifié par une substance visqueuse appelée liquide synoviale qui permet aux deux surfaces de glisser l'une sur l'autre de manière à diminuer les frottements au niveau de l'articulation. Ces propriétés facilitent tous les mouvements de la hanche durant son activité mécanique. Le cartilage est

connu aussi pour son élasticité qui joue un rôle d'amortisseur de pressions et de chocs sur l'articulation (Netter, 2007).



1.3 L'arthrose de la hanche

L'arthrose de la hanche ou la coxarthrose fait partie de la famille des maladies rhumatismales. Elle est classée comme l'arthrose la plus fréquente après celle du genou. Sa fréquence est un peu plus élevée chez les femmes (Constet et Lavie, 2010). La coxarthrose est une maladie qui n'est pas associée à l'obésité, contrairement à la gonarthrose (Le-site-de-référence-de-l'arthrose, 2012). L'arthrose provoque la dégénérescence du cartilage au niveau de l'articulation (voir Figure 1.9), c'est-à-dire, le tissu cartilagineux perd ses qualités d'origine comme sa souplesse et son élasticité et s'effrite progressivement jusqu'à sa disparition. La coxarthrose touche généralement les gens de 45 ans et plus. La coxarthrose est favorisée par le vieillissement, comme elle peut être aussi causée à la suite d'une blessure articulaire produite soit par des accidents, des travaux pénibles, les sports violents, certaines conditions héréditaires ou des maladies qui changent la qualité du tissu cartilagineux ou parfois par une déformation de l'articulation. Parmi les nombreux symptômes de la coxarthrose, nous

pouvons citer la douleur dans l'articulation, une perte progressive de la flexibilité de la hanche et parfois une inflammation et une enflure de cette dernière. Nous distinguons deux types de coxarthrose (Constet et Lavie, 2010) :

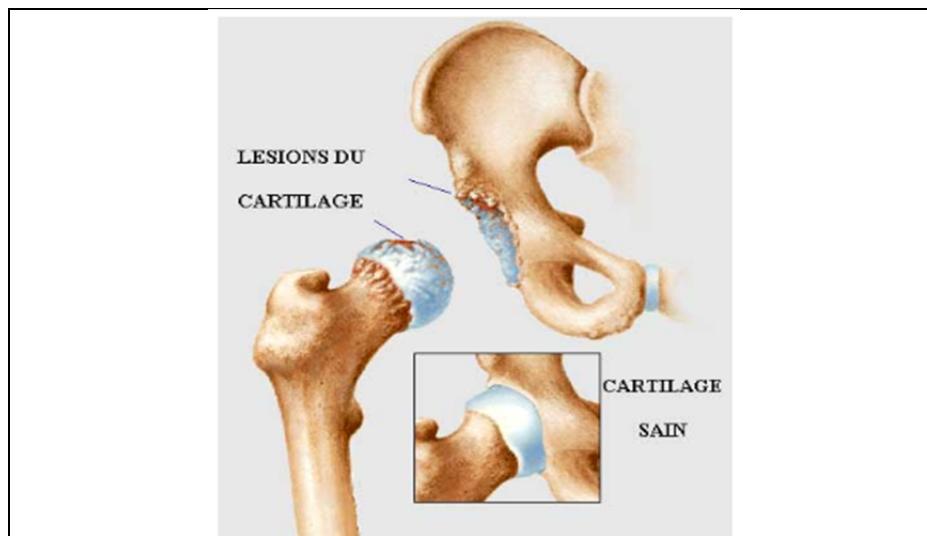


Figure 1.9 Arthrose de la hanche.
Tirée de Pasteur (2011)

1.3.1 Coxarthrose primitive

La coxarthrose est dite primitive si elle survient sans aucune maladie particulière de l'articulation de la hanche ou une malformation préalable de cette dernière. Elle atteint généralement les personnes de 60 ans et plus et elle représente 40 % de l'ensemble des coxarthrose (Dubertret, 2001).

1.3.2 Coxarthrose secondaire

La coxarthrose est dite secondaire si elle est la conséquence d'une autre maladie préexistante, ou la conséquence de certaines malformations anatomiques de la hanche comme la dysplasie. La dysplasie est une maladie due à un développement anormal de l'articulation de la hanche lors de la croissance. Généralement, la coxarthrose secondaire survient plus précocement,

vers 45 ans. Elle présente 60% de l'ensemble des coxarthroses. Ce type de coxarthrose est plus grave et évolue plus rapidement que la coxarthrose primitive (Dubertret, 2001).

1.3.3 Impact social de l'arthrite

L'arthrite est un nom donné aux affections inflammatoires aigues qui touchent le cartilage et d'autres tissus conjonctifs entourant les articulations comme les ligaments et les tendons. L'arthrite est considérée comme une des principales causes de douleur et d'incapacité physique et de recours aux soins de santé. Le type d'arthrite le plus courant et le plus fréquent au Canada est l'arthrose, ainsi que l'arthrose qui affecte l'articulation de la hanche « coxarthrose » (Statistique-Canada, 2012). D'après les statistiques qui ont été faites en 2008-2009, l'arthrite en tant que maladie chronique, a touché plus de 4 millions de personnes « hommes, femmes », l'équivalence de 15,2% de la population canadienne âgées de 12 ans et plus, avec 11,7% de la population de sexe masculin, et 18,5% de la population de sexe féminin (Statistique-Canada, 2012).

Tableau 1.1 Les principaux types d'arthrite avec leurs prévalences
Tirée de Statistique Canada (2012)

	Arthrose	Polyarthrite rhumatoïde (PR)	Spondylarthrite ankylosante (SA) et autres spondylarthropathies	Maladies du tissu conjonctif*	Arthrite juvénile idiopathique (AJI)	Goutte
Description	L'arthrose résulte de la détérioration du cartilage et de l'épaississement des os d'une ou plusieurs articulations. Elle entraîne des lésions articulaires, des douleurs et des raideurs. Elle touche généralement les mains, les pieds, les genoux, la colonne vertébrale et les hanches.	Dans la PR, le système immunitaire s'attaque aux articulations (essentiellement des mains, des poignets et des pieds). Il en résulte une inflammation, des douleurs et des lésions articulaires. La PR peut également toucher d'autres organes, comme les yeux, le cœur et les poumons.	Forme d'arthrite inflammatoire touchant la colonne vertébrale. Elle cause des douleurs et des raideurs dans le dos et, éventuellement, une courbure de la colonne vertébrale. Habituellement caractérisée par des épisodes douloureux aigus et des rémissions. Sa gravité varie considérablement d'une personne à l'autre. Les autres spondylarthropathies incluent la polyarthrite psoriasisique et la maladie de Reiter.	Trouble du tissu conjonctif qui provoque des éruptions cutanées, l'enflure des articulations et des muscles et des douleurs. Peut toucher également certains organes. Il évolue avec le temps, alternant entre épisodes aigus et périodes de rémission. Les maladies du tissu conjonctif incluent le lupus érythémateux disséminé, la sclérodermie, la polymyosite, la dermatomyosite et le syndrome de Sjögren.	L'AJI est une maladie chronique rare qui affecte enfants et adolescents. Bien que rarement fatale, elle persiste à long terme et provoque une incapacité physique grave.	La goutte est causée par un excès d'acide urique dans le corps. Elle touche le gros orteil le plus souvent, mais aussi la cheville, le genou, le pied, la main, le poignet ou le coude. Elle peut être épisodique avec de longues périodes de rémission suivies de poussées de plusieurs jours ou semaines, ou devenir chronique.
Prévalence	Affecte plus de 10 % des adultes canadiens.	Affecte environ 1 % des adultes canadiens (au moins deux fois plus de femmes que d'hommes).	Affecte 1 % environ des adultes canadiens (trois fois plus d'hommes que de femmes).	Affecte 0,05 % environ des adultes canadiens (jusqu'à dix fois plus de femmes que d'hommes).	Affecte environ 5 à 10 enfants de moins de 16 ans sur 10 000.	Affecte jusqu'à 3 % des adultes canadiens (quatre fois plus d'hommes que de femmes).

La Figure 1.10 représente une distribution des pourcentages de la population affectée par l'arthrite selon le groupe d'âge et le sexe, population âgée de 12 ans et plus.

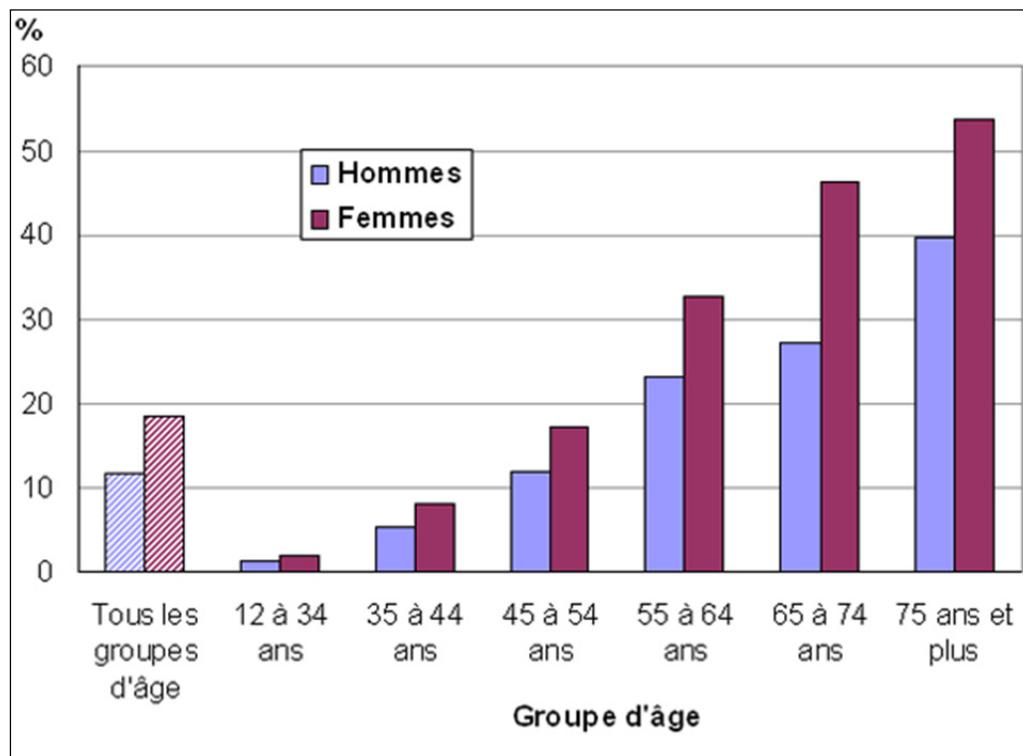


Figure 1.10 Pourcentage de personnes affectées par l'arthrite selon l'âge et le sexe au Canada.
Tirée de Statistique Canada (2012)

1.3.4 Coûts attribués à l'arthrite

L'arthrite est l'une des maladies les plus couteuses économiquement au Canada. En 1998, ses coûts ont été estimés à environ 4,4 milliard de dollars, ce qui représente le quart du coût total des maladies musculo-squelettiques estimé dans cette année. En 2008, ces coûts ont grimpé à 6,4 milliards de dollars (voir Tableau 1.2), ce qui représente le tiers du coût total des maladies musculo-squelettiques enregistré dans les mêmes années qui était de 22,3 milliards (Statistique Canada 2012).

Tableau 1.2 Fardeau économique de l'arthrite sur le système de santé au Canada en 2008.
Tiré de Agence de la santé publique du Canada (2012)

Types de coûts	Composante	Coûts de l'arthrite (millions de dollars)	Proportion des dépenses totales encourues pour les maladies musculo-squelettiques (%)
Coûts directs			
	Soins hospitaliers	987,3 \$ (1 185,8 \$)	54,0
	Médicaments	524,6 \$ (630,1 \$)	57,8
	Soins médicaux	589,4 \$ (707,9 \$)	49,0
	Total coûts directs	2 101,3 \$ (2 523,8 \$)	53,4
Coûts indirects			
	Mortalité	177,9 \$ (213,6 \$)	81,4
	Incapacité de longue durée	4 136,8 \$ (4 968,5 \$)	26,4
	Incapacité de courte durée	n/a	n/a
	Total coûts indirects	4 314,7 \$ (5 182,1 \$)	23,5
Coûts totaux		6 415,9 \$ (7 705,9 \$)	28,9

1.3.5 Traitement de l'arthrose

Afin de diminuer la douleur et l'incapacité physique, et d'améliorer la qualité de vie des personnes atteintes par l'arthrose, nous pouvons identifier trois catégories du traitement de cette dernière, le traitement par l'activité physique, le traitement basé sur la médication, et le traitement par la chirurgie qui est utilisé lorsque la maladie est jugée très avancée.

L'activité physique : afin de traiter l'arthrose d'une façon non médicamenteuse, il est recommandé de pratiquer régulièrement des exercices physiques comme la marche, la natation, le renforcement musculaire adapté. Ce type de traitement aide à diminuer la douleur et à perdre du poids en cas d'obésité en allégeant la charge pesant sur l'articulation (Passeport-Santé, 2012).

La médication : le traitement de l'arthrose avec les plantes médicinales est la solution pharmacologique la plus douce qui n'a aucun effet secondaire sur la santé du patient souffrant de cette maladie. Ce genre du traitement est utilisé pour apaiser les douleurs moins intenses provoquées par l'arthrose. Cependant, il est conseillé d'utiliser des antalgiques et des anti-inflammatoires pour atténuer les douleurs intenses (Modi, 2007).

La chirurgie : dans le cas d'une arthrose avancée où la douleur est insupportable et le patient est complètement incapable physiquement, l'intervention chirurgicale devient incontournable. Parmi les chirurgies qui sont susceptibles d'améliorer la coxarthrose, nous trouvons la chirurgie correctrice qui permet de rétablir des conditions mécaniques correctes en cas d'anomalie du positionnement de la tête fémorale dans le cotyle, ou corriger les excroissances et les difformités osseuses. Ce type de chirurgie est généralement utilisé dans le cas de l'arthrose secondaire peu évoluée (Bardin et Orcel, 2007). Nous trouvons aussi l'arthroscopie qui permet de retirer les débris de cartilage et de l'os dans l'articulation afin de diminuer les douleurs causées par les frottements. Dans le cas de l'arthrose de la hanche évoluée, la chirurgie la plus utilisée est la prothèse totale de la hanche; il s'agit de remplacer l'extrémité supérieure de fémur par une prothèse métallique (Bardin et Orcel, 2007).

1.3.6 Prothèse totale de la hanche

Lorsqu'on estime que l'articulation de la hanche est détruite et n'est plus fonctionnelle, une solution radicale est souhaitable qui est la mise en place d'une prothèse de la hanche « ou arthroplastie ». Cette intervention chirurgicale est considérée comme la solution la plus efficace, étant donné qu'elle permet d'éliminer fortement et rapidement la douleur et améliore la fonction mécanique de l'articulation de la hanche (Bardin et Orcel, 2007).

La chirurgie de la hanche consiste à remplacer les os et le cartilage endommagés de l'articulation par une prothèse fabriquée par des composants biocompatibles avec le corps humain, généralement en métal, en polyéthylène « matériaux plastique » ou en céramique (Pasteur, 2011) (Voir Figure 1.11).

La prothèse ou la hanche prothétique est intégrée exactement à l'emplacement de la hanche originale de telle sorte que la prothèse convient à la morphologie du patient, c'est-à-dire, nous retrouvons la même géométrie et la même tension musculaire. La prothèse de l'articulation de la hanche est composée par une tige fémorale avec une tête sphérique et par un cotyle formé d'une capsule et d'un insert (Pasteur, 2011). Pour la mise en place de la prothèse, la tige fémorale est fixée dans le fémur et par la suite elle reçoit la tête qui se fixe sur le col, la pièce cotyloïdienne sera implantée dans le bassin. Une fois que les trois parties de la prothèse sont fixées, la prothèse de la hanche sera emboîtée pour avoir sa fonction définitive (Pasteur, 2011).



Figure 1.11 Prothèse totale de la hanche.
Tirée de Pasteur (2011)

Les principaux avantages d'un remplacement total de la hanche sont:

- **Réduction de la douleur de la hanche:** la douleur va rapidement et fortement diminuer, dans la plupart des cas (Pasteur, 2011).
- **Retour à la mobilité:** avec peu d'effort, la hanche retrouvera pratiquement sa mobilité initiale.
- **Amélioration de la qualité de vie:** le patient reprend ses activités journalières et sa vie normale et il ne sera pas immobilisé par la douleur et la raideur de sa hanche usée.

1.3.7 Diagnostic de la coxarthrose

Diagnostic par un clinicien : afin d'identifier la présence de la coxarthrose en se basant sur un examen clinique, le clinicien examinera le patient en position debout, en position couché et en situation de marche dans le but de localiser l'endroit de la douleur articulaire qui apparaît lors d'un effort. La douleur est souvent de type mécanique. La douleur générée par la coxarthrose se localise généralement au plis de l'aine avec une irradiation devant la cuisse et elle peut aussi se situer en pleine fesse avec une irradiation derrière la cuisse (Bardin et Orcel, 2007). La douleur peut s'accompagner avec des craquements dus à l'altération du cartilage. En outre, le clinicien recherchera une diminution de l'amplitude des mouvements de la hanche malade par rapport à l'autre côté (Arden et Cooper, 2006).

Diagnostic par modalités d'imagerie médicale : l'imagerie médicale est indispensable au diagnostic. Elle permet de confirmer l'examen clinique de coxarthrose et de préciser sa nature primitive ou secondaire; car elle est relativement facile à interpréter par les cliniciens (Arden et Cooper, 2006). Parmi les différentes modalités d'imageries qui sont utilisées en rhumatologie, nous trouvons la radiographie standard qui est la plus utilisée. À partir des images radiographiques à rayons X de la hanche (voir Figure 1.12), nous pouvons observer la présence du pincement de l'articulation, qui est le résultat de la destruction du cartilage (diminution de l'épaisseur de cartilage).

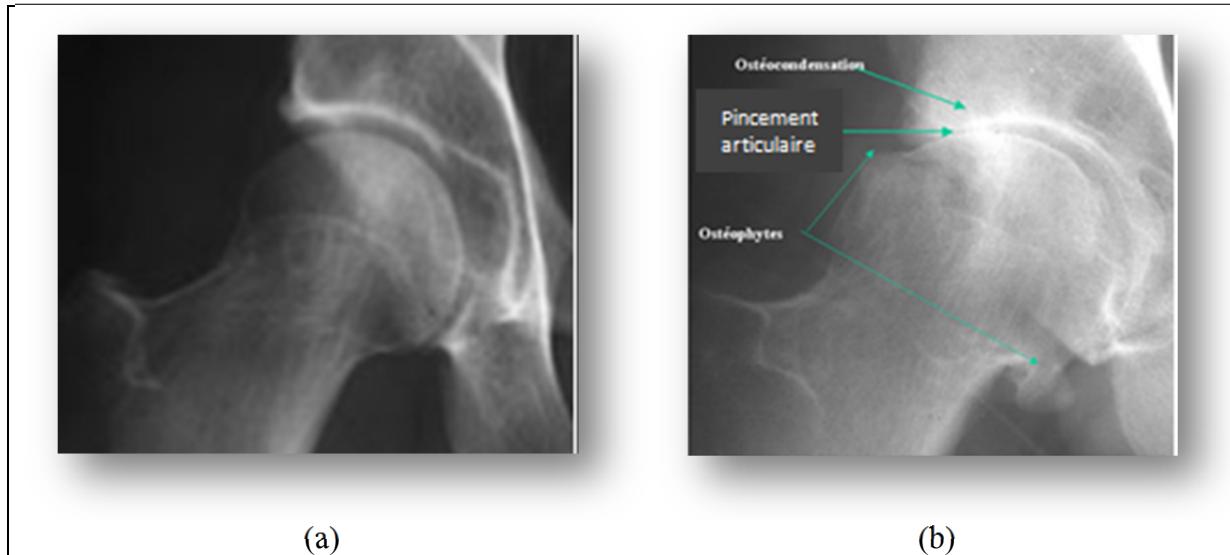


Figure 1.12 La coxarthrose sur les radiographies. (a) Radiographie d'une hanche saine; (b) radiographie d'une hanche arthritique avec un pincement articulaire.
Adaptée de Bou-gebrael et Béranger (2002)

La radiographie standard n'offre pas toujours un diagnostic précis, car le cartilage n'est pas visible directement sur les images radiographiques de même pour les autres structures comme les tendons et les ligaments qui forment l'articulation de la hanche. Ces tissus (mous) ne sont pas propices à l'exploration par l'imagerie radiographique standard. Des lésions cartilagineuses importantes peuvent figurer sur les images radiographiques comme étant saines. Afin de surmonter cette limitation, d'autres techniques d'imageries médicales sont disponibles et qui sont propices au diagnostic comme la TDM, l'arthroscanner, l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) et l'échographie.

1.4 Les modalités d'imagerie médicale

1.4.1 La radiographie standard

Les radiographies, appelées aussi images à rayons X sont formées par le bombardement du corps humains par un rayonnement électromagnétique, dont l'énergie est comprise entre 10 kilo électronvolts (KeV) et 100 Méga électronvolts (MeV). Les rayons X sont invisibles à l'œil, facilement absorbés par la matière dure (plomb, fer, ect...); cependant, ils peuvent

traverser les corps composés d'éléments légers comme le carbone, l'oxygène, l'hydrogène et l'azote, composants principaux du corps humain et animal.

Les rayons X sont formés par un générateur, tel que présenté à la Figure 1.13, composé de trois éléments principaux placés sous vide : la source d'électrons (cathode), un accélérateur d'électrons (une tension appliquée entre la cathode et l'anode) et une cible métallique (anode). La production des rayons X est réalisée sous une haute tension électrique qui varie entre 20 et 400 kilo volts (KV). La tension électrique appliquée sert à extraire les électrons de la cathode et à les projeter vers l'anode à une très grande vitesse. L'interaction entre les électrons accélérés et les atomes de l'anode génère un rayonnement de freinage des électrons traduit par un rayonnement lumineux dont la fréquence est identique à la fréquence des rayons X (Borvon, 2007), d'où le nom images à rayons X.

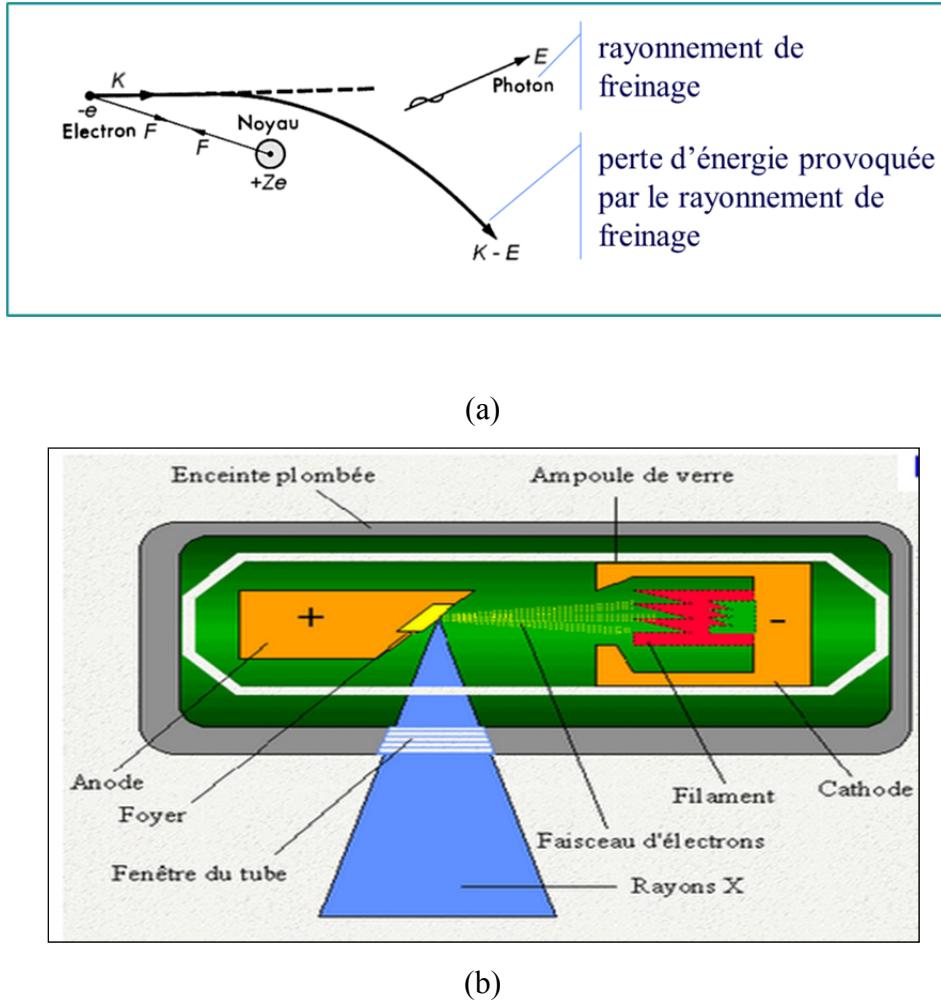


Figure 1.13 Formation des rayons X. (a) Rayonnement de freinage;
 (b) Générateur des rayons X.
 Tirée de Borel (2003)

Le principe de la radiographie consiste à enregistrer l'atténuation des rayons X qui traversent le corps humain sur un film radiologique (pellicule photographique) qui brûle selon la quantité des rayons X transmise qui traverse le corps. L'atténuation des rayons X dans chaque tissu est proportionnelle à sa densité. Si le tissu est dense, alors l'atténuation est grande et vice versa. Les tissus qui constituent le corps n'ont pas tous la même densité : les os sont très denses, les muscles un peu moins, alors que les poumons le sont très peu

puisque'ils sont remplis d'air. Les structures anatomiques ont alors des opacités radiologiques différentes qui se traduisent en contrastes radiologiques sur l'image (Borel, 2003).

La radiographie numérique consiste à remplacer le film par un capteur relié directement à l'ordinateur, les rayons X atténués à la sortie du milieu traversé seront captés et traduits en image numérique ce qui permet le traitement de cette dernière par ordinateur (voir Figure 1.14).



Figure 1.14 Radiographie numérique de la hanche gauche de face
Tirée de Bou Gebrael et Béranger (2002)

1.4.2 La Tomodensitométrie (TDM)

La TDM en anglais “*Computed Tomography (CT)*”, ou simplement scanner, est une technique d'imagerie médicale basée sur l'utilisation des rayons X. Contrairement à la radiographie standard qui explore le corps humain à partir de projections bidimensionnelles, la tomodensitométrie permet d'obtenir des images 2D successives des coupes transverses du corps afin de former une image numérique en 3D (Figure 1.15).

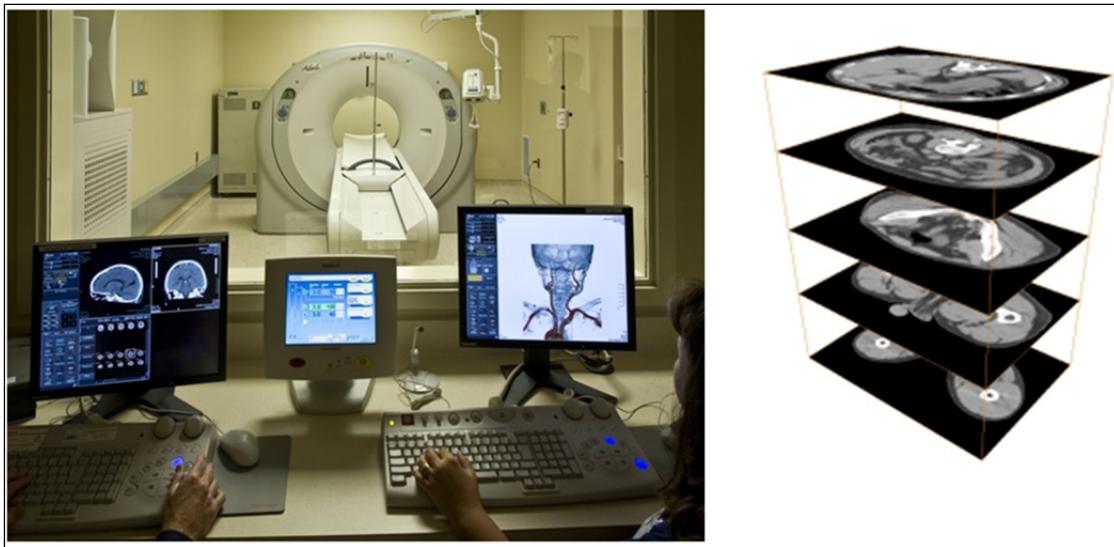


Figure 1.15 Tomographie axiale assistée par ordinateur.
Adaptée de Ligia (2005)

Son principe de fonctionnement consiste à réaliser des images en coupes ou en tranches transverses minces du corps humain. Au lieu d'utiliser une source à rayons X fixe, cette dernière tourne autour du patient et, durant l'examen, le patient doit rester allongé, immobile sur la table. À chaque rotation et pour chaque degré parcouru par la source à rayon X les détecteurs reçoivent la quantité de rayons X traversant le corps du patient et la traduisent en signal numérique. Les données numériques reçues par l'ordinateur sont ensuite utilisées pour construire des images numériques 2D de la région étudiée. Un volume d'information 3D est ensuite formé par l'empilement de ces images 2D.

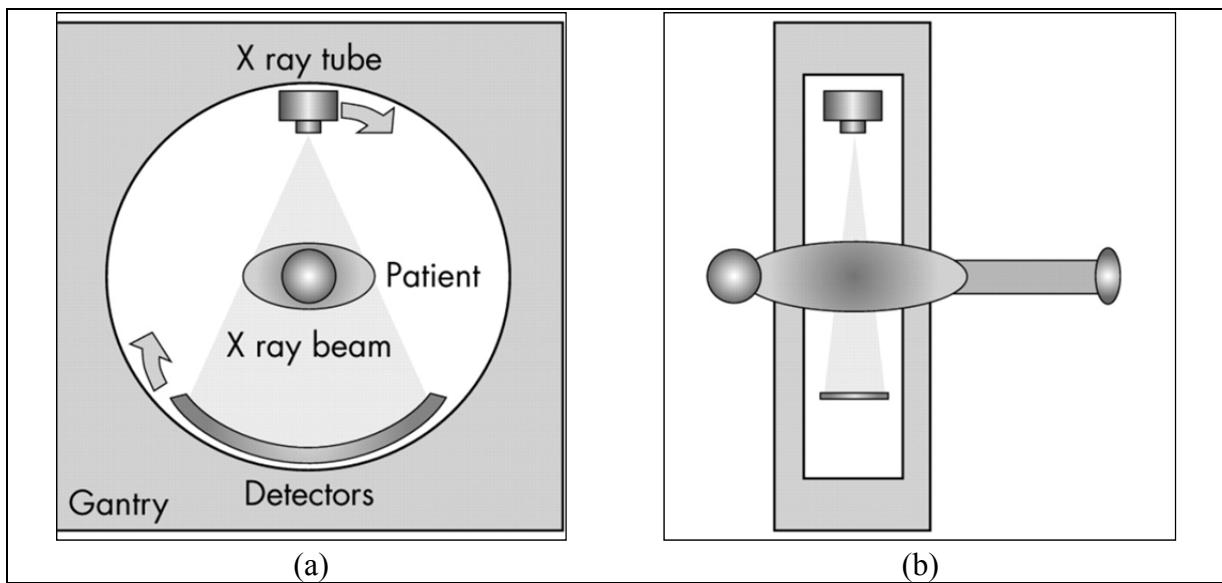


Figure 1.16 Principe d'acquisition de coupe axiale pour La TDM.

(a) Vue axiale; (b) vue sagittale.

Tirée de Mollet, Cademartiri et Feyter (2005)

La tomodensitométrie met en évidence plusieurs anomalies difficiles à détecter avec la radiographie standard, car avec la tomodensitométrie nous n'avons pas la superposition des différents organes sur une même image.

1.4.3 Imagerie par résonance magnétique

L'IRM est une technique d'imagerie médicale puissante permettant d'obtenir des images numériques tridimensionnelles (3D) et bidimensionnelles (2D) avec une grande précision anatomique de façon non-invasive et sans aucun effet secondaire connu. Elle est très utilisée dans le domaine médical, cependant, son coût est très élevé.

Le principe de cette technique d'imagerie médicale est basé sur le phénomène de la résonance magnétique nucléaire des protons de l'eau contenus dans le corps humain, c'est à dire observer la résonance magnétique du noyau de la molécule d'hydrogène H^+ exposés à un champ magnétique extérieur lors d'une excitation électromagnétique. Avec l'IRM, nous pouvons observer les tissus mous avec des contrastes plus élevés par rapport à la

radiographie standard. Cependant, elle n'a pas une grande utilité pour l'étude de système squelettique dur et pauvre en eau. Tous les os apparaissent transparents sur les images IRM (voir Figure 1.17).

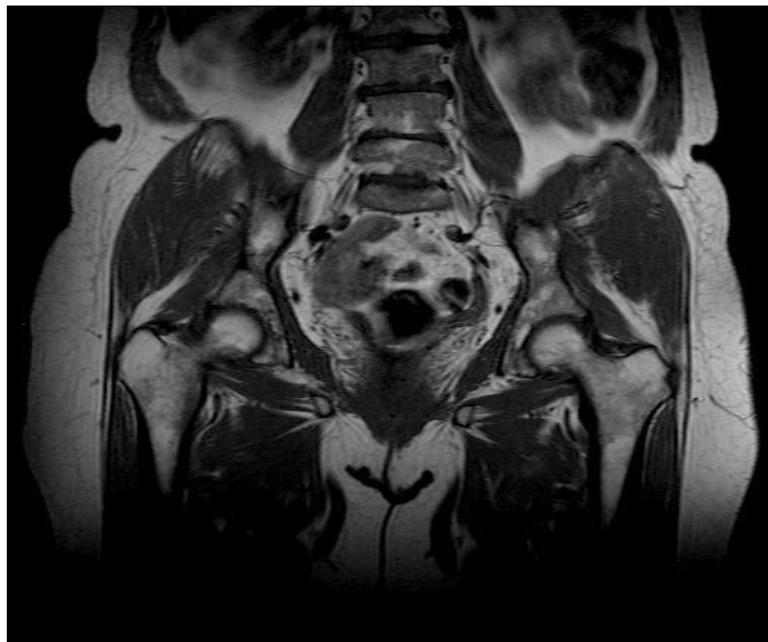


Figure 1.17 Image IRM de la hanche.
Tirée de Bou Gebrael et Béranger (2002)

1.4.4 L'image médicale numérique

Une image numérique en 2D est constituée d'un ensemble de points élémentaires appelés pixels « pixel est une abréviation de l'expression anglaise *picture element* ». En général, les pixels sont de taille identique et sont arrangés en lignes et colonnes sous forme d'une matrice mathématique. L'image est donc sous un format approprié pour être traité par ordinateur. Chaque pixel est repéré par un couple (i, j) où i est le numéro de la ligne et j est le numéro de la colonne auxquelles il appartient. L'image numérique est alors considérée comme une série d'éléments qui peuvent être désignés par I_{ij} . La valeur numérique de chaque pixel de l'image représente la valeur du niveau de gris qui exprime la mesure d'une grandeur physique ou chimique. Le niveau de gris est codé sur m bits, dans une image nous avons 2^m niveaux de

gris avec le 0 signifie le noir, et $(2^m - 1)$ signifie le blanc, si m est égal à 1 nous avons donc une image binaire.

Dans le cas de l'image numérique à trois dimensions, le point élémentaire est appelé voxel «*volume element*», il a la forme d'un cube représentant une unité du volume de l'image 3D (Figure 1.18), ce dernier est associé avec une position (i, j, k) dans la grille 3D qui représente sa ligne, sa colonne et sa profondeur.

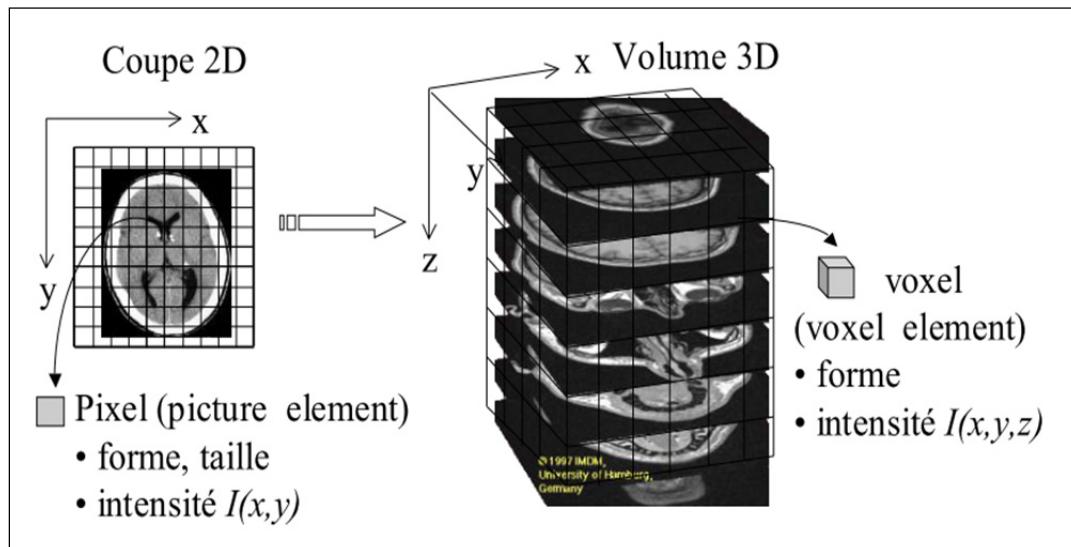


Figure 1.18 Images médicales numérique en 2D et en 3D.
Tirée de Wilke et al. (2003)

1.5 Conclusion

À travers ce chapitre, nous avons survolé l'anatomie de la structure osseuse de la hanche, les maladies de la dégénérescence du cartilage et les modalités d'imagerie utilisées pour le diagnostic. Le lien entre ces domaines se résume dans le souhait des chirurgiens orthopédistes, de caractériser géométriquement les structures osseuses et cartilagineuses saines ou lésées des structures de l'articulation de la hanche; à partir des images brutes (à rayons X ou TDM). La caractérisation des structures lésées, aidera, à coup sûr, les chirurgiens à poser la bonne planification pour une éventuelle opération de remplacement de la hanche. La segmentation d'image répond à cet objectif, elle consiste à extraire les contours

des structures étudiées à partir des images médicales 2D ou 3D. Les résultats de la segmentation servent à créer des modèles 3D représentant ces structures. Ces modèles 3D sont ensuite utilisés pour faire une analyse quantitative fournissant une connaissance préopératoire de l'anatomie interne de ces structures en situation clinique (*in vivo*). Dans le chapitre suivant, nous aborderons une revue de littérature générale sur la segmentation des images.

CHAPITRE 2

ÉTAT DE L'ART SUR LA SEGMENTATION DES IMAGES

2.1 Introduction

Dans le domaine de la segmentation des images, il existe trois approches : la segmentation manuelle, la segmentation semi-automatique et la segmentation automatique. Chaque approche possède des avantages et des inconvénients.

La segmentation manuelle des images par des experts (les cliniciens) est considérée comme l'approche la plus précise mais la moins robuste à cause de la variabilité intra-utilisateur et la variabilité inter-utilisateur due à l'expertise et la fatigue qui peuvent influencer le résultat de la segmentation, en outre cette méthode prend beaucoup de temps. La segmentation semi-automatique nécessite l'interaction de l'utilisateur qui doit fournir une quantité d'information pour faciliter la segmentation et finalement la segmentation automatique qui ne nécessite aucune intervention de l'utilisateur, cependant il est difficile d'obtenir des résultats précis.

Dans ce chapitre nous proposons un état de l'art sur les méthodes de segmentation les plus utilisées dans le domaine du traitement des images médicales; et nous focalisons sur quelques approches de segmentation des structures anatomiques adjacentes telles que les membres inférieurs

2.2 Méthodes générales de segmentation des images médicales

Parmi les méthodes de segmentation des images médicales, nous pouvons citer celles qui sont les plus utilisées telles que la méthode de seuillage, extraction de contours, segmentation de régions, les graphes et la méthode basée sur les modèles déformables (Rogowska, 2000) :

2.2.1 Seuillage

L'approche du seuillage (Sezgin, 2004) est considérée comme l'approche de base de la segmentation des images. C'est une approche de binarisation qui sépare les structures de l'image en deux classes. Étant donné une image I , l'approche du seuillage consiste à trouver un seuil μ tel que les pixels ayant une intensité plus grande ou égale à μ sont considérés appartenir à une classe 1 et le reste des pixels à une classe 2. Cette approche nécessite que la distribution de l'intensité de l'image soit une distribution bimodale (Sezgin, 2004). Mathématiquement le seuillage est la transformation de l'image I en une image binaire G .

$$\begin{cases} G(i,j) = 1 & \text{si } I(i,j) \geq \mu \\ G(i,j) = 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (2.1)$$

La Figure 2.1 montre un exemple de l'application de l'algorithme du seuillage sur une image bimodale simple.

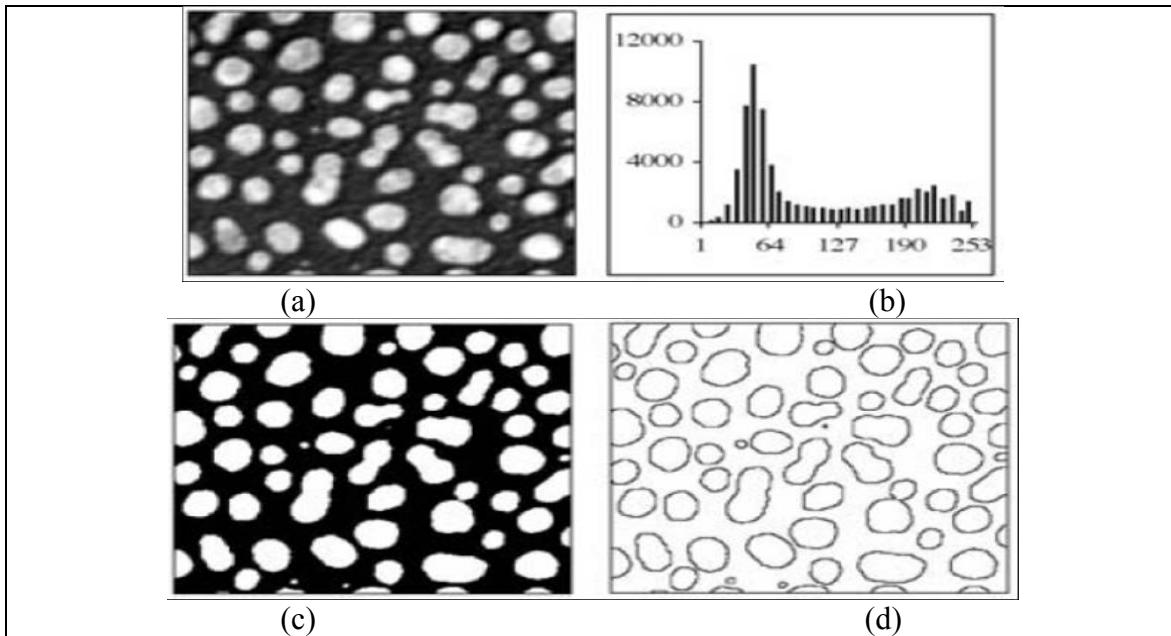


Figure 2.1 Seuillage sur une image avec une distribution d'intensité bimodale. (a) Image d'entrée (I_{\max}, I_{\min}) = (253, 9); (b) histogramme des intensités de l'image en (a); (c) segmentation par seuillage avec $\mu = 127$; et (d) contours par un filtre Laplacian (3×3) sur l'image en (c).

Tirée de Rogowska (2000)

Les images médicales, d'une façon générale, n'ont pas une distribution d'intensité bimodale comme l'exemple montré sur l'image de la Figure 2.2. Dans ce cas, l'algorithme ne peut pas segmenter l'image correctement, la variation d'intensité sur la même région influence grandement la performance de l'algorithme.

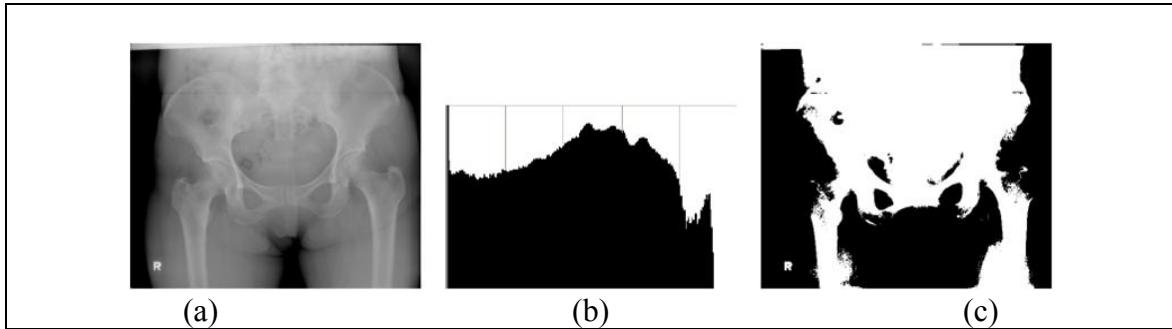


Figure 2.2 Segmentation d'une image à rayons X avec une distribution d'intensité multi-mode. (a) Image d'entrée radiographique à rayons X, $(I_{\max}, I_{\min}) = (245,3)$; (b) histogramme de l'image en (a); et (c) résultat de la segmentation avec $\mu = 127$.

Tirée de Ding (2006)

Une approche a été proposée pour pallier à cette problématique appelée seuillage adaptatif (Gonzalez, 2001). Cette approche consiste à diviser l'image en plusieurs blocs en déterminant un seuil pour chaque bloc. Cependant, définir les blocs sur l'image ainsi que le seuil correspondant n'est pas une tâche facile. La Figure 2.3 montre un exemple d'application de l'approche par seuillage adaptatif.

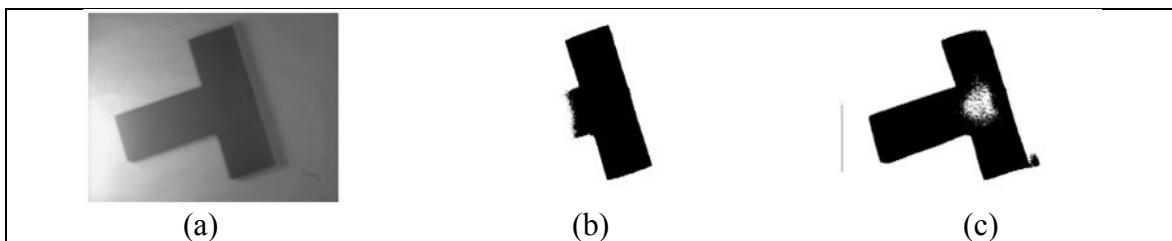


Figure 2.3 Seuillage adaptatif. (a) Image d'entrée de taille $[300,300]$ avec $(I_{\max}, I_{\min}) = (254,2)$; (b) image segmentée avec seuillage global avec $\mu = 120$ (c) image segmentée avec seuillage adaptatif, taille de blocs 75×75 .

Tirée de Ding (2006)

Généralement, l'algorithme du seuillage ne prend pas en considération la relation entre les pixels, en outre il est très sensible au bruit. L'utilisation de l'algorithme du seuillage seul est rarement considéré dans la segmentation d'images médicales, mais il est souvent utilisé comme une étape dans le processus de segmentation.

2.2.2 Détection de contours

Les algorithmes de segmentation de détection de contours «*The edge-based*» utilisent les détecteurs des arêtes qui localisent les changements dans la fonction d'intensité. Le détecteur des contours de Sobel (Gonzalez, 2001) est souvent utilisé comme un simple détecteur des arêtes horizontales et verticales en utilisant deux noyaux de taille 3×3 pour calculer la première dérivée (gradient) selon les directions x et y de l'image 2D. D'autres opérateurs sont utilisés pour estimer la première dérivée tels que l'opérateur Roberts et Prewitt (Gonzalez, 2001). L'opérateur Laplacien estime la seconde dérivée de l'image (Gonzalez, 2001). Le Laplacien ne peut pas être appliqué directement sur l'image car il est très sensible au bruit (la dérivation seconde amplifie le bruit), mais il est souvent combiné avec un noyau de lissage Gaussien, ce qui donne le Laplacien de Gaussienne, en anglais «*Laplacian Of Gaussian*» en abrégé *LOG* (Bomans, 1990).

Il faut noter que le modèle 3D de Laplacien de Gaussienne (3D *LOG*) a été utilisé pour segmenter les structures du cerveau sur les images IRM (Bomans, 1990). Dans (Goshtasby, 1995), les auteurs ont utilisé l'opérateur *LOG* pour extraire le contour ventriculaire endocardique «*ventricular endocardial*» sur les images cardiaques IRM.

Des méthodes plus avancées ont été proposées dans la littérature. L'opérateur de Canny (Canny, 1986) est considéré comme un opérateur optimal pour la détection des contours corrompus par le bruit; son optimalité est reliée à trois critères :

- **Bonne détection** : détecter un maximum de contours.
- **Bonne localisation** : le contour détecté doit être le plus proche possible du vrai contour.
- **Réponse unique** : minimiser le nombre de contours détectés plusieurs fois dans le cas où il y a deux réponses pour un seul contour, une réponse est alors considérée comme une fausse réponse. Ce critère consiste à résoudre le problème des contours corrompus par le bruit.

L'approche de Canny utilise deux seuils, le seuil plafond «*higher threshold*» μ_1 est utilisé pour détecter les contours, et le seuil plancher «*low threshold*» μ_2 est utilisé pour connecter les contours détectés.

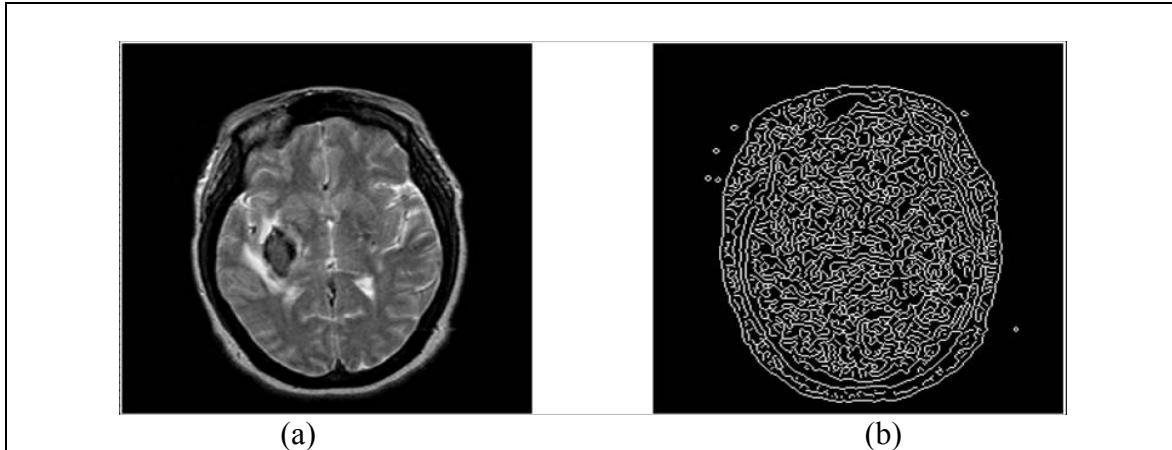


Figure 2.4 Segmentation par l'opérateur de Canny. (a) Image d'entrée; (b) les contours détectés.

Tirée de Canny (1986)

Les algorithmes de segmentation des contours sont très sensibles au bruit et ils détectent souvent des contours qui ne correspondent pas aux limites réelles de l'objet et les vrais contours détectés ne sont généralement pas continus. Un processus additionnel est nécessaire pour pallier à ce problème de discontinuité afin d'obtenir des régions bien séparées ou des contours fermés.

2.2.3 Détection des régions

Les approches qui appartiennent à la famille de détection des régions construisent directement la région à segmenter au lieu d'aller chercher le contour de cette dernière. Parmi ces approches nous pouvons citer les plus connues qui sont : La croissance de régions «*The region growing*» et Ligne de Partage des Eaux (LPE) «*Watershed*».

2.2.3.1 Croissance de régions

La première étape dans l'algorithme de croissance de régions est de sélectionner des points initiaux comme de points de référence «*seed points*»; la sélection des ces derniers se fait manuellement en se basant sur les caractéristiques de l'objet à segmenter. La croissance de la région commence à partir de ces points (Adams, 1994) : les auteurs ont utilisé une méthode automatique pour sélectionner les points de référence et ils ont appliqué l'algorithme carré de convergence «*converging square*» qui divise, d'une manière itérative, l'image carrée ($n \times n$) en quatre subdivisions carrées ($n-1 \times n-1$); ensuite, l'algorithme choisit celle qui a une densité d'intensité maximale de la région recherchée. Le processus se répète jusqu'à obtenir un seul point. Dans les algorithmes de croissance des régions, les régions grandissent par l'incorporation des pixels les plus similaires suivant des critères donnés. Le choix des critères d'homogénéité est crucial pour avoir de bons résultats avec ces algorithmes.

Le critère d'homogénéité proposé par (Adams, 1994) est la différence entre l'intensité du pixel et l'intensité moyenne de la région en évolution. Pohle (2001) a utilisé un algorithme de croissance des régions adaptatif qui utilise un processus d'apprentissage d'homogénéité au lieu d'utiliser un critère fixe.

Les algorithmes de croissance des régions sont relativement rapides, cependant, ils sont très sensibles au bruit et à la variation d'intensité dans le même objet (une région inhomogène) et il peut introduire des trous dans l'objet ou ce qu'on appelle la sur-segmentation «*over-segmentation*». La Figure 2.5 montre un exemple d'une segmentation par l'algorithme de croissance de régions.

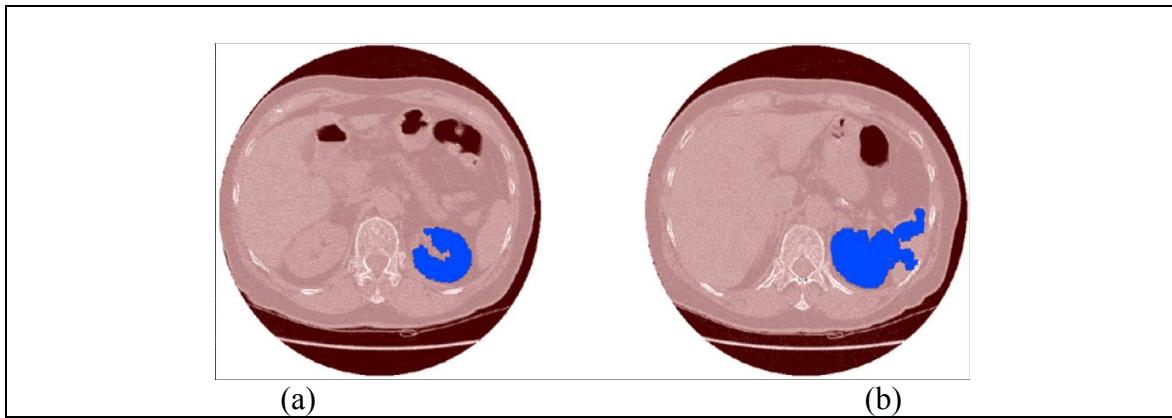


Figure 2.5 Segmentation d'un rein dans une image TDM par l'algorithme de croissance des régions. (a) Segmentation relativement bonne; et (b) segmentation médiocre ou quelques régions voisines sont incorporées d'une manière incorrecte.

Tirée de Ding (2006)

2.2.3.2 Ligne de partage des eaux

L'algorithme LPE «*Watershed*» (Beucher, 1979) est une autre approche de la famille de segmentation des régions très connue dans la littérature; cette approche issue de la morphologie mathématique qui considère une image de niveaux de gris comme un relief (surface) topographique contenant des monts, des plateaux et des vallées où le niveau de gris correspondant à chaque pixel est interprété comme étant son altitude dans le relief (voir Figure 2.6). La transformation morphologique par l'algorithme LPE a pour but de diviser la surface topographique inondée en différents bassins séparés par des LPEs (Roerdink, 2001). Généralement, nous appliquons la transformation LPE sur la carte du gradient de l'image et les LPEs sont localisées avec les points qui représentent les plus grandes valeurs du gradient (Roerdink, 2001).

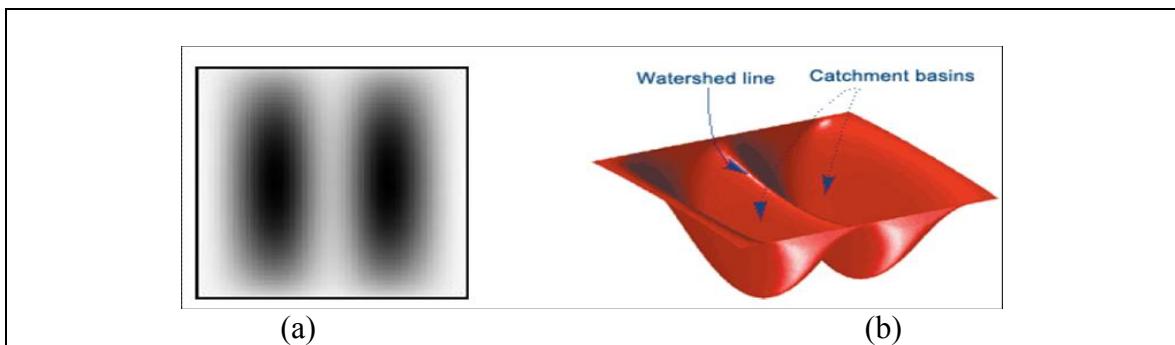


Figure 2.6 La topographie nécessaire à l'application de l'algorithme LPE. (a) Région sous forme de niveaux de gris; et (b) la topographie de l'image en (a).
Tirée de Roerdink (2001)

Tel que présenté à la Figure 2.7, l'inconvénient majeur de l'algorithme LPE est la sur-segmentation causée par la présence du bruit. L'hétérogénéité de la structure de l'image peut aussi causer la sur-segmentation : chaque minimum local indépendamment de la taille de la région peut former son propre bassin; en outre, l'algorithme LPE n'est pas adapté pour la détection des structures fines et les structures avec un rapport signal/bruit faible (Grau, 2004).

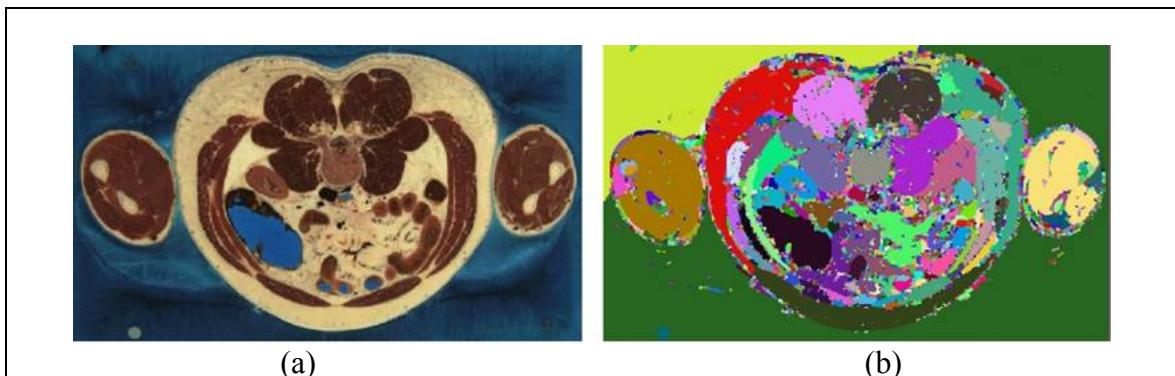


Figure 2.7 Exemple de segmentation d'image avec l'algorithme LPE, la sur-segmentation est clairement visible. (a) Image d'entrée; et (b) le résultat de segmentation par le LPE.
Tirée de Grau (2004)

Pour améliorer les performances de l'algorithme LPE, nous suggérons l'utilisation des opérateurs morphologiques pour réduire la sur-segmentation (Najman, 1996). Grau *et al.* (2004) ont, de leur part, introduit l'information *a priori* sur les structures à segmenter dans leur algorithme. Wegner *et al.* (1996) ont proposé d'effectuer une deuxième transformation LPE de l'image obtenue par la première transformation pour réduire la sur-segmentation.

2.2.4 Segmentation par les graphes

L'idée principale de cette approche est la construction du graphe G en fonction d'un ensemble de nœuds V et un ensemble d'arcs E , communément connu sous la forme mathématique $G(V, E)$. Un nœud $v \in V$ correspond aux pixels de l'image et l'arc $(v_i, v_j) \in E$ connecte les nœuds v_i et v_j selon une certaine propriété de voisinage; chaque arc $(v_i, v_j) \in E$ a un certain coût (ou poids) qui représente une certaine mesure si les pixels correspondants appartiennent à l'objet d'intérêt ou non.

Dépendamment de l'application, le graphe peut être orienté ou non orienté. Par définition, un graphe est dit orienté si les arcs (v_i, v_j) et (v_j, v_i) ne sont pas égaux, c'est-à-dire, ils n'ont pas le même coût contrairement à un graphe non orienté où les deux arcs sont égaux. Le graphe $G(V, E)$ peut être partitionné en deux ensembles disjoints A et B avec $A \cup B = V$ et $A \cap B = \emptyset$ en détectant les arêtes entre eux. La segmentation d'images avec l'algorithme de graphe «graph-based» est équivalente à minimiser une fonction d'énergie de type $E(f)$, avec f est l'image à segmenter (Milan, 2008). Afin de minimiser la fonction $E(f)$, une classe spéciale des graphes orientés est utilisée, l'ensemble des nœuds contient deux nœuds terminaux «*terminal nodes*» appelés la source “*s*” et le puits “*t*” qui représentent les étiquettes de l'objet à segmenter et l'étiquettes de fond de l'image. Nous pouvons déterminer les terminaux après avoir sélectionné manuellement ou automatiquement un ou plusieurs points afin d'identifier l'objet et le fond de l'image. Ces derniers sont appelés les points de référence «*seed points*». Les arcs dans le graphe sont classés en deux catégories : «*n-links*» et «*t-links*». Les arcs *n-links* relient chaque paire des pixels voisins et les arcs *t-links* connectent les nœuds avec les terminaux. Une coupe (*s-t cut*) dans le graphe G_{st} est l'ensemble des arcs qui partitionnent les

nœuds de graphe en deux sous-ensembles disjoints S et T tel que $s \in S$ et $t \in T$; le coût de la coupe est la somme des coûts des arcs dans cette dernière; afin de partitionner les nœuds de graphe d'une manière optimale il faut trouver la coupe (s - t cut) qui a le coût minimal. La Figure 2.8 montre un exemple de segmentation par l'algorithme du «graph cuts» (Sonka, Hlavac et Boyle, 2008).

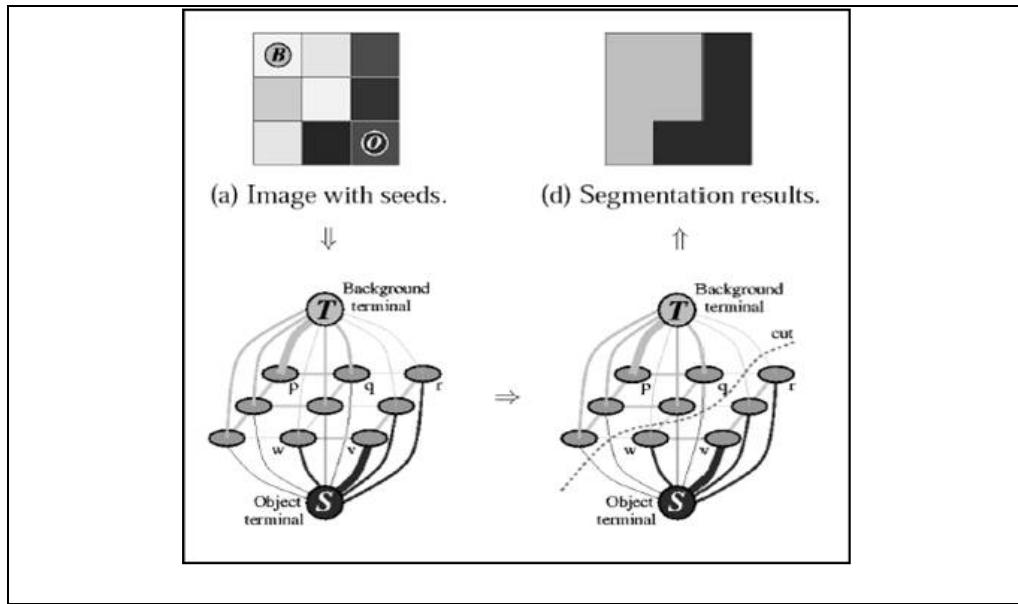


Figure 2.8 Exemple de segmentation d'image 2D (3×3) avec l'algorithme «graphe cut». Le coût de chaque arc est modélisé par son épaisseur.
Tirée de Sonka, Hlavac et Boyle (2008)

Boykov (2001) a utilisé l'algorithme du «graph cuts» pour la segmentation interactive des os dans les images abdominales TDM (voir Figure 2.9). La segmentation est initialisée manuellement avec quelques points dans l'objet et le fond de l'image pour fournir l'information sur la région à segmenter tel que la distribution de l'intensité de l'objet et le fond de l'image. Cette information a été intégrée dans la fonction du coût proposé de l'algorithme «graph cuts». La segmentation est réalisée avec la minimisation de la fonction du coût.

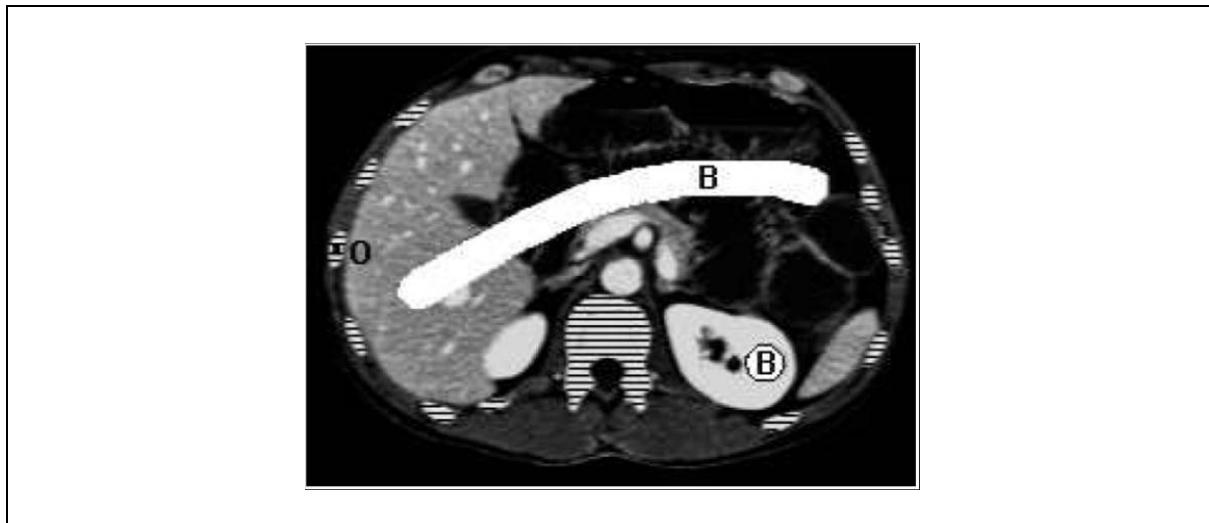


Figure 2.9 Segmentation de l'os dans une image TDM en utilisant un algorithme interactif «graph cuts». Les régions marquées par O et B sont manuellement initialisées et indiquent l'objet et le fond de l'image respectivement. Les segments de l'os sont marqués avec des lignes horizontales.

Tirée de Boykov (2001)

Les algorithmes de graphes tentent de trouver la solution optimale globale qui implique logiquement un temps de calcul très long. La sur-segmentation est un autre problème car ils utilisent généralement l'intensité et les arêtes comme une information sur la région à segmenter qui sont parfois corrompues par le bruit.

2.2.5 Méthodes basées sur les modèles déformables

Un modèle déformable est une structure dynamique qui change sa forme afin d'épouser la forme de l'objet à segmenter. Voici les méthodes qui utilisent un modèle déformable pour la segmentation des images médicales :

2.2.5.1 Contours actifs “Snakes”

Cette méthode a été introduite par Kass (1987), il s'agit d'un modèle élastique formé d'une série de points mobiles qui constituent une Spline contrôlée qui peut être déformée afin d'épouser n'importe quelle forme 2D sous l'influence de deux forces; force interne et force externe. Cette méthode est la minimisation d'une énergie totale le long de la courbe considérée comme la somme de deux énergies interne et externe :

$$\min \left[E_{Tot}(f) = E_{Interne}(f) + E_{Externe}(f) \right] \quad (2.2)$$

f est l'image à segmenter.

L'énergie interne: Sert à maintenir une certaine topologie cohérente du contour en empêchant la déformation de s'écartez de la forme de l'objet à segmenter tout en limitant l'influence des effets externes sur la déformation.

L'énergie externe: Cette énergie provient des caractéristiques de l'image. Cette force permet le bon fonctionnement de l'algorithme de segmentation, c'est la force qui tire le contour vers la position désirée dans l'image. La Figure 2.10 montre un exemple de segmentation avec un contour actif.

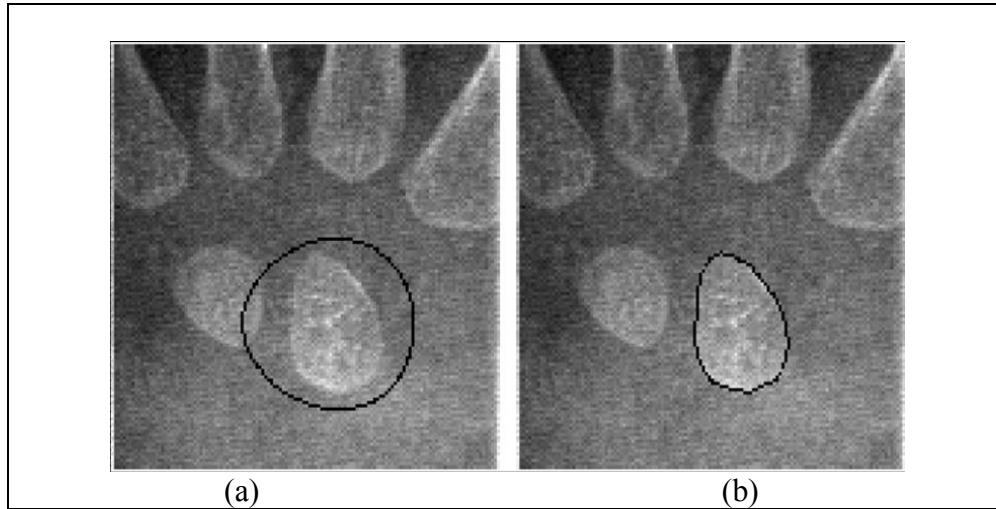


Figure 2.10 Exemple de segmentation avec un contour actif. (a)
La courbe initiale; et (b) le résultat de la segmentation.
Tirée de Bertalmio (2000)

D'une façon générale, la force de l'image qui est la force externe est basée sur l'intensité du gradient qui existe dans la région proche de la partie convexe du contour de l'objet d'intérêt, les parties du contour actif qui tombent dans les régions avec une force externe très faible (faible intensité du gradient) telles que les régions concaves ne peuvent pas être tirées vers le contour de l'objet d'intérêt. Un contour actif basé sur le «*Gradiant Vector Flow*», en abrégé GVF est une autre formulation de l'énergie externe qui peut produire un champ de force qui permet de pallier le problème de convergence du contour actif vers le contour de l'objet d'intérêt (Prince, 1998) [voir Figures 2.11 & 2.12].

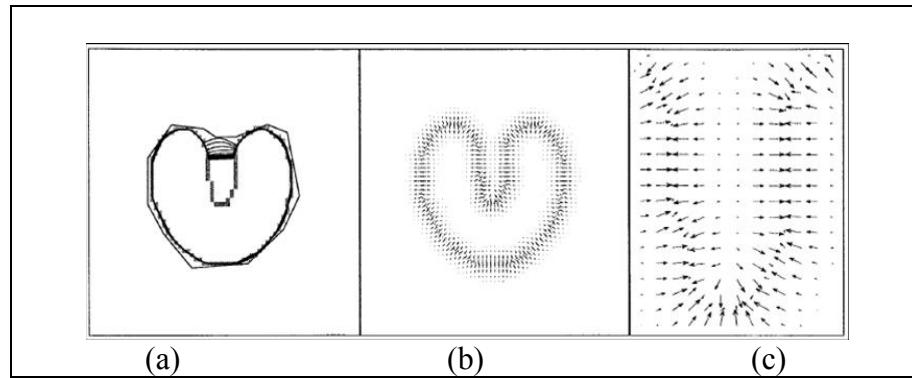


Figure 2.11 Segmentation avec un contour actif. (a) convergence du contour actif; (b) la force traditionnelle basée sur l'amplitude du gradient; et (c) la force existante dans la région concave.

Tirée de Prince (1998)

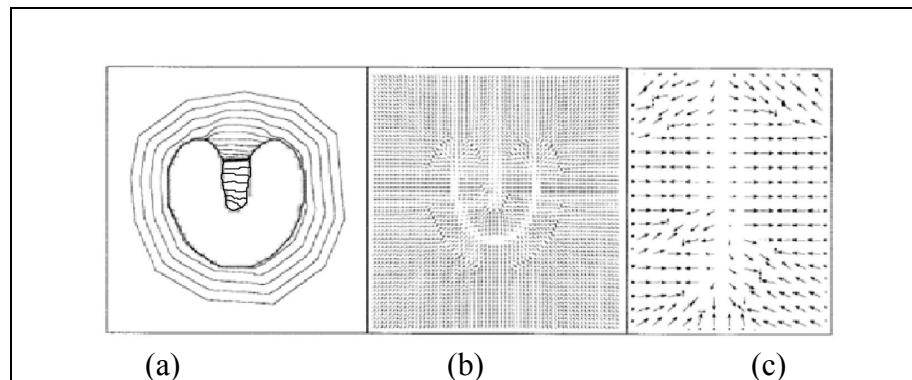


Figure 2.12 Segmentation avec un contour actif. (a) convergence du contour actif; (b) la force GVF; et (c) la force GVF existante dans la région concave.

Tirée de Prince (1998)

L'approche des contours actifs basée sur la force externe GVF est moins sensible à la configuration initiale du contour en comparaison avec la méthode traditionnelle basée sur l'intensité du gradient, cependant cette méthode nécessite toujours une bonne initialisation, en outre le contour peut être tiré vers des régions indésirables sous l'influence du bruit.

2.2.5.2 Courbes de niveaux “*Level-set*”

Un modèle déformable basé sur la méthode des contours actifs n'est pas adapté pour gérer le changement de topologie de la courbe en évolution. Les contours actifs ne peuvent pas

délimiter la courbe qui se divise en deux ou trois courbes, ou inversement, la courbe formée par la fusion de plusieurs courbes. Dans l'exemple de la Figure 2.13, l'algorithme qui représente le contour par les points connectés a besoin d'éliminer les points qui sont à l'intérieur des deux contours fusionnés, ce qui peut être très couteux en termes de temps de calcul, en particulier pour le cas 3D.

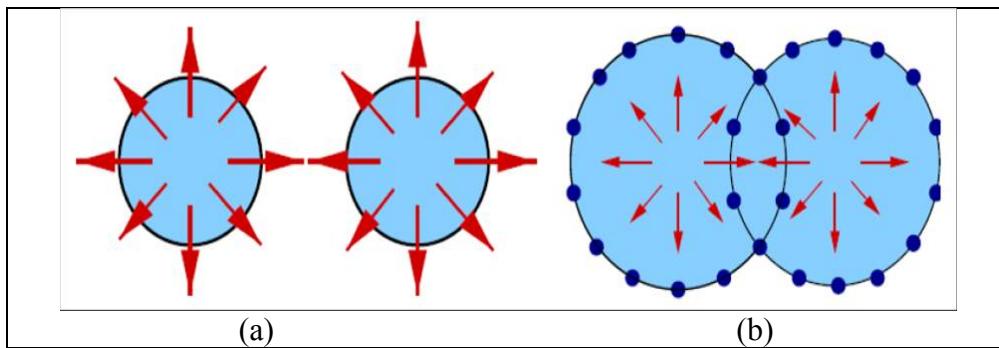


Figure 2.13 La Fusion des contours. (a) Deux contours en évolution séparés initialement; et (b) deux contours fusionnés.
Tirée de Sethian (1997)

Les courbes de niveaux peuvent gérer le changement de topologie en englobant le contour dans une surface de dimension supérieure appelée la fonction «level set» (Sethian, 1999). Le contour est exactement l'intersection entre la fonction «level set» et le plan x - y (le niveau zéro de la fonction «level set», i.e. plan $z=0$); pour détecter par exemple un contour 2D, la configuration initiale de la fonction «level set» $z = \Phi(x, y, t=0)$ est représentée comme une surface 3D, le contour initial étant le niveau zéro de la fonction, i.e. $\Phi(x, y, t=0)=0$.

L'évolution du contour dans l'approche courbe de niveau est contrôlée par une force \mathbf{F} qui dépend de plusieurs facteurs: par exemple l'information géométrique locale et les propriétés générales du contour comme sa courbure et l'information existante dans l'image comme le niveau de gris.

La fonction courbe de niveau doit représenter tout les cas possibles de l'évolution du contour ce qui est très difficile à réaliser. Pour surmonter ce problème, il est conseillé d'évoluer le

niveau zéro de cette fonction en le calculant d'une manière itérative sous le contrôle de la force \mathbf{F} au lieu de créer directement la fonction courbe de niveau. L'algorithme itératif nécessite la mise à jour de la fonction courbe de niveau uniquement dans une bande étroite autour du contour courant, ce qui mène à la méthode de la bande de voisinage «narrow band» (Sethian, 1999) : si le contour se propage seulement vers une seule direction c'est la méthode «fast marching» (Sethian, 1999).

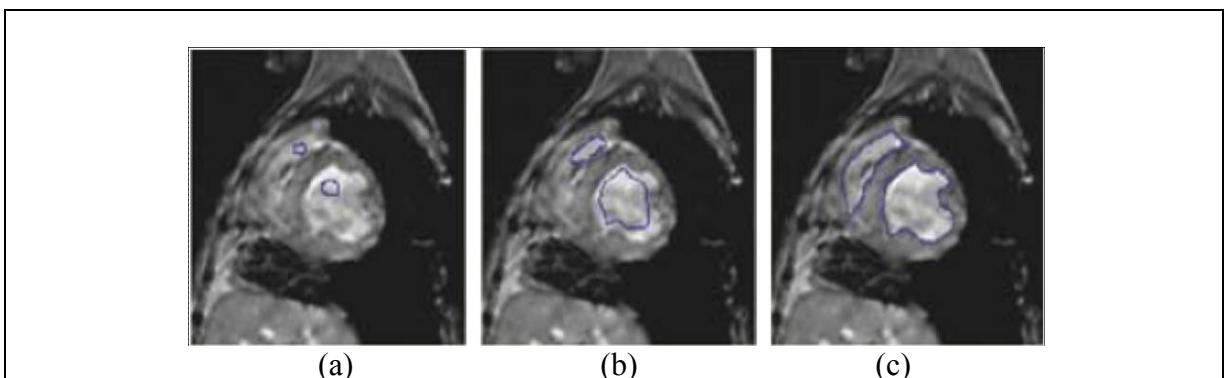


Figure 2.14 Segmentation avec la méthode courbe de niveau d'une image TDM du cœur (a) le contour initial; (b) l'évolution du contour; et (c) le contour final.
Tirée de Yang (2004)

L'avantage principal de la méthode de courbe de niveau est la capacité de gérer l'évolution des courbes qui changent leur topologie, cependant, avec cette dernière nous ne pouvons pas maintenir l'information sur la forme, en outre, cette méthode est sensible au bruit (Yang, 2004).

2.2.6 Modèle de forme et d'apparence active “*Active shape and appearance model*”

Plusieurs organes ou autres structures peuvent être représentés par un modèle statistique de forme moyenne, construit à partir d'une base de données contenant de nombreux exemples de la forme de l'organe étudié, en utilisant une analyse statistique: «*Active Shape Model*» ASM (Cootes, 1994) et «*Active Appearance Model*» AAM (Cootes, 1998). Les ASM et AAM sont des modèles statistiques de représentation de forme largement utilisés dans le domaine de la segmentation d'images médicales. Ces techniques permettent de générer un prototype, soit

une forme moyenne dotée de modes de variation (ou de déformation) combinables à partir d'un ensemble de modèles d'apprentissage des instances de la forme étudiée. Afin de créer ce prototype et ses modes de déformation, les auteurs utilisent l'analyse en composante principale (ACP). Le modèle AAM incorpore non seulement l'information sur la forme de l'objet mais aussi l'information sur les niveaux de gris (Cootes, 1998). La Figure 2.15 montre un exemple de segmentation du cartilage au niveau du genou, entre le fémur et le tibia, sur une image IRM, obtenue par un modèle statistique de type ASM.

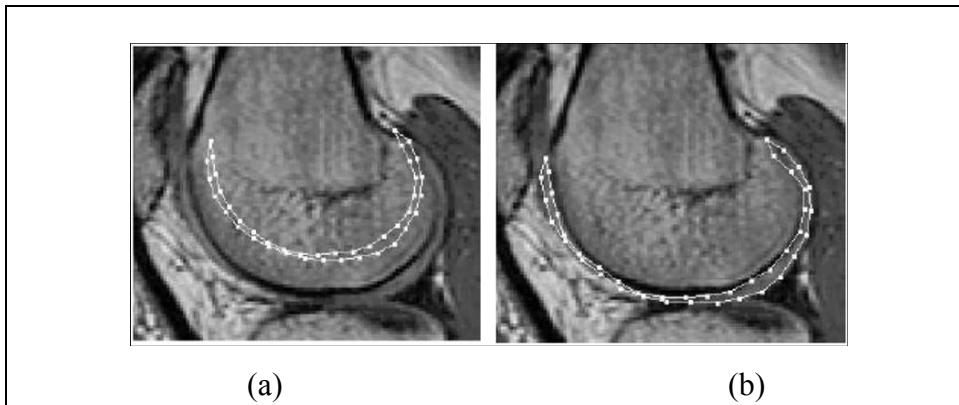


Figure 2.15 La segmentation du cartilage avec un modèle statistique ASM. (a) Contour initial; et (b) résultat final de la segmentation.
Tirée de Cootes (2004).

L'avantage principal de la segmentation avec les modèles statistiques ASM et AAM est que la déformation de la forme de l'objet s'effectue d'une manière plus contrôlable en comparaison avec les contours actifs et les courbes de niveau. Cependant cette technique nécessite beaucoup d'échantillons qui présentent une certaine cohérence statistique, afin de créer le modèle moyen et son mode de déformation. En outre la segmentation basée sur les ASM et les AAM, en général ne converge pas d'une façon précise vers la structure recherchée dans l'image d'entrée.

2.2.7 Autre méthode de segmentation à base de modèle *a priori*

Dans le domaine de la segmentation des images médicales, l'utilisation des modèles *a priori* est couramment utilisée. Cette technique donne une information *a priori* sur la structure à

segmenter, en outre, elle rétrécit la région à explorer ce qui réduit le temps de calcul. Dans le travail de Chav *et al.* (2009), les auteurs ont développé une méthode basée sur un modèle *a priori* pour segmenter la tête fémorale sur les images à rayons -X 2D provenant du système de radiographie EOS¹. La méthode est composée principalement des trois étapes suivantes:

- i. Positionnement du modèle *a priori* dans l'image radiographique comme une pré-segmentation. Le modèle doit être le plus proche possible du contour réel de la tête fémorale; cette étape nécessite l'interaction de l'utilisateur. Le mode de déformation du modèle est basé sur la technique (*moving least squares*) en abrégé MLS.
- ii. Transformation partielle de l'image en un sous-espace déployé en se basant sur la première étape; le résultat est une zone autour du contour réel mais cette fois, le contour est quasi-linéaire, orienté généralement le long d'une seule direction.
- iii. Extraction finale du contour dans le sous-espace redressé par l'approche «minimal-path» (Vincent, 1998). Cette approche est adaptée à l'extraction des contours quasi-linéaires dans les images 2D. La fonction du coût est basée sur la carte du gradient de l'image redressée obtenue par la deuxième étape. Un retour à l'espace original de l'image est effectué après la segmentation finale. La Figure 2.16 montre un exemple de la segmentation de la tête fémorale sur une image à rayons - X 2D.

La réorientation horizontale ou verticale du contour de l'objet à segmenter permet d'augmenter et d'améliorer l'efficacité de toutes les étapes de la segmentation. Cette méthode permet de réduire la zone à explorer lors de la segmentation d'abord pour faciliter la segmentation de contour qui sera propice à identifier par l'approche «minimal-path» et ensuite, de diminuer le temps de calcul.

¹ Images acquises par le système *EOS imaging* de la compagnie EOS

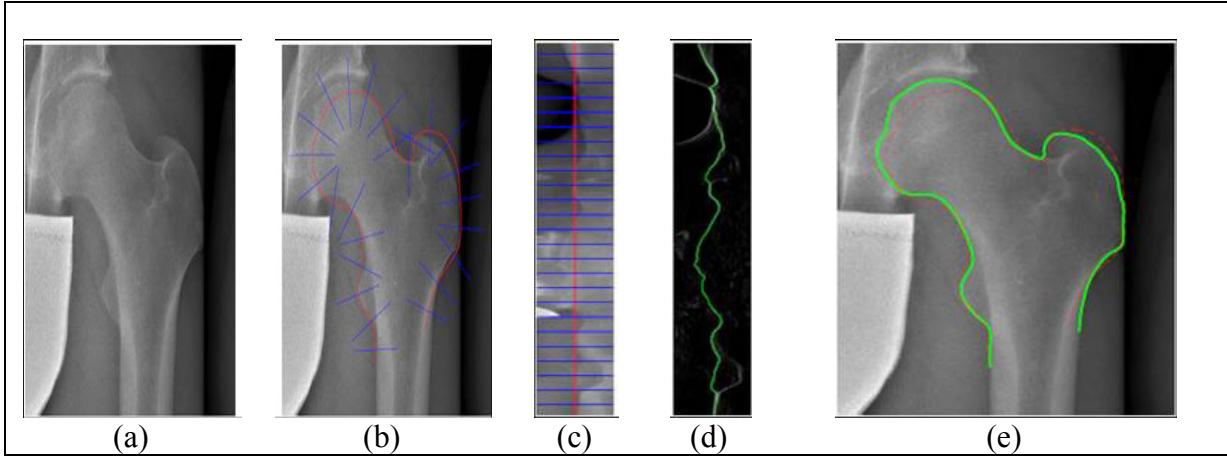


Figure 2.16 Segmentation de la tête fémorale en utilisant la technique de sous-espace redressé. (a) Image originale; (b) localisation de la zone autour du contour de l'objet d'intérêt avec un modèle a priori; (c) image redressée; (d) le résultat de la segmentation dans l'image redressée; et (e) la transformation spatiale inverse de l'image redressée vers l'espace original de l'image.

Tirée de Chav et al. (2009)

2.3 Segmentation de structures anatomiques adjacentes

Dans cette partie, nous abordons l'état de l'art concernant les méthodes de segmentation de structures anatomiques adjacentes et qui touchent de près notre problématique de recherche.

2.3.1 Travaux de Li et al. (2005)

Dans cette étude, Li et al. (2005) ont proposé une technique de segmentation automatique des surfaces adjacentes d'une façon simultanée sur les images volumétriques. La méthode utilise principalement la reconstruction du graph «graph-construction» en utilisant un maillage surfacique triangulaire «triangulated surface mesh». Un algorithme d'une coupe minimale «graph-cut» (Li, 2006) opère pour l'obtention d'une solution optimale. Cette étude a été motivée par le besoin de segmenter les couches du cartilage afin de séparer les surfaces de l'os et du cartilage de la cheville sur les images IRM 3D de haute résolution. La Figure 2.17 montre un exemple de deux coupes sur une image IRM 3D de la cheville.

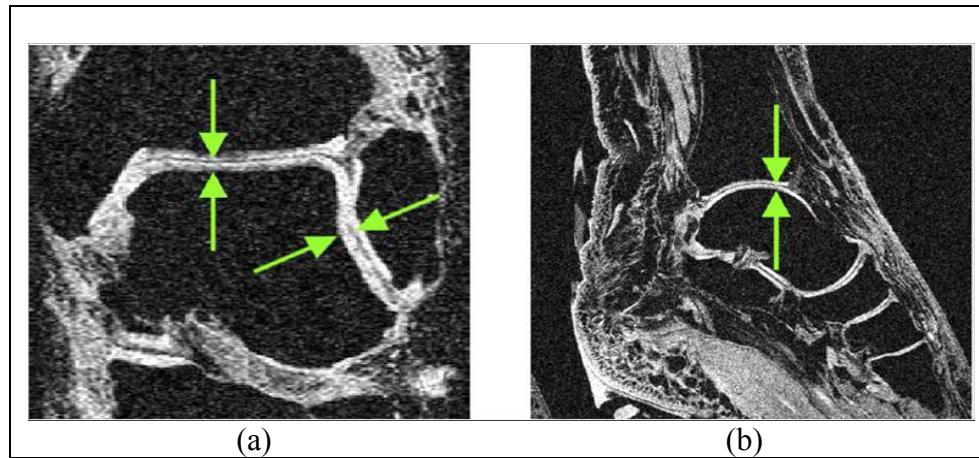


Figure 2.17 Le cartilage et l'os de la cheville. Deux coupes d'une image IRM 3D de haute résolution de la cheville
 (a) Vue coronaire; et (b) vue sagittale.
 Tirée de Li (2006)

La stratégie générale de cette méthode est de réaliser la segmentation finale en deux étapes :

- i. **Pré-segmentation de la surface de l'os :** Cette étape consiste à segmenter approximativement l'objet 3D (dans ce cas l'os); en utilisant un algorithme basé sur la méthode «*level-set*»; la surface implicite pré-segmentée résultante est alors convertie à un maillage surfacique triangulaire explicite au moyen de l'algorithme «*marching cubes*». L'algorithme «*marching cubes*» permet de créer un objet polygonal (maillage triangulaire) à partir d'un champ scalaire 3D Li (2006).
- ii. **La segmentation simultanée de la surface du cartilage et de l'os :** Le maillage obtenu dans la première étape est utilisé pour initialiser le graph autour de la surface de l'os pré-segmentée. Un algorithme de recherche dans le graph est utilisé pour obtenir la position précise de l'os et du cartilage. Cet algorithme est basé sur deux fonctions de coûts associées à l'os et au cartilage; c'est-à-dire que deux graphes sont construits autour de la surface pré-segmentée. Le premier est construit en fonction de l'intensité de niveau de gris de la région de l'os et le deuxième en fonction de l'intensité de niveau de gris de la région du cartilage. Après la reconstruction de ces derniers, les auteurs appliquent l'algorithme «*minimum s-t cut*» pour trouver les surfaces optimales tout en

tenant en considération des contraintes géométriques spécifiques afin de garder l'épaisseur du cartilage dans une certaine vraisemblance anatomique. La Figure 2.18 montre un exemple d'application pour segmenter le talus et la surface du cartilage.

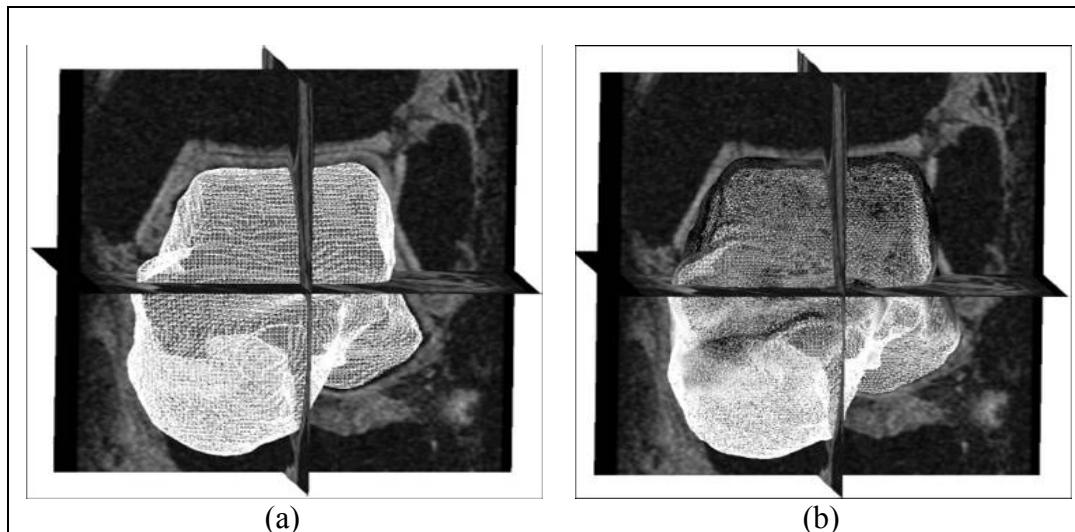


Figure 2.18 Pré-segmentation et segmentation simultanée des deux surfaces; la surface du cartilage est coudée par la couleur avec les nuances les plus foncées représentent le cartilage le plus épais. (a) La surface pré-segmentée du talus; et (b) la segmentation finale du talus et du cartilage.

Tirée de Li et al. (2005)

Il faut noter que lors de cette segmentation et séparation du cartilage et de l'os, les auteurs utilisent seulement les vecteurs normaux des sommets de la surface de l'os pour guider le déplacement des deux surfaces (Li *et al.*, 2005); aucune autre direction n'est privilégiée, ce qui limite sa performance.

2.3.2 Travaux de Kainmueller et al. (2008)

Dans ce travail, Kainmueller et al. (2008), les auteurs ont proposé une méthode de segmentation des surfaces adjacentes. Ils ont appliqué une méthode de segmentation simultanée des structures constituant la hanche (le cotyle et la partie proximale du fémur), et pour la segmentation simultanée des structures constituant l'articulation du genou (la partie distale de fémur et la partie proximale du tibia). La méthode a été appliquée sur des images

TDM avec une résolution de 5 mm entre coupes axiales successives. Un algorithme «*optimal graph searching*» basé sur un modèle déformable (*Statistical shape models SSM*) a été utilisé pour l'initialisation individuelle et interactive de chacune des structures de l'articulation. Par la suite la méthode nécessite la détermination d'une correspondance entre les sommets des deux régions adjacentes de l'articulation où le risque du chevauchement est probable; c'est-à-dire, il faut déterminer des segments (profils d'intensité) qui relient chaque point de la première région avec un point de la deuxième région (voir figure 2.19 (b)); et qui ne doivent pas être intersectés. Ces segments ont été utilisés par la suite pour la reconstruction d'un graphe autour de la surface (frontière) de chaque région. La reconstruction de chaque graphe est en fonction du niveau de gris de la structure recherchée, qui détermine les points de référence «*seed points*», qui sont utilisés pour l'identification de la surface de la région recherchée (voir section 2.2.4 Segmentation par les graphes). Après cette étape, les auteurs ont appliqué l'algorithme «*graph cut*» de Li (2006) pour chercher la coupe minimale dans les deux graphes afin de trouver les surfaces optimales. Cette recherche est guidée par les contraintes géométriques qui préservent le non chevauchement entre les deux surfaces et qui conservent la distance maximale et minimale entre les deux structures. La figure 2.19 montre un exemple d'application pour segmenter l'articulation de la hanche et du genou.

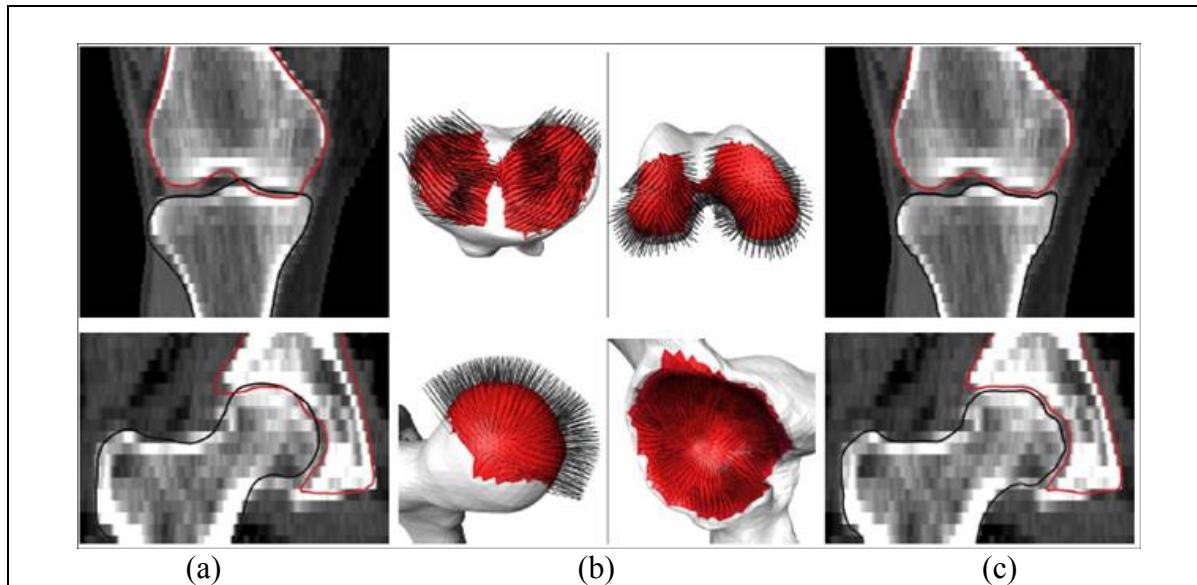


Figure 2.19 En haut, la segmentation simultanée de la partie distale de fémur et de la partie proximale du tibia. En bas, la segmentation simultanée de cotyle et la partie proximale du fémur. (a) L'initialisation des structures avec un modèle statistique; (b) détermination des segments qui relient chaque points de la première surface avec un point de la deuxième surface; et (c) l'optimisation avec l'algorithme «*graph cuts*» .

Tirée de Kainmuller et al. (2008)

2.3.3 Travaux de Costa et al. (2007)

Dans ce travail (Costa *et al.*, 2007), les auteurs ont développé une méthode de segmentation automatique des structures adjacentes en utilisant un modèle statistique déformable avec des contraintes de non-chevauchement pour segmenter la vessie et la prostate sur les images TDM. La méthode s'adapte à différents cas possibles de vessies sur les images TDM (une région homogène ou une région non homogène en termes de niveau de gris). Pour arriver à la segmentation finale, les auteurs ont construit un modèle déformable statistique de la prostate grâce à sa cohérence statistique dans les images de la base de données d'entraînement. Pour segmenter la vessie, les auteurs ont utilisé l'approche «*region growing*» qui est basée sur l'initialisation et la localisation de la zone la plus visible de la vessie avec une faible variation d'intensité comme des points de référence «*seed points*»; si la structure n'est pas homogène, nous pouvons la diviser en plusieurs régions et par la suite le résultat de la segmentation de ces dernières est alors raffiné afin d'obtenir une seule région. La contribution des auteurs

dans cette étude était d'intégrer des forces de répulsion entre les deux modèles (la prostate et la vessie), lors du processus de déformation. Les forces de répulsion sont en fonction de la carte de distance de chaque modèle et le gradient existant dans l'image. Ces forces interagissent seulement dans le cas d'un chevauchement entre les deux structures c'est-à-dire les deux modèles ne contiennent pas l'information *a priori* sur la structure adjacente; les forces sont seulement utilisées pour écarter les deux structures; lors de la déformation, la grande priorité est attribuée au modèle de la prostate.

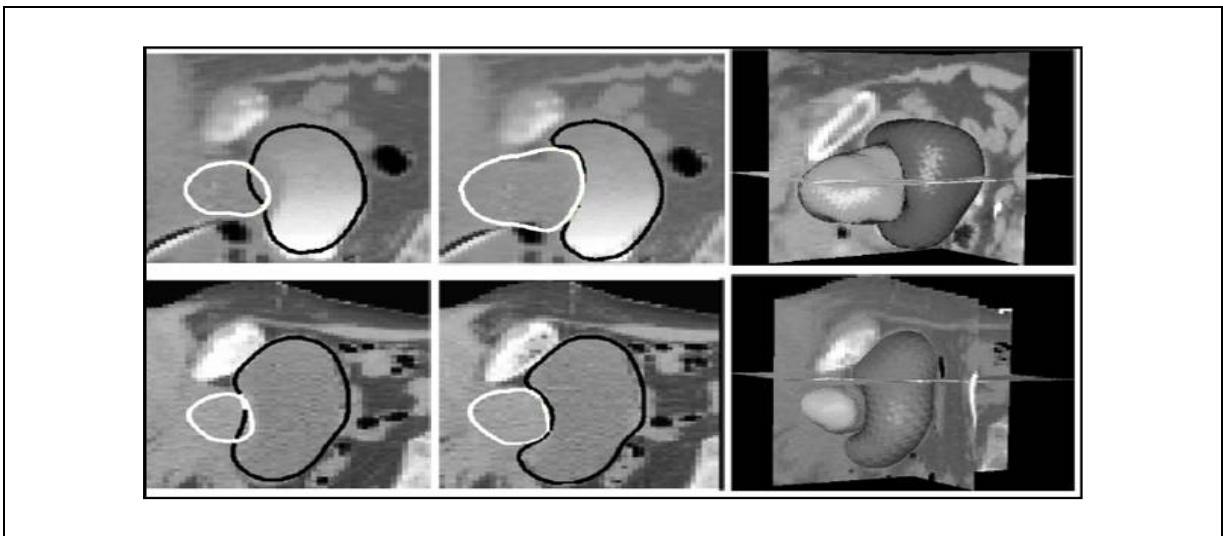


Figure 2.20 Exemple de l'effet des contraintes du non chevauchement. Première ligne en haut : l'interface prostate-vessie est clair ; la ligne en bas : l'interface est flou. De gauche à droite l'évolution indépendante du modèle de la prostate et de la vessie avec les contraintes de non chevauchement, et le résultat final de segmentation en 3D.

Tirée de Costa et al. (2007)

2.4 Conclusion

Ce chapitre consistait à énumérer les différentes méthodes de segmentation couramment utilisée dans le domaine de l'imagerie médicale afin de segmenter les structures osseuses et les tissus mous. Un intérêt particulier était réservé pour la segmentation des structures adjacentes, une problématique liée à notre recherche : la segmentation des structures de l'articulation de la hanche à partir des images TDM. Cependant, la majorité des méthodes de segmentation des structures adjacentes citées dans ce chapitre présentent des inconvénients

plus ou moins non souhaitables. Les méthodes basées sur l'utilisation de l'approche «*level-set*» et l'approche «*region growing*» ne garantissent pas toujours la cohérence des structures recherchées. Les méthodes basées sur l'utilisation des modèles statistiques (SSM & AAM) minimisent l'erreur entre le modèle statistique et l'image d'entrée, mais généralement elles échouent à converger de façon optimale vers la structure dans l'image d'entrée. Finalement les méthodes qui utilisent les «*graph cut*», sont relativement compliquées à implémenter, en outre, sont très coûteuses en termes de temps de calcul. Les insuffisances présentées ci-dessus nous ont motivés à opter pour la méthode innovatrice présentée au chapitre 4.

CHAPITRE 3

PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE ET OBJECTIFS DU MÉMOIRE

3.1 Problématique de recherche

L'articulation de la hanche est une structure constituée de la tête fémorale et du cotyle. La reconstruction précise et cohérente en 3D de cette structure à partir des images TDM est un atout pour les chirurgiens orthopédistes dans les cas de remplacement de celle-ci chez les patients souffrant de maladies dégénératives tels que la coxarthrose. La reconstruction en 3D des deux structures de la hanche est un outil de quantification géométrique qui sert à planifier les chirurgies de remplacement totale de la hanche. Cependant, dans la plus part des cas pathologiques, les frontières entre les deux structures sont difficiles à distinguer sur les images TDM à cause de la dégénération du cartilage entre celles-ci. En conséquence, la majorité des méthodes automatiques de reconstruction en 3D donnent des résultats imprécis avec un chevauchement entre les deux structures. Le but ultime de ce travail est d'élaborer une méthode de reconstruction en 3D de l'articulation de la hanche à partir des images TDM. Cette méthode permettra de reconstruire les deux structures constituant la hanche, de façon précise et cohérente, tout en évitant le chevauchement géométrique entre celles-ci.

3.2 Hypothèses et objectifs

Pour résoudre adéquatement cette problématique, nous formulons les hypothèses suivantes :

- il est possible de segmenter et de reconstruire en 3D la tête fémorale et le cotyle à partir des images TDM;
- lorsqu'il y'a une dégénérescence du cartilage au niveau de l'articulation de la hanche, les frontières entre la tête fémorale et le cotyle sont difficiles à distinguer. La reconstruction 3D du cotyle est plus facile que celle de la tête fémorale, parce que le cotyle est principalement constitué d'os cortical, ce qui donne plus d'information sur

les images TDM. Alors que la tête fémorale est principalement constituée de l'os spongieux qui est moins visible (moins d'informations) sur les images TDM;

- il est possible d'établir des contraintes qui permettent de corriger tout chevauchement visible sur les images et d'extraire les deux structures séparément;

La méthodologie choisie dans ce projet de recherche s'appuie sur ces trois hypothèses, et elle est abordée dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE DE LA RECONSTRUCTION 3D DE LA HANCHE

4.1 **Introduction**

Le présent chapitre présente la méthodologie choisie pour la reconstruction en 3D de l'articulation de la hanche à partir des images TDM. Cette reconstruction se base sur l'extraction de la tête fémorale et du cotyle, les deux principales structures de cette articulation, séparément à partir des images TDM, même si leurs frontières sur les images se chevauchent. La méthode de reconstruction 3D proposée se veut robuste, précise et moins coûteuse en temps de calcul. Plusieurs étapes sont nécessaires pour cette reconstruction 3D, et elles sont présentées sommairement dans le schéma de la Figure 4.1. Une description détaillée de chaque étape est exposée dans les sections appropriées :

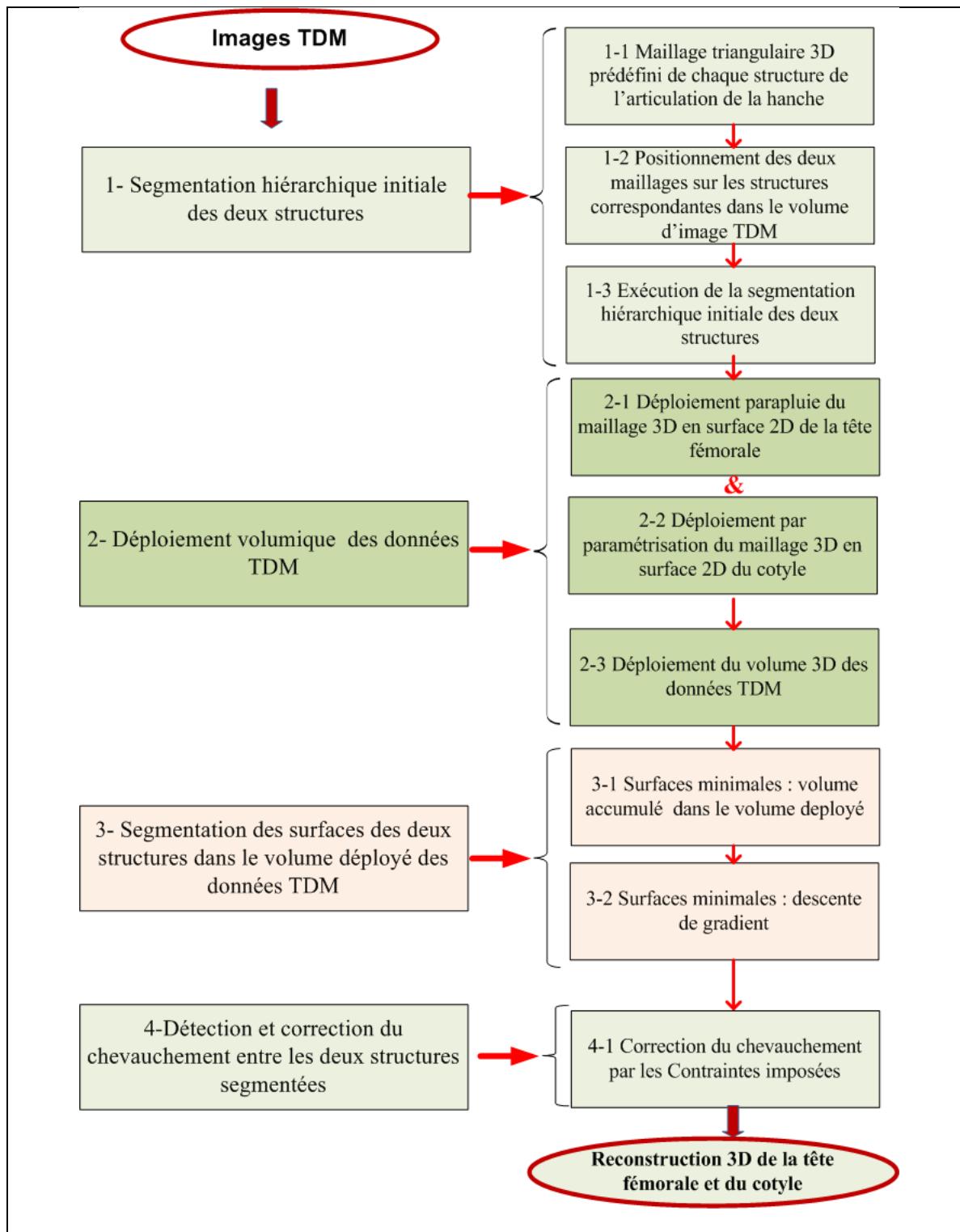


Figure 4.1 Processus de reconstruction en 3D des structures de l'articulation de la hanche.

4.2 Étapes de la segmentation

Le processus de la segmentation des deux structures de la hanche débute par une sélection préliminaire d'une surface 3D prédéfinie pour chaque structure. Cette surface est un maillage 3D constitué d'éléments triangulaires qui sert à délimiter chaque structure 3D dans le volume des images TDM (l'étape 1-1 dans le schéma de la Figure 4.1). La prochaine étape consiste à initialiser manuellement chaque maillage 3D à l'intérieur de l'image TDM en utilisant une interface graphique (l'étape 1-2 dans le schéma de la Figure 4.1). La segmentation hiérarchique initiale consiste à déformer les maillages 3D prédéfinis pour qu'ils épousent les structures visibles sur les images TDM (l'étape 1-3 dans le schéma de la Figure 4.1). La solution de la segmentation hiérarchique initiale est la solution initiale de la méthode de segmentation des surfaces minimales. L'étape 2 est le déploiement du volume autour de chaque structure, en se basant sur les maillages initialisés par la segmentation hiérarchique, afin de faciliter la segmentation des surfaces 3D adjacentes (l'étape 2-1, l'étape 2-2 et l'étape 2-3 dans le schéma de la Figure 4.1). Le cœur de la segmentation, est la recherche des surfaces minimales dans les volumes déployés (l'étape 3-1 et l'étape 3-2 dans le schéma de la Figure 4.1). Cette méthode consiste à identifier, d'une manière précise, la surface 3D par un processus de minimisation. L'étape finale se résume à la détection et la correction du chevauchement entre les deux structures 3D adjacentes reconstruites qui sont la tête fémorale et le cotyle (l'étape 4-1 dans le schéma de la Figure 4.1).

4.3 Segmentation hiérarchique initiale

Cette étape consiste à faire déformer les deux maillages 3D correspondants aux deux structures qui sont le cotyle et la tête fémorale par la segmentation hiérarchique. Avant l'exécution de cette étape, une interaction manuelle (la seule dans toute la méthode) est nécessaire pour placer chaque maillage prédéfini sur la structure correspondante dans le volume d'image TDM. Ensuite, la déformation se fait d'une manière itérative : les deux maillages vont se déplacer pour épouser le plus parfaitement possible les structures correspondantes visibles sur l'image TDM.

Un maillage triangulaire prédéfini est d'abord choisi pour le cotyle. Ce dernier sert à la création du maillage sphérique représentant la tête fémorale qui aidera ensuite la segmentation hiérarchique du cotyle. Voici une explication détaillée pour chaque maillage :

4.3.1 Maillage triangulaire

Un maillage triangulaire “*trimesh*” est une structure géométrique qui représente une discréétisation spatiale d'un objet ou une surface continue dans l'espace 3D tels que les organes et les os du corps humain (voir Figure 4.2). Cette représentation est principalement utilisée en analyse numérique, mécanique des solides, mécanique des fluides, infographie et en traitement des images médicales (la reconstruction 3D des organes et des os). Le maillage est composé d'un ensemble fini de points dans l'espace 3D appelés les sommets, qui sont connectés entre eux avec des facettes sous forme de triangles; en résumé, un maillage est une structure composée de deux listes : La première est une matrice de taille $(N \times 3)$ représentant les sommets par les trois coordonnées (x, y, z) , N est le nombre des sommets. La deuxième liste est une matrice $(M \times 3)$ représentant les facettes par les trois indices des sommets formant le triangle, M est le nombre de facettes formant le maillage.

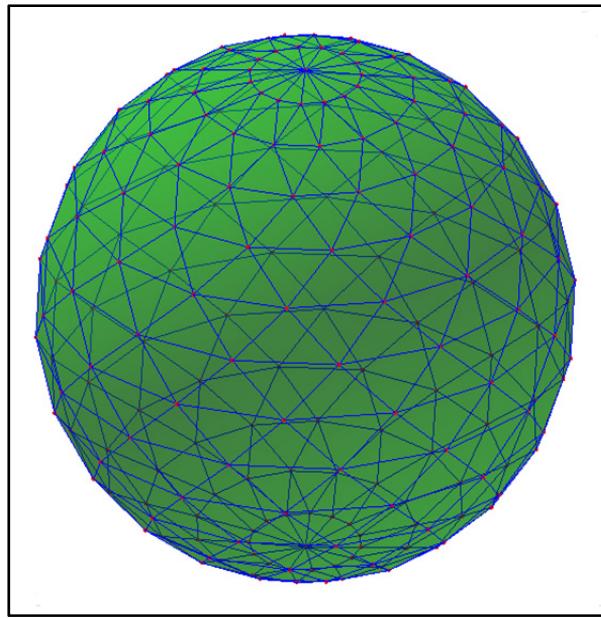


Figure 4.2 Un maillage triangulaire représentant une sphère dans l'espace 3D.

4.3.2 La théorie de la segmentation hiérarchique

La segmentation hiérarchique consiste à déformer le maillage triangulaire afin d'épouser le plus possible la structure correspondante sur les images TDM. Cette segmentation est un processus itératif qui permet aux points du maillage triangulaire de se déplacer selon leurs normales à la surface et selon des critères spécifiques. Le déplacement de chaque point de la surface est influencé par le déplacement de ses voisins à l'intérieur d'une zone définie par une distance euclidienne. Théoriquement, le déplacement d'un point P_i appartenant à la surface du maillage triangulaire est influencé par le déplacement de tout point P'_i de son voisinage V (sur la Figure 4.3, les P'_i sont : P_i , P_{i-1} et P_{i+1}), de rayon d_{max} , tel que :

$$P_i^V \in V \Rightarrow d(P_i, P_i^V) \leq d_{\max} \quad \text{pour } 0 < i \leq N \quad (4.1)$$

N est le nombre total des sommets, $d(.,.)$ est la distance euclidienne² entre deux points.

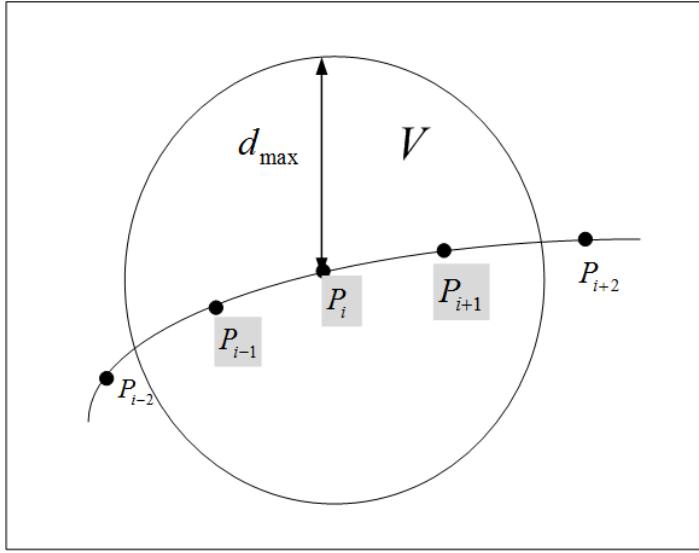


Figure 4.3 Sélection du voisinage V d'un point P_i du maillage 3D.

La distance d_{\max} joue un rôle fondamental dans la déformation du maillage : la déformation est dite rigide si d_{\max} est grand et elle est dite élastique si d_{\max} est petit. Le processus itératif de la segmentation hiérarchique démarre par une déformation rigide du maillage triangulaire, et tend vers une déformation élastique du maillage. À chaque itération du processus de la segmentation hiérarchique, nous identifions, pour chaque point du maillage (sommets) P_i , le vecteur normal à sa surface correspondante \vec{n}_i . Cela permettra de calculer ensuite le profil des intensités, $PI(P_i)$, sur l'image TDM selon \vec{n}_i . Tel que présenté à la Figure 4.4, $PI(P_i)$ est un vecteur contenant des niveaux de gris pris en tout point P'_i du segment de points dans l'espace, de centre P_i orienté selon la normale \vec{n}_i :

² $d(P, P') = \sqrt{(x_{P'} - x_p)^2 + (y_{P'} - y_p)^2 + (z_{P'} - z_p)^2}$

$$P'_i = P_i + t_i \cdot \vec{n}_i \quad \text{pour } 0 < i \leq N \quad (4.2)$$

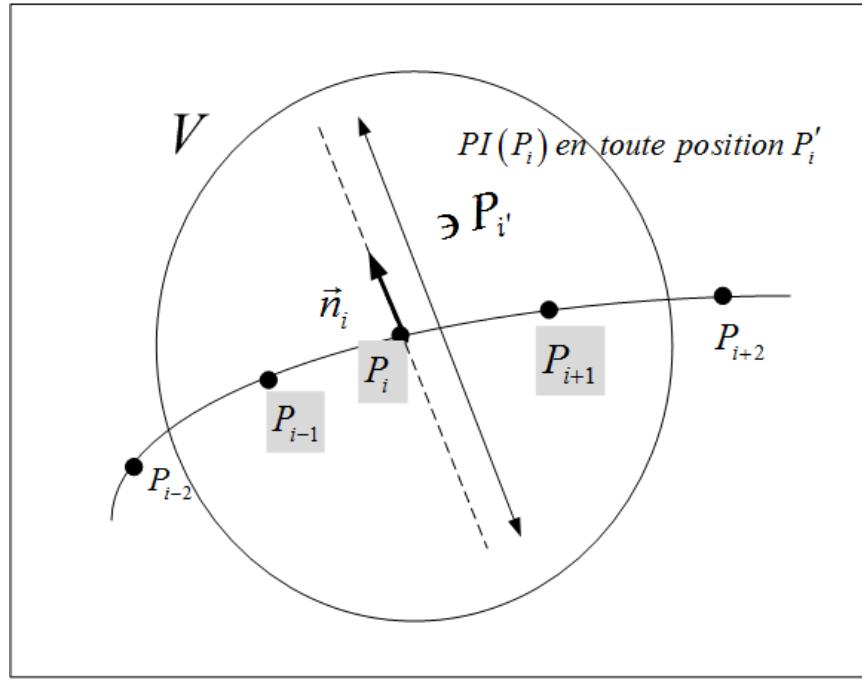


Figure 4.4 Profil des intensités $PI(P_i)$ positionné sur le volume d'image TDM.

t_i indique l'emplacement du point P'_i sur le maillage 3D : P'_i est considéré à l'intérieur du maillage si $t_i < 0$, à l'extérieur du maillage si $t_i > 0$, et il demeure immobile si t_i est nul. Le scalaire t_i est appelé coefficient d'échantillonnage, il définit la longueur et la résolution du profil des intensités $PI(P_i)$. La longueur (le nombre de points du voisinage du point P_i selon la normale \vec{n}_i) doit être assez grande pour pouvoir contenir la frontière de la structure d'intérêt. Le gradient du profil des intensités $PI(P_i)$ est alors calculé et lissé par une Gaussienne, identifié par $f(PI(P_i))$ qui s'écrit comme :

$$f(PI(P_i)) = G_\sigma * \nabla(PI(P_i)) \quad \text{pour } 0 < i \leq N \quad (4.3)$$

* représente l'opérateur convolution entre le gradient du profil des intensités $PI(P_i)$ et la gaussienne G_σ d'écart type σ . La position où $f(.)$ est maximale nous indique le vecteur déplacement du Point P_i . Sachant que tous les points du voisinage V de P_i subissent le même procédé que P_i , en une seule itération, le déplacement final du point P_i sera la superposition moyenne (moyenne d'une somme vectorielle) des vecteurs déplacements de l'ensemble du voisinage V du point P_i . Sur la Figure 4.5, les point P_i^n et P_i^{n+1} représentent les positions du point P_i en deux itérations successives n et $n+1$.

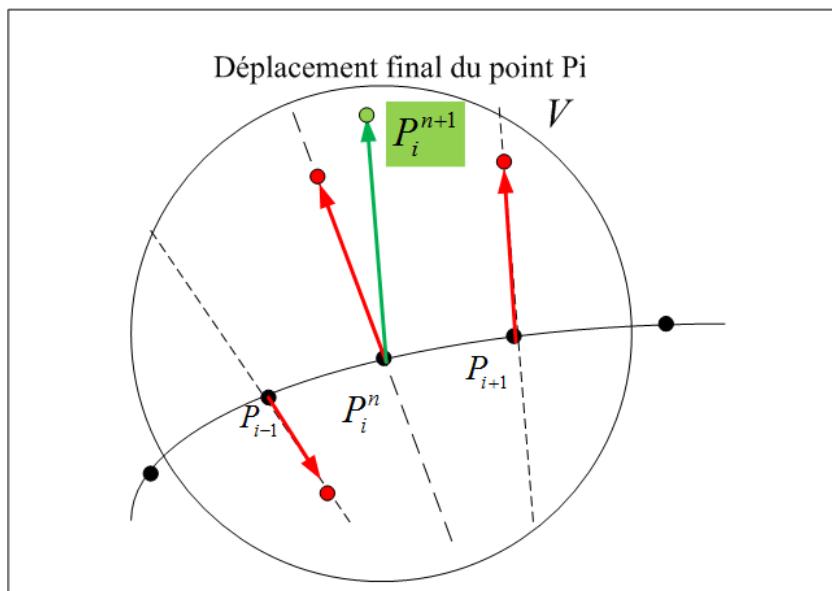


Figure 4.5 Segmentation hiérarchique. Le déplacement d'un point P_i en une seule itération sous l'influence de son voisinage. n et $n+1$ sont deux itérations consécutives.

4.3.3 Segmentation hiérarchique du cotyle

4.3.3.1 Maillage 3D du cotyle positionné sur les images TDM

La structure géométrique utilisée pour le maillage triangulaire dédié au cotyle est identifiée grossièrement par la région du bassin qui contient cette structure (cotyle) tel que présenté à la Figure 4.6 (région coloriée en rouge sur le maillage 3D du bassin).

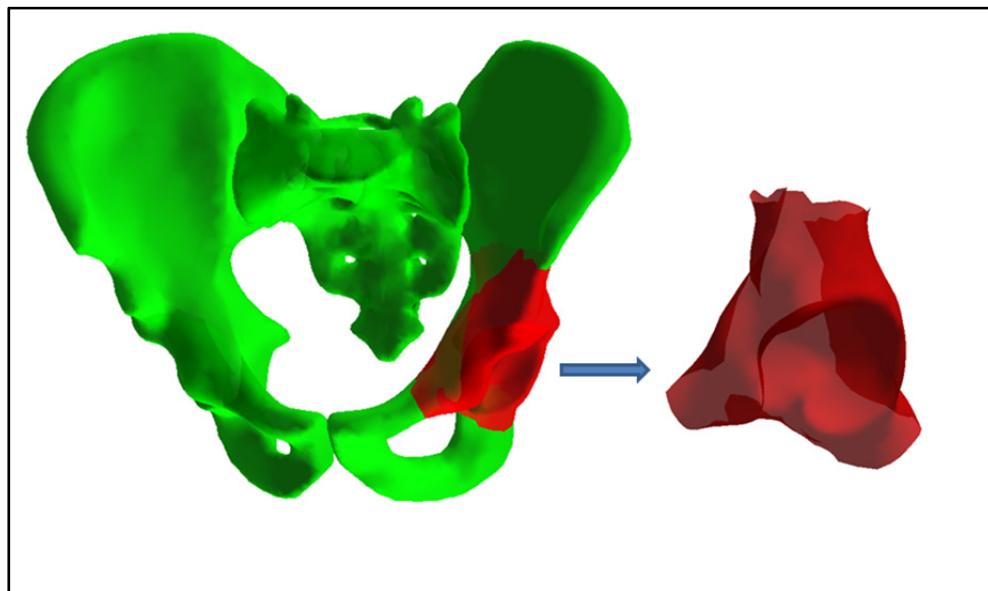


Figure 4.6 La région coloriée en rouge est la zone utilisée pour le maillage triangulaire qui délimite le cotyle.

La segmentation du cotyle commence par la modélisation d'une forme prédéfinie du cotyle redimensionnée et positionnée sur l'image TDM. Cette modélisation est basée sur la création d'une sphère qui épouse la cavité interne du cotyle comme il est montré sur la Figure 4.7. Cette sphère est ensuite positionnée sur la tête fémorale visible sur l'image TDM.

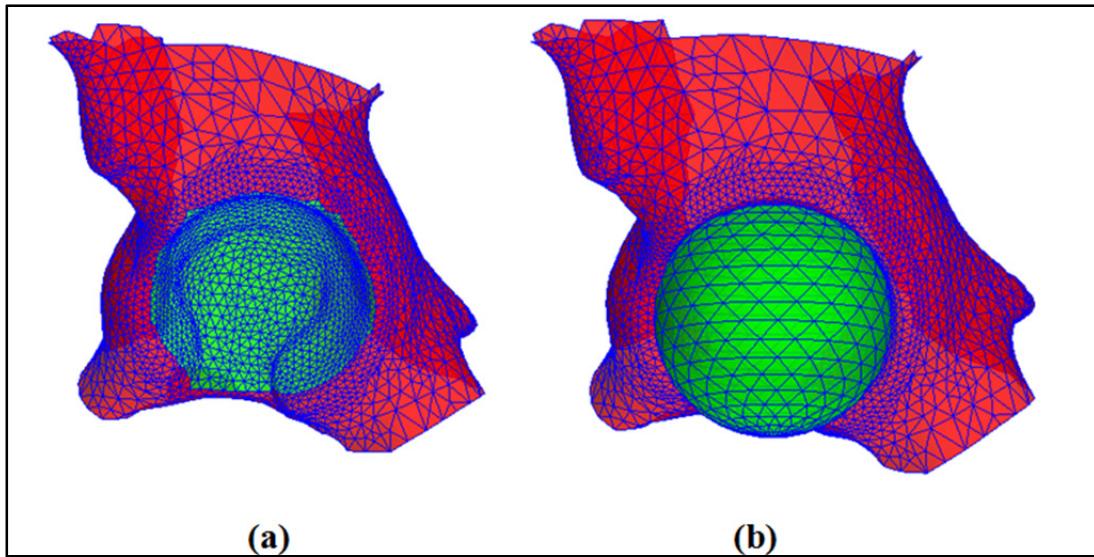


Figure 4.7 Positionnement du maillage du cotyle sur les images TDM.
 (a) La région du cotyle est coloriée en vert,(b) tête fémorale modélisée par une sphère.

4.3.3.2 La segmentation hiérarchique du cotyle

Tel qu'illustré à la Figure 4.8, la segmentation hiérarchique du cotyle commence d'abord par l'initialisation de la sphère modélisée de la Figure 4.7 (b) autour du centre de la tête fémorale visible sur les images TDM. L'initialisation de la sphère se fait de manière interactive en utilisant une interface graphique. Ensuite, nous lançons l'algorithme de la segmentation hiérarchique sur ces images. Le résultat de cette segmentation est une structure semblable à la tête fémorale visible sur l'image TDM. La figure 4.8 montre la segmentation hiérarchique de la sphère modélisée.

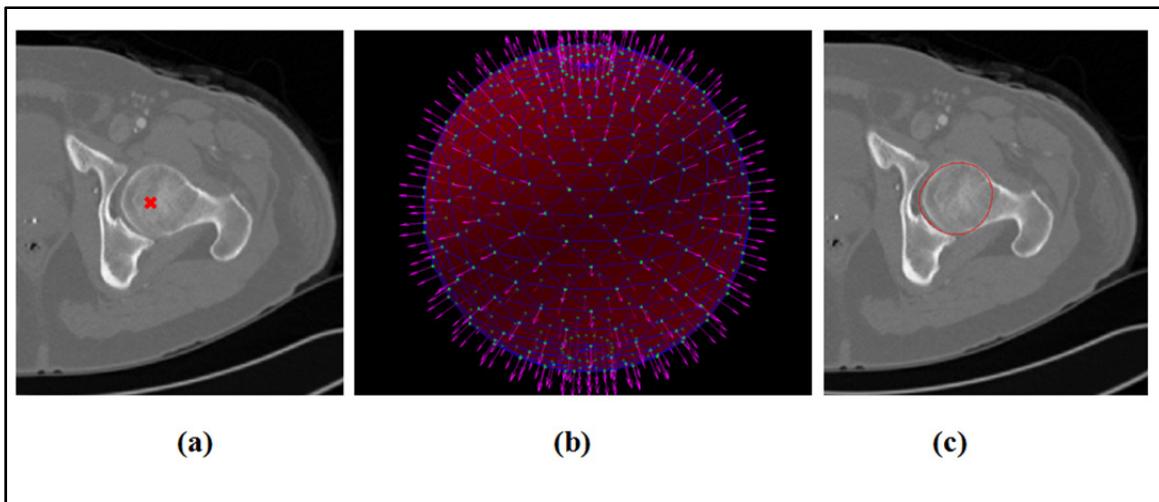


Figure 4.8 (a) Détermination interactive du centre de la tête fémorale, (b) le maillage triangulaire 3D de la sphère avec la normale en chaque points; et (c) une coupe dans le volume des données après la segmentation hiérarchique de la sphère.

La nouvelle étape de la segmentation hiérarchique consiste à positionner le maillage initial de la région du cotyle de la Figure 4.7 (a) autour de la sphère déformée qui est le résultat de l'étape précédente. Afin de corriger l'orientation du maillage initial du cotyle par rapport au cotyle visible sur l'image TDM, nous mettons en correspondance deux points identifiés sur le maillage du cotyle, et deux autres qui correspondent le mieux possible sur l'image TDM du cotyle (voir Figure 4.9). Par rotation du maillage du cotyle en utilisant les points identifiés nous minimisons l'erreur de l'orientation entre celui-ci et le cotyle visible sur l'image. Pour finir, nous appliquons une mise à l'échelle pour calibrer les dimensions du maillage du cotyle et de la sphère déformée. Finalement, nous lançons, l'algorithme de la segmentation hiérarchique sur le maillage triangulaire du cotyle.

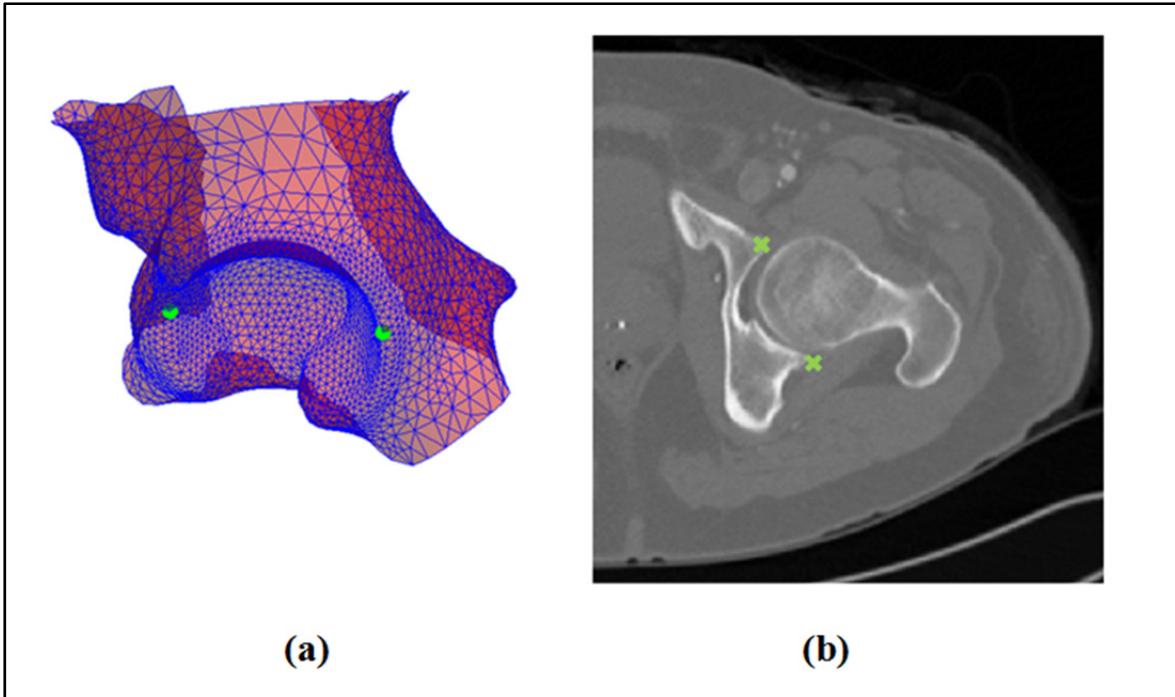


Figure 4.9 Mise en correspondance entre le maillage 3D du cotyle et la structure réelle visible sur les images TDM. Correspondance entre deux points identifiés sur le maillage avec deux points identifiés sur l'image TDM.

4.3.4 Segmentation hiérarchique de la tête fémorale

La segmentation hiérarchique de la tête fémorale est identique à celle du cotyle. La structure géométrique utilisée pour le maillage triangulaire dédié à la tête fémorale est celle qui représente le fémur global. Une mise à l'échelle et une correction d'orientation sont appliquées entre le maillage du fémur et la structure correspondante au fémur visible sur l'image TDM (voir Figure 4.10).

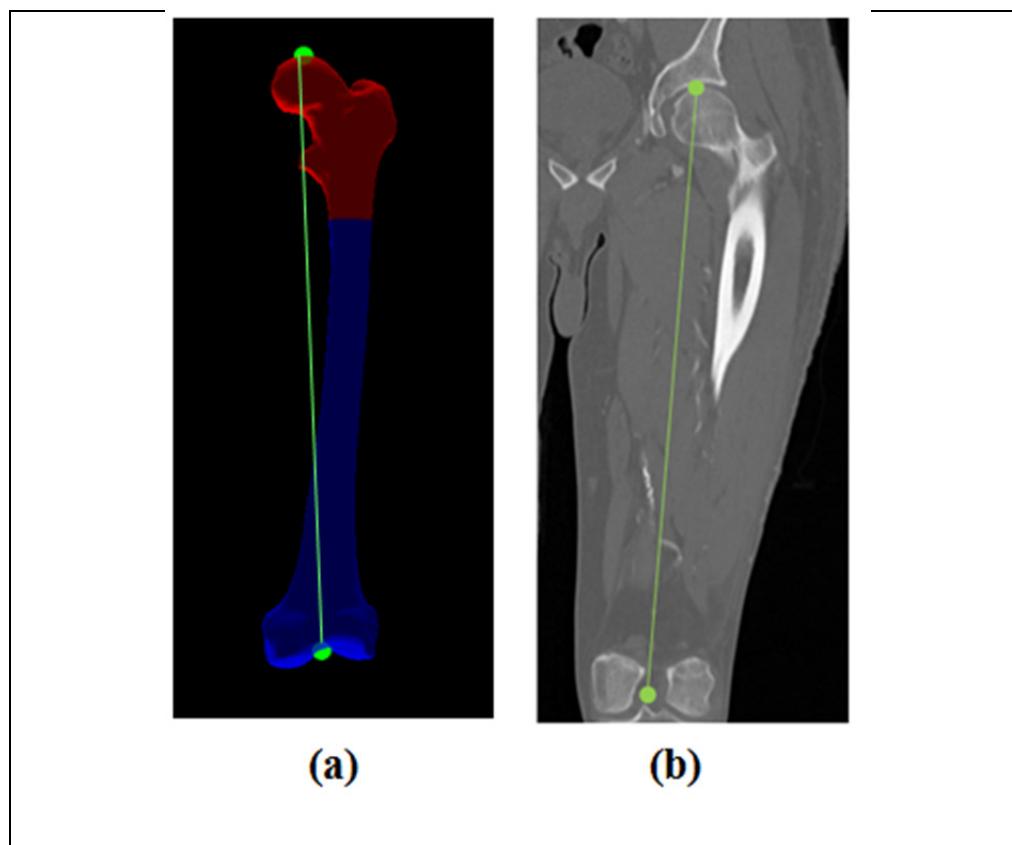


Figure 4.10 (a); (b) Mise en correspondance entre maillage triangulaire du fémur et la structure réelle correspondante au fémur visible sur l'image TDM.

Après avoir mis le maillage triangulaire du fémur à la bonne position sur l'image TDM, nous lançons l'algorithme de la segmentation hiérarchique sur la partie proximale du fémur représentant la tête fémorale. La partie proximale du fémur est la partie rouge montrée sur le maillage 3D du fémur sur la Figure 4.10 (a). La partie proximale du maillage du fémur sera la partie qui sera utilisée dans tout le reste du processus de segmentation de la tête fémorale.

4.4 Déploiement de volume de données TDM

La segmentation hiérarchique de la tête fémorale et du cotyle a produit deux maillages 3D très semblables aux structures visibles sur les images TDM. Cependant, cette segmentation est approximative et il nous faut identifier les surfaces de chaque structure d'une manière très précise. C'est la segmentation par les surfaces minimales. D'abord, un passage entre le

volume 3D réel de données TDM en espace 3D déployé est nécessaire pour optimiser la recherche des surfaces 3D des structures à segmenter. Le déploiement de volume de données TDM consiste d'abord à déployer la surface qui l'entoure (le maillage 3D modélisé par les étapes précédentes). Le concept de déploiement du maillage 3D vient du même concept de la représentation graphique du globe terrestre 3D, sur une carte géographique 2D. Le déploiement consiste à représenter la surface du maillage 3D sur une surface plane 2D.

Le maillage 3D déployé en surface 2D sert ensuite à déployer le volume de données TDM qui sera propice à une segmentation efficace par des opérateurs de segmentation simples. Deux approches de déploiement des maillages 3D (de la tête fémorale et du cotyle) sont utilisées. Le déploiement parapluie est plus adapté pour toute structure fermée comme la tête fémorale mais qui n'est pas adapté pour une structure ouverte comme le cotyle. Le déploiement parapluie a été investigué en premier sur la tête fémorale, cependant, son application sur le cotyle était imprécis. Une autre méthode de déploiement donc a été choisie pour le cotyle pour pallier à cette insuffisance qui est le déploiement par paramétrisation 3D/2D.

4.4.1 Déploiement parapluie du maillage 3D de la tête fémorale en une surface 2D par la méthode parapluie

Le déploiement parapluie consiste à déployer tous les points du maillage 3D de la tête fémorale selon un point de départ par alignement des vecteurs normaux de chaque point. C'est pourquoi nous lui donnons le nom de parapluie. Cette étape se base sur la transformation du maillage triangulaire 3D composé des sommets et des facettes en un bloc de voxels dans le but d'augmenter le nombre de points sur la surface du modèle. Par définition, les voxels qui sont sur la surface du modèle ont une valeur de 1 tandis que les voxels qui sont ailleurs ont une valeur de 0 (voir Figure ci-contre 4.11)

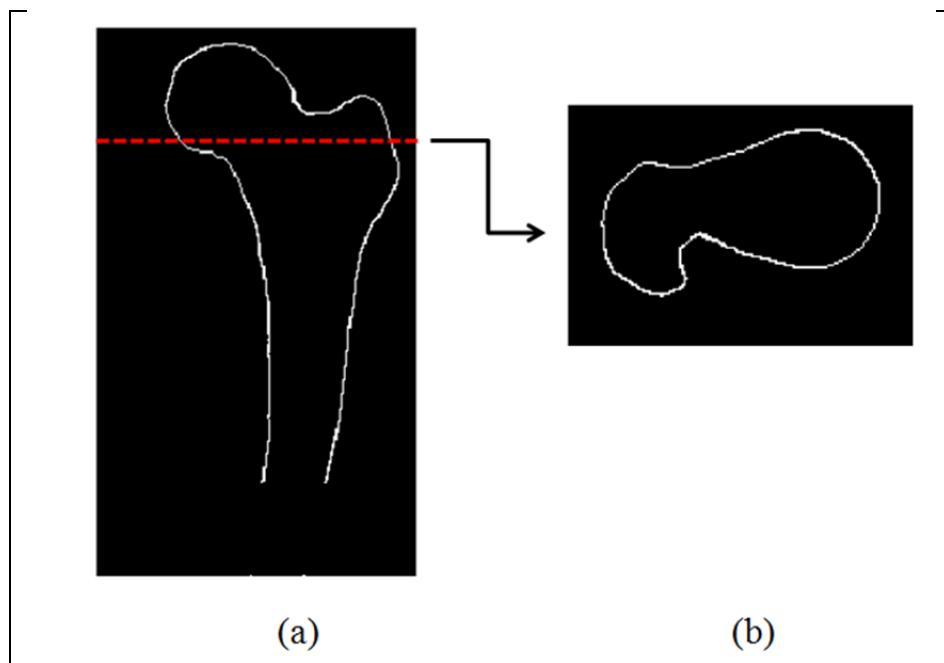


Figure 4.11 Une coupe dans le volume de voxels.
 (a) Coupe coronale du fémur; et (b) coupe axiale.

4.4.1.1 Étiquetage des couches d'une surface par le calcul de la distance topologique à partir d'un point donné

Le déploiement d'une surface 3D en une surface 2D consiste maintenant à choisir d'abord un point (point de départ) autour duquel le déploiement s'opère. Chaque surface peut être classée en couches selon la distance topologique entre un point de départ et ses voisins. Ces couches sont créées par le calcul de la distance topologique dans le bloc de voxels de tous les points par rapport à un point de départ. Les premiers proches voisins du point de départ (voxels voisins) sont étiquetés en couche 1 qui se traduit par une distance topologique égale à 1 par rapport au point de départ, les prochains proches voisins sont étiquetés en couche 2 et ainsi de suite jusqu'à ce que toute la surface ait été balayée. Le résultat est une carte topologique constituée de plusieurs couches équidistantes par rapport au point de départ (voir Figure 4.12).

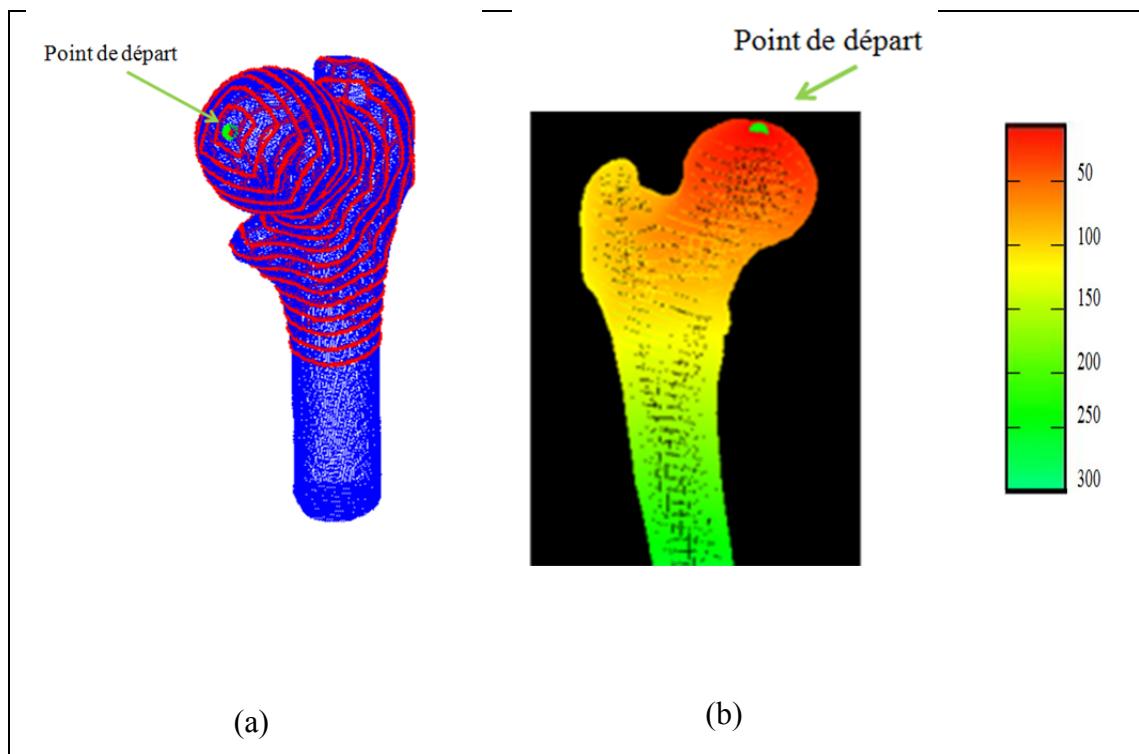


Figure 4.12 Distance topologique de la surface du fémur par rapport à un point de départ. (a) Couche équidistante; et (b) surface balayée entièrement par la distance topologique.

4.4.1.2 Réorientation des couches d'une surface selon le point de départ

Cette étape consiste à la réorientation des couches d'une surface selon la normale du point de départ comme dans un parapluie. Le point de départ est caractérisé par une normale fixe (la normale au plan tangent à la surface de la tête fémorale à ce point). Les couches créées, selon ce point de départ, ont des normales orientées aléatoirement. La réorientation se fait par l'alignement de ces normales, ainsi que les couches, selon cette normale. Une routine informatique automatique est conçue pour l'alignement automatique des couches d'une surface (Les transformations géométriques dédiées à cette section sont détaillées dans l'Annexe I).

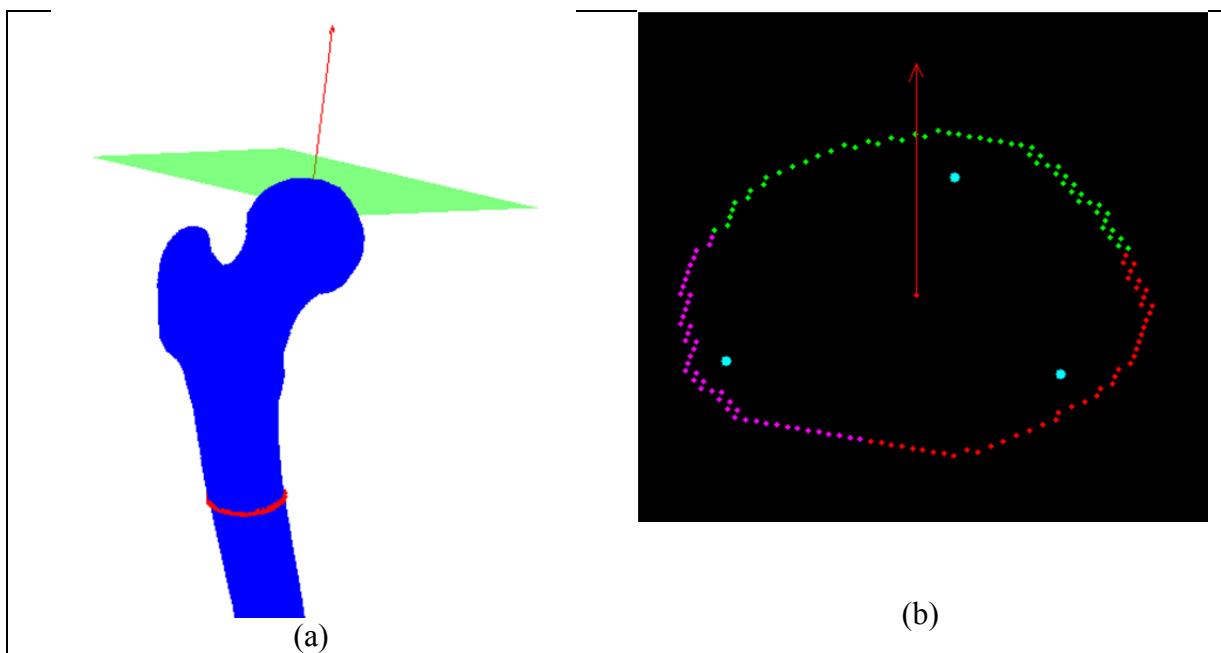


Figure 4.13 Réorientation des plans de couches d'une surface selon la normale du point de départ. (a) La normale du plan tangent au point de départ et une couche identifiée en rouge; et (b) la normale à la couche de l'image en (a).

La Figure 4.14 présente une réorientation automatique d'une couche selon la normale du point du départ.

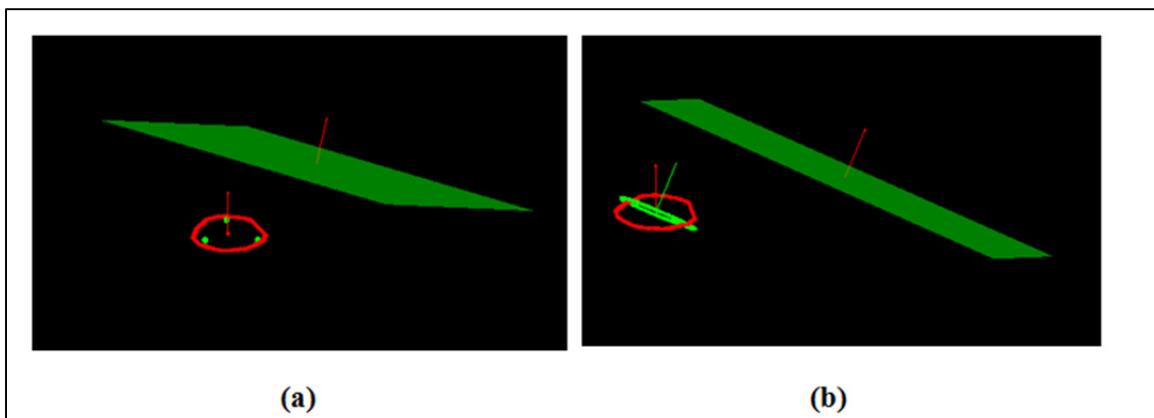


Figure 4.14 Réorientation de la couche. (a) Détermination de la normale du plan d'une couche (b) réorientation de la couche par alignement de sa normale avec celle du point de départ.

Après avoir redressé toutes les couches de la surface, elles sont projetées sur un plan déterminé par le point de départ et sa normale. La structure projetée, qui est généralement une structure circulaire, est ensuite transformée mathématiquement en une surface carrée, facile à analyser. Tel que montré à la Figure 4.15, la transformation mathématique se base sur l'ordonnancement du point de la structure circulaire sur un support carré. Le périmètre du carré créé est égal au périmètre de la structure projetée. L'emplacement et la distribution des points se font uniformément sur le support carré.

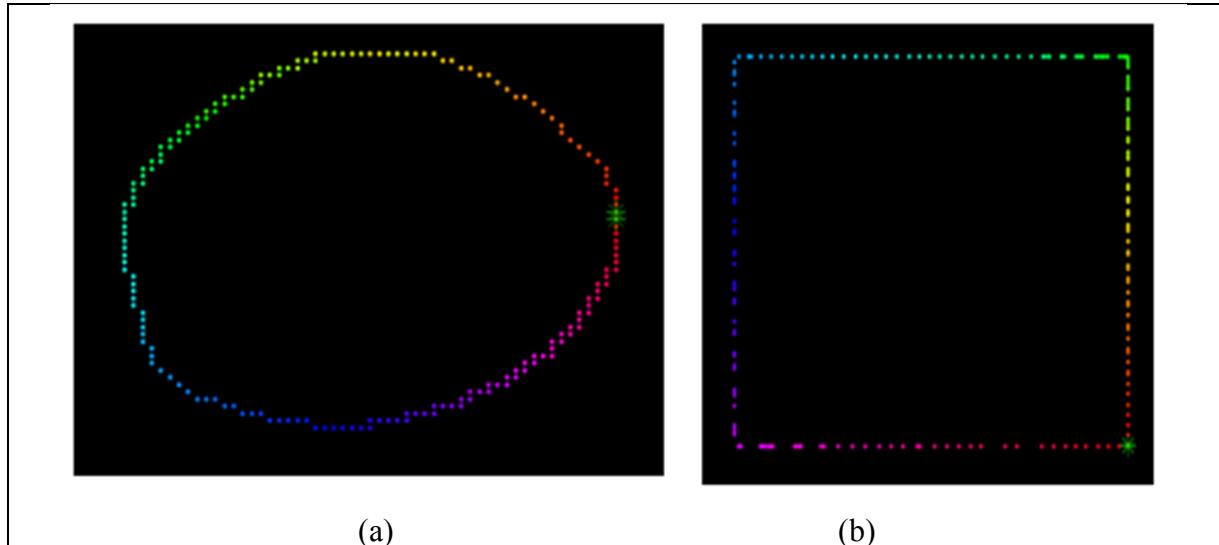


Figure 4.15 Transformation de la structure circulaire projetée en une structure carrée. (a) Points de la structure circulaire projetée; et (b) la distribution uniforme des points de la structure en (a) sur un support carré.

La Figure 4.16 montre un exemple de déploiement de la tête fémorale par le déploiement parapluie.

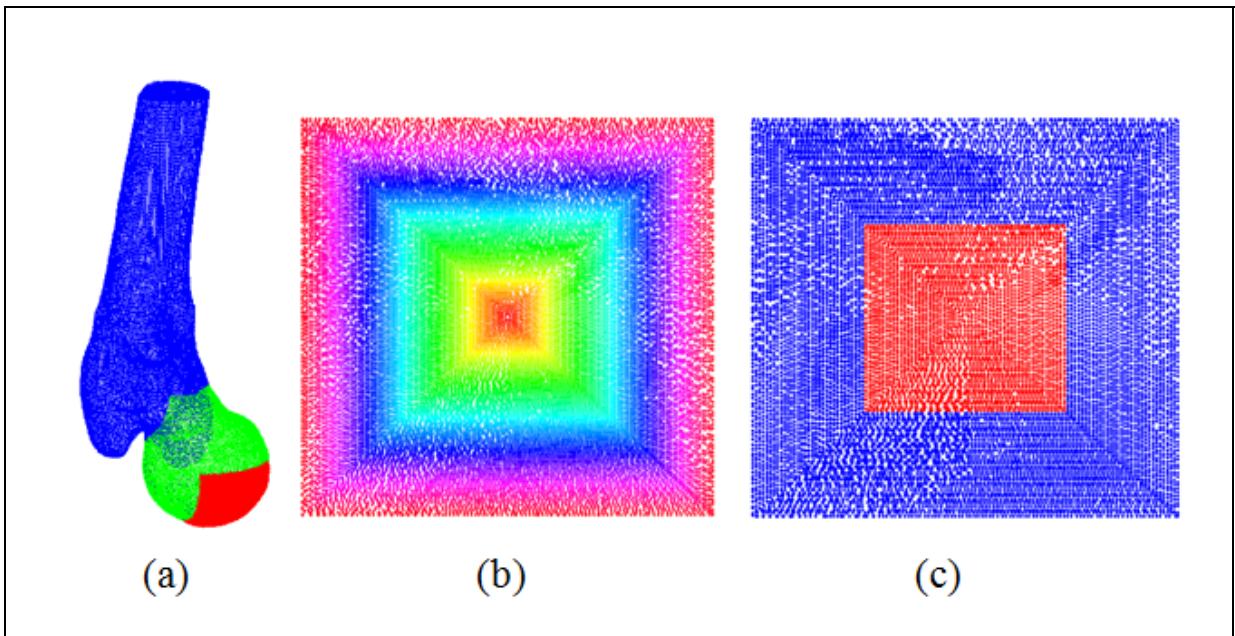


Figure 4.16 Déploiement des couches 3D d'une tête fémorale en surface carrée 2D. (a) Couches de la tête fémorale; (b) projection et transformation en support carré de toutes les couches; et (c) le carré rouge est la même région rouge que en (a), ce qui montre la conservation de l'aspect de voisinage entre les points après avoir déployé la surface.

La Figure 4.17 montre que le déploiement parapluie conserve la forme de la structure de départ qui reste cohérente (affichage par la fonction affichage des surfaces ``imsurf''³). Avec ce genre de déploiement nous réussissons à garder l'aspect de voisinage entre les points de la surface de la tête fémorale.

³ Fonction de Matlab 2010

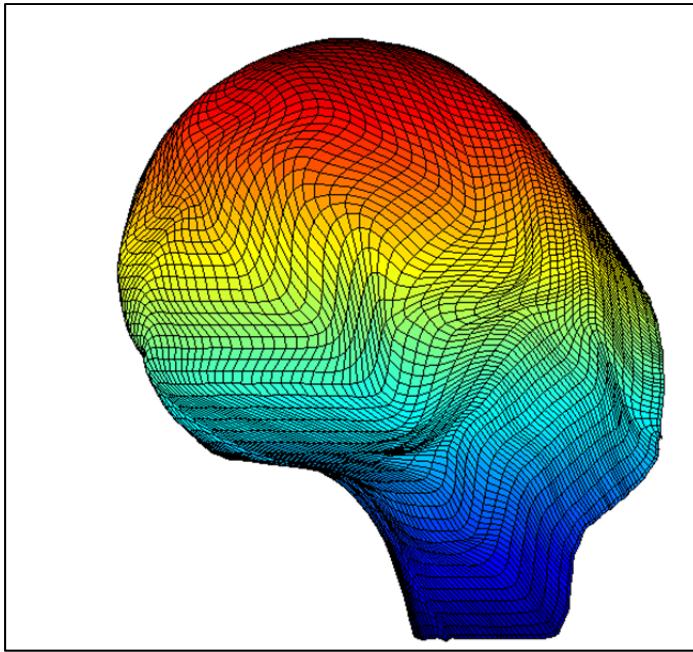


Figure 4.17 Affichage de la tête fémorale à partir des cartes 2D correspondantes.

Tel que mentionné plus haut, le déploiement parapluie est adapté pour les structures sphériques fermées comme la tête fémorale. Il est plus adapté à des couches fermées qui ont une forme régulière. Cependant, il est moins performant sur des structures non sphériques et ouvertes. Pour pallier à cette problématique en ce qui concerne le cotyle, nous optons pour le déploiement par paramétrisation.

4.4.2 Déploiement par paramétrisation du maillage 3D du cotyle en une surface 2D

Le déploiement de la surface de maillage qui est une structure 3D se fait en un espace de dimension inférieure 2D. Une surface triangulaire ou un maillage, est une surface composée d'un nombre fini de points en 3D qui sont connectés entre eux formant des triangles ou des facettes 3D. L'ensemble des facettes 3D dans l'espace, forme la surface du maillage.

Floater et Hormann (2005) ont proposé une méthode permettant de transformer un espace 3D formé par la juxtaposition de plusieurs triangles en 3D (un maillage) en une surface 2D représentant les même triangles. Pour faciliter la compréhension de ce passage, nous

choisissons un point P appartenant à une sphère unitaire (de rayon 1) 3D; ce point est caractérisé par 3 composantes cartésiennes (P_x, P_y, P_z). Cependant, nous pouvons caractériser le même point P par seulement deux composantes qui sont ses coordonnées polaires; i.e. θ et ϕ ⁴, étant donné que le rayon est égale à 1 (sphère unitaire).

$$\begin{cases} P_x = \cos \theta \sin \phi \\ P_y = \sin \theta \sin \phi \\ P_z = \cos \phi \end{cases} \quad (4.4)$$

Ce passage entre les coordonnées cartésiennes et polaires est appelé une paramétrisation 3D/2D.

La paramétrisation 3D/2D développée par Floater et Hormann (2005) se base sur l'aspect de voisinages entre les points du maillage 3D. Cette paramétrisation 3D/2D engendre des distorsions géométriques entre la surface globale du maillage 3D et la surface 2D correspondante. La Figure 4.18 présente un triangle 3D transformé par la méthode de Floater et Hormann (2005) en un triangle 2D où l'aspect du voisinage entre points est conservé, cependant, les angles et les distances entre les points sont changés, ce qui reflète une distorsion géométrique.

⁴ θ et ϕ sont respectivement la latitude et l'élévation du point P sur la sphère.

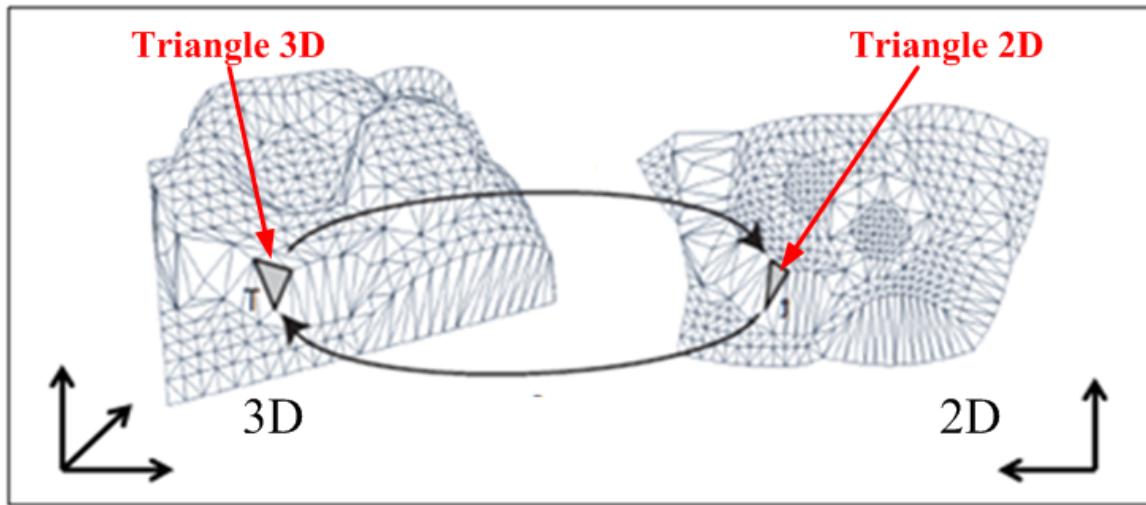


Figure 4.18 La paramétrisation 3D/2D d'une surface triangulaire dont la topologie est quelconque.

Tirée de (Floater et Hormann, 2005)

Le fondement mathématique de cette paramétrisation 3D/2D est de considérer le maillage 3D comme un réseau formé par des ressorts (Floater et Hormann, 2005). La surface du maillage 3D nommée S doit être une surface ouverte dans l'espace et non fermée. L'idée est de considérer les cotés des triangles comme étant des ressorts élastiques où les sommets sont les points de connexion entre ceux-ci. D'abord, nous fixons la bordure du réseau formé par les ressorts dans l'espace d'arrivée (le plan 2D) et nous minimisons les énergies de tous les ressorts internes (voir Figure 4.19).

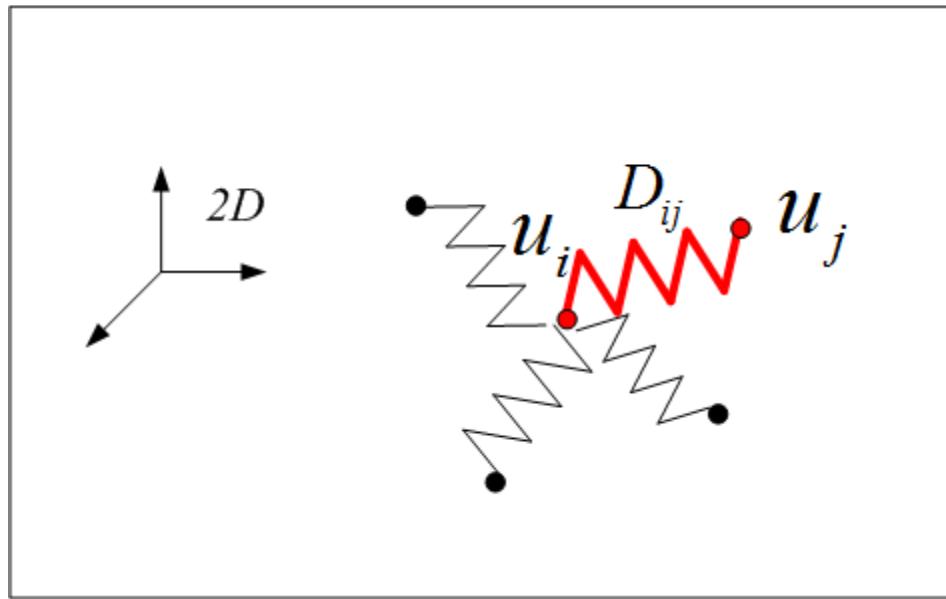


Figure 4.19 Modélisation des côtés d'un triangle par des ressorts afin de minimiser l'énergie de Hooke.

L'énergie d'un ressort élastique est déterminée par la loi de Hooke⁵ ($E = \frac{1}{2} k x^2$, où k est la constante de rappel de ressort et x l'allongement du ressort). L'énergie E à minimiser est la somme des énergies de tous les ressorts qui constituent le réseau :

$$E = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \sum_{j \in N_i} D_{ij} \|\mathbf{u}_i - \mathbf{u}_j\|^2 \quad (4.5)$$

N_i est le nombre de points liés par le réseau au point u_i et qui sont considérés comme voisins.

Les points u_i sont considérés interne au maillage quand $i = 1, \dots, n$ et sur la frontière du maillage ouvert quand $i = n + 1, \dots, n + d$. d est le nombre de points sur cette frontière. Par analogie, D_{ij} est la constante de rappel du ressort élastique qui relie les points en 3D u_i et u_j ,

⁵ Le physcien Hooke a introduit la force et le travail d'un ressort élastique : la force $f_{res} = -k \cdot x$, où k est la constante de rappel du ressort.

$\|u_i - u_j\|$ est l'allongement du ressort (le côté) entre les nœuds (points) u_i et u_j . Cet allongement est nul au départ car le réseau est considéré au repos dans cette situation.

L'énergie élastique pour chaque ressort est une fonction de sa longueur. Plus la longueur est petite plus l'énergie est minime et vice versa. L'énergie élastique totale est vue comme une fonction polynomiale de 2^{ème} degré qui génère une surface parabolique. Mathématiquement, la fonctionnelle d'énergie E admet un minimum global et non local (un seul minimum). Il suffit d'annuler mathématiquement le gradient de l'énergie pour trouver ce minimum : l'inconnu est u_i ; donc le minimum de l'énergie est atteint lorsque la dérivé première par rapport à u_i (gradient) est nulle :

$$\frac{\partial E}{\partial \mathbf{u}_i} = \sum_{j \in N_i} D_{ij} (\mathbf{u}_i - \mathbf{u}_j) = 0 \quad (4.6)$$

L'équation 4.6 impose que :

$$\sum_{j \in N_i} D_{ij} \mathbf{u}_i = \sum_{j \in N_i} D_{ij} \mathbf{u}_j, \quad \text{pour } i = 1, \dots, n \quad (4.7)$$

La position de chaque point interne est proportionnelle aux positions de ces voisins :

$$\mathbf{u}_i = \sum_{j \in N_i} \lambda_{ij} \mathbf{u}_j \quad (4.8)$$

avec :

$$\lambda_{ij} = D_{ij} / \sum_{k \in N_i} D_{ik} \quad (4.9)$$

Étant donné que les points de la frontière ($i = n+1, \dots, n+d$) sont déjà destinés à être placés sur le support carré, il nous reste donc l'emplacement des points internes ($i = 1, \dots, n$) sur le plan d'arrivée 2D. Le terme $\sum_{j \in N_i} \lambda_{ij} u_j$ peut se décomposer en $\sum_{j \in N_i \text{ & } j \leq n} \lambda_{ij} u_j + \sum_{j \in N_i \text{ & } j > n} \lambda_{ij} u_j$, l'équation 4.8 s'écrit donc :

$$\mathbf{u}_i - \sum_{j \in N_i, j \leq n} \lambda_{ij} \mathbf{u}_j = \sum_{j \in N_i, j > n} \lambda_{ij} \mathbf{u}_j \quad (4.10)$$

Dans l'espace 2D, nous considérons que les composantes de \mathbf{u}_i sont (v_i, w_i) . La minimisation de l'énergie totale E se traduit donc en la résolution d'un système de deux équations linéaires afin de trouver (v_i, w_i) :

$$\begin{cases} AV = \bar{V} \\ AW = \bar{W} \end{cases} \quad (4.11)$$

Avec $V = (v_1, \dots, v_n)$ et $W = (w_1, \dots, w_n)$ qui sont les vecteurs composantes recherchés, et $\bar{V} = (\bar{v}_1, \dots, \bar{v}_n)$ et $\bar{W} = (\bar{w}_1, \dots, \bar{w}_n)$ qui sont les vecteurs contenant les coefficients :

$$\bar{v}_i = \sum_{j \in N_i, j \leq n} \lambda_{ij} v_j \quad \text{et} \quad \bar{w}_i = \sum_{j \in N_i, j \leq n} \lambda_{ij} w_j \quad (4.12)$$

La matrice A est une matrice carrée de dimension n . Elle est symétrique définie positive⁶ et ces coefficients s'écrivent comme suit (Floater et Hormann, 2005):

$$a_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{if } i = j, \\ -\lambda_{ij} & \text{if } j \in N_i, \\ 0 & \text{ailleurs.} \end{cases} \quad (4.13)$$

Cette particularité de la matrice A facilite la résolution des deux systèmes linéaires de l'équation 4.11. Chaque matrice symétrique définie positive est inversible et les deux systèmes linéaires de l'équation 4.11 admettent une solution unique.

En résumé, la solution de la minimisation de l'énergie totale E qui a pour arguments les coordonnées cartésiennes 3D des points (sommets) du maillage triangulaire est un plan en 2D constitué de points dont les coordonnées cartésiennes sont en 2D. Le passage entre le maillage 3D en un plan 2D représente la paramétrisation proposée par Floater et Hormann (Floater et Hormann, 2005). La Figure 4.20 représente le déploiement de la surface du maillage 3D du cotyle en une surface 2D dans un plan 2D par la paramétrisation de (Floater et Hormann, 2005)

⁶ Une A matrice d'ordre n est symétrique, définie et positive si $\forall x \in R^n$ sauf $\{0\}$, $x^T * A * x > 0$, où x^T est la transposée

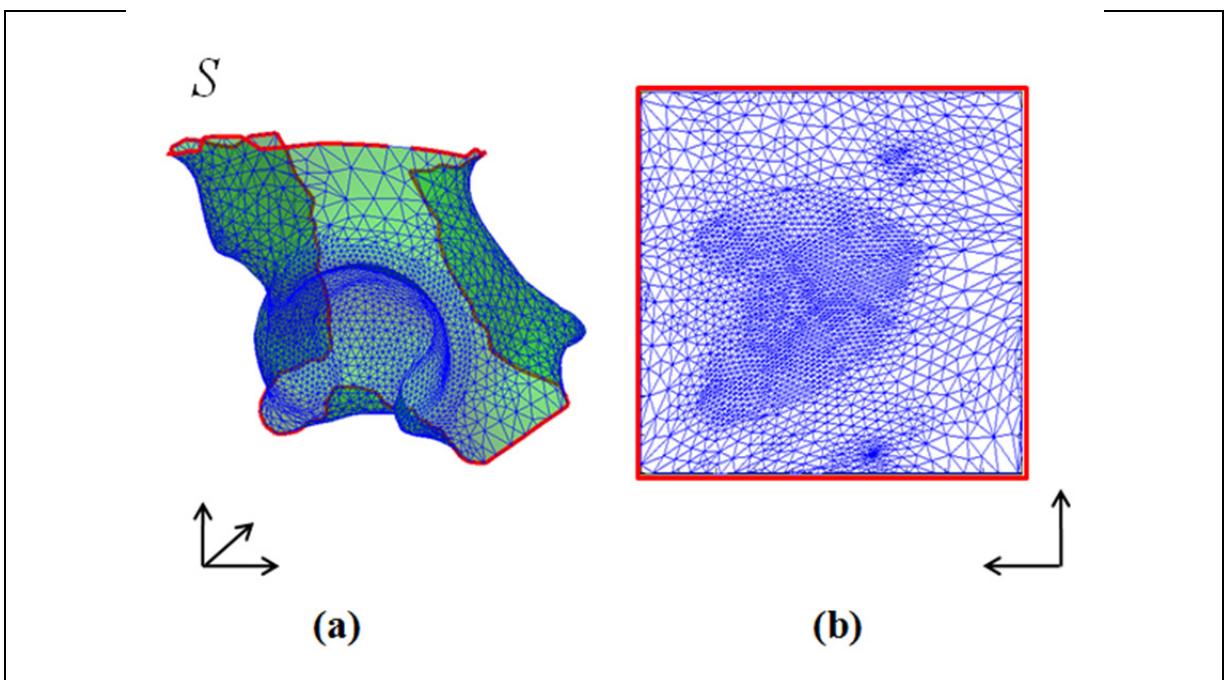


Figure 4.20 Le déploiement de la structure du maillage 3D du cotyle par la paramétrisation de (Floater et Hormann, 2005). (a) La surface de la structure triangulaire 3D; et (b) le domaine de paramétrisation 2D. La courbe en rouge représente les point de la bordure de la surface du maillage 3D placée sur un support carré dans le plan 2D.

4.4.3 Déploiement volumique de données TDM

La surface du maillage 3D sert à délimiter un volume sur les données TDM pour qu'on puisse segmenter ses structures. Cette délimitation commence par la transformation du maillage 3D en plan 2D par le déploiement parapluie pour la tête fémorale et le déploiement par paramétrisation 3D/2D pour le cotyle. Pour déployer le volume de données TDM, il nous faut connaître les vecteurs normaux pour tous les points du maillage, et imposer la colinéarité⁷ entre eux. Nous utilisons pour chaque point du maillage deux de ces voisins qui servent à trouver d'abord deux vecteurs tangents à la surface, la normale sera simplement le produit vectoriel entre ces deux vecteurs tangents. La carte (plan 2D) créée sert aussi à identifier les voisins de chaque point du maillage.

⁷ Rendre tous les vecteurs parallèles entre eux.

Connaissant les points de carte (plan 2D) et leurs vecteurs normaux, nous pouvons alors créer notre volume de données TDM. Chaque point et son vecteur normal est mis en correspondance avec le volume de données TDM. Un profil des intensités est alors sélectionné (longueur fixée par l'utilisateur) selon cette normale qui engendrera un volume de données TDM. Les Figures 4.21 et 4.22 présentent les volumes de données TDM du cotyle et de la tête fémorale déployés par cette technique.

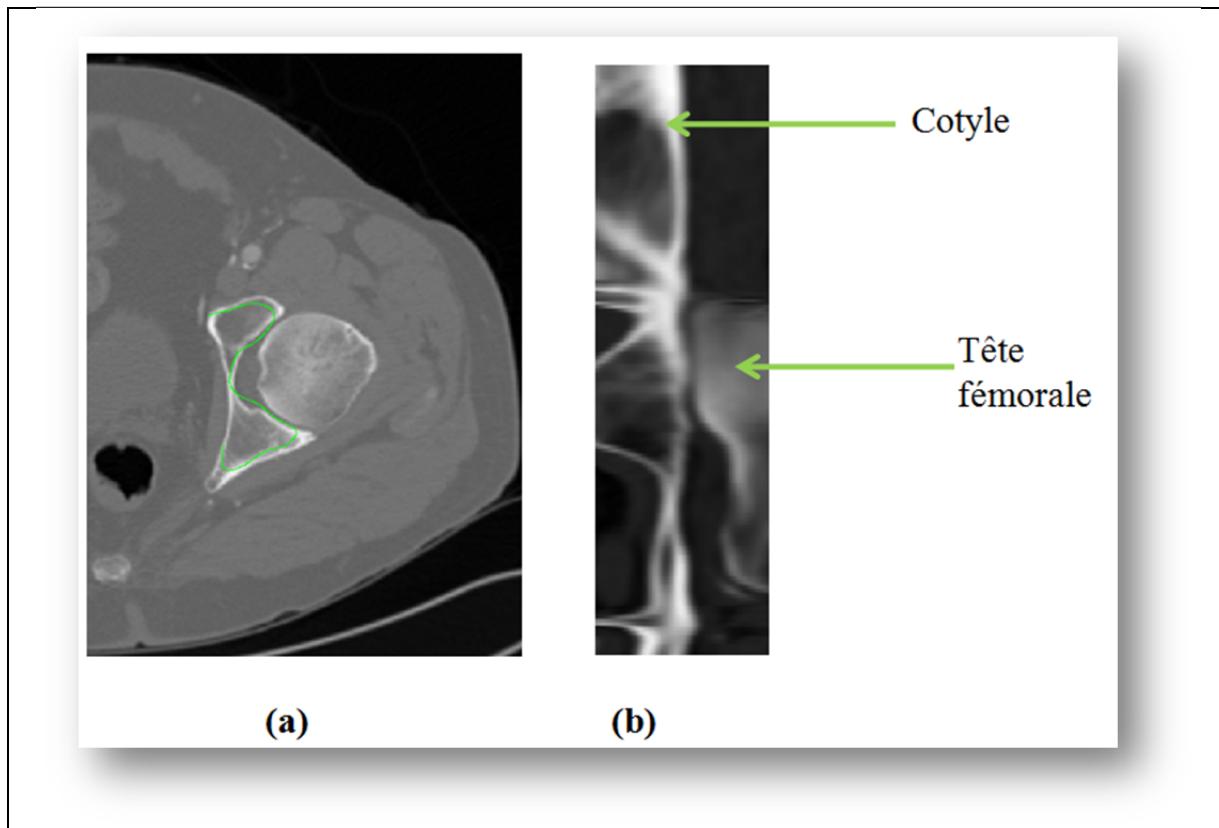


Figure 4.21 Volume de données TDM déployé après le déploiement du maillage 3D du cotyle par déparamétrisation 3D/2D. (a) Coupe axiale de la hanche avec le maillage triangulaire 3D du cotyle positionné; et (b) une tranche dans le volume déployé du cotyle.

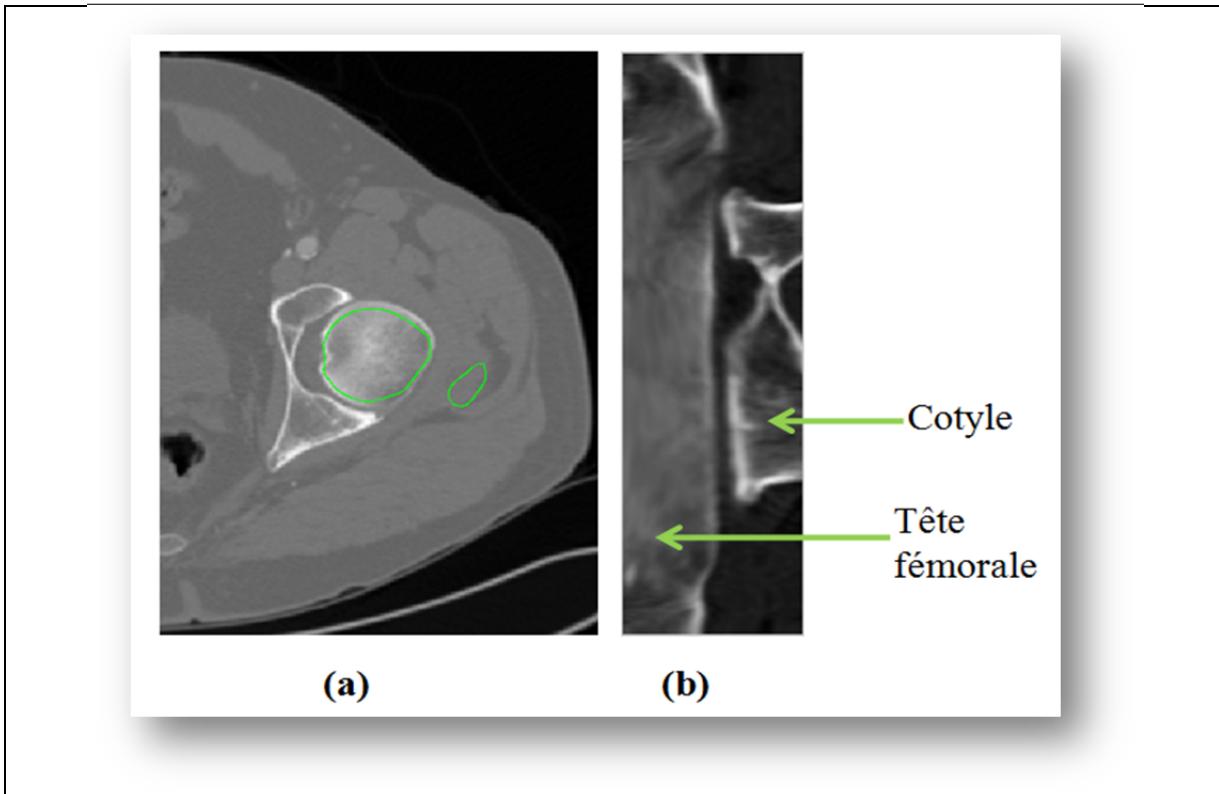


Figure 4.22 Volume de données TDM déployé après le déploiement du maillage 3D de la tête fémorale par déploiement parapluie. (a) Coupe axiale de la hanche avec le maillage triangulaire 3D de la tête fémorale positionné; et (b) une tranche dans le volume déployé de la tête fémorale.

4.4.4 Filtrage du volume déployé

Dans le volume déployé, les deux structures qui sont le cotyle et la tête fémorale ont des surfaces quasi-planares appropriées au filtrage (atténuation du bruit). Un filtre Gaussien unidirectionnel de taille $[1 \times 3]$ orienté selon la direction parallèle à la surface est réalisé afin d'atténuer le bruit et de préserver les arêtes situées selon la normale de ces surfaces.

4.5 La segmentation surfacique par la méthode des surfaces minimales

Après avoir obtenu le volume d'intérêt déployé de chaque structure (la tête fémorale et le cotyle) à partir de données TDM par le déploiement volumique, la surface de chacune des deux structures est une surface quasi-planaire bien orientée dans l'espace 3D. Afin d'extraire

chaque surface dans le volume déployé, la méthode de segmentation choisie est la méthode des surfaces minimales. La surface minimale est une extension de la méthode du chemin minimal (Vincent, 1998); qui se base sur la recherche d'un chemin minimal dans une image dans l'espace 2D. Notre approche est l'adaptation du chemin minimal en la recherche d'une surface minimale dans un volume 3D.

La méthode du chemin minimal est proposée pour la recherche d'une structure ouverte quasi-linéaire orientée et bien définie (continue) dans une image en 2D. La méthode des surfaces minimales est similaire en définition et elle est basée sur la recherche d'une surface quasi-planaire orientée et bien définie (continue) dans un volume 3D. La Figure 4.23 montre une coupe dans un volume 3D déployé de la tête fémorale, où nous pouvons observer la projection d'une surface 3D (les arêtes blanches) qui sont bien définies, orientées et continues.

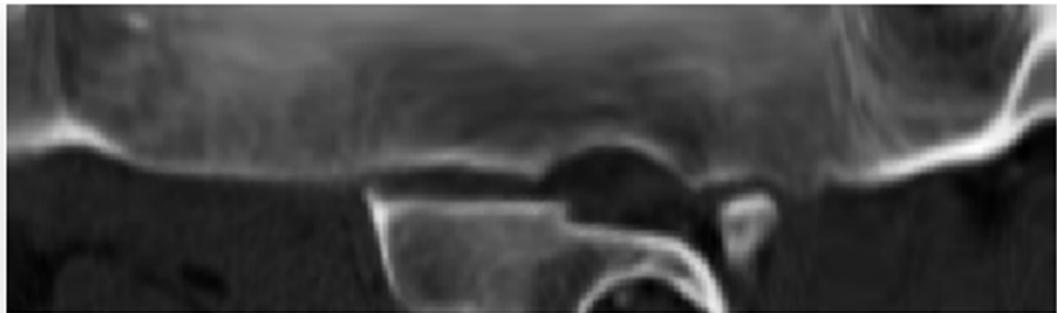


Figure 4.23 Une coupe dans une image 3D qui contient la surface quasi-planaire de la tête fémorale déployée.

La méthode des surfaces minimales se compose en deux étapes majeures. La première étape consiste à calculer le volume accumulé autour de la surface à segmenter (section 4.5.1), et la deuxième étape consiste à extraire la surface recherchée à partir du volume accumulé par la méthode descente de gradient (section 4.5.2).

4.5.1 Volume accumulé autour de la surface à segmenter

L'idée principale de la méthode des surfaces minimales est le calcul de la cumulation du coût à travers les voxels dans le volume des données selon quatre directions en suivant l'orientation de la surface à extraire dans le volume. Les quatre directions de la cumulation sont montrées à la Figure 4.24 où la surface recherchée à extraire est coloriée en vert.

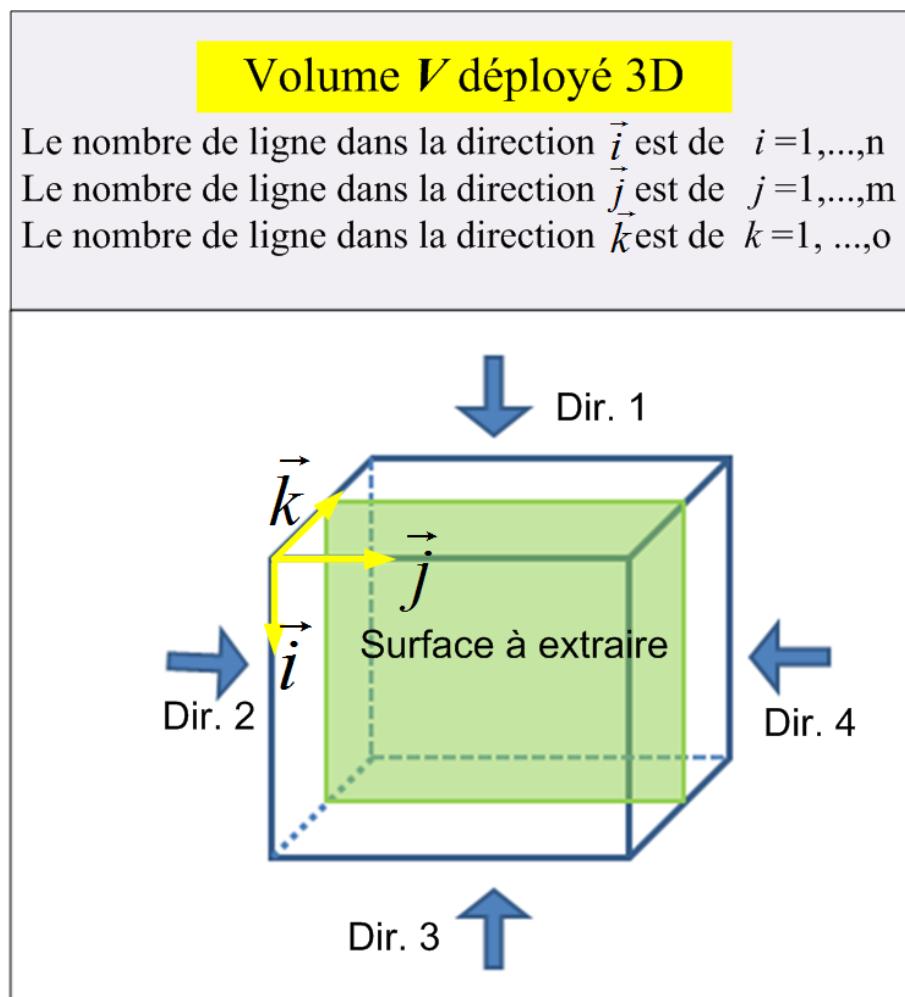


Figure 4.24 Les quatre directions d'accumulation du coût suivant l'orientation de la surface dans le volume des données

La première étape de cette méthode consiste en l'inversion du niveau de gris du volume V déployé 3D (voir Figure ci-dessus 4.24). Le coût à minimiser recherché est proportionnel au

niveau de gris : une structure blanche a un coût plus élevé qu'une structure noire sur l'image 3D (volume V). Étant donné que notre recherche cible les arêtes qui sont blanches, une inversion du niveau de gris est donc nécessaire avant d'entamer la recherche des surfaces minimales.

La deuxième étape se base sur la création d'un volume d'accumulation V_c qui sert à trouver la surface minimale recherchée. Cette création se fait selon les quatre directions montrées à la Figure 4.24 par l'algorithme décrit ci-dessous (équation 4.14). La création de V_c selon la direction i (**Dir.1** de la Figure 4.24) est obtenue comme suit :

$$\left\{ \begin{array}{l} V_c(i, j, k) = \begin{cases} 0 & \text{si } i = 1 \\ +\infty & \text{ailleurs} \end{cases} \\ \text{pour } i = 2, \dots, n \\ \quad V_c(i, j, k) = \min \left\{ V_c(i-1, j_1, k_1) + \mu \times V(i, j, k) \right\}_{j-1 \leq j_1 \leq j+1 \text{ et } k-1 \leq k_1 \leq k+1} \\ \quad \mu = \begin{cases} 1 & \text{si } \{j_1 = j \text{ et } k_1 = k\} \\ \sqrt{2} & \text{si non} \end{cases} \\ \text{fin} \end{array} \right. \quad (4.14)$$

Le scalaire μ est un facteur de pondération qui pénalise la variation de la surface, c'est-à-dire, que plus le facteur est grand, plus la surface est lisse. Le même algorithme est exécuté dans les quatre directions de la Figure 4.24. Le volume accumulé final V_{cf} est la somme des volumes accumulés dans chaque direction, i.e. $V_{cf} = \sum_{i=1, \dots, 4} V_c(\mathbf{Dir}_i)$. La Figure 4.25 présente un résultat de calcul du volume accumulé final V_{cf} où la surface à extraire est bien délimitée et visible.

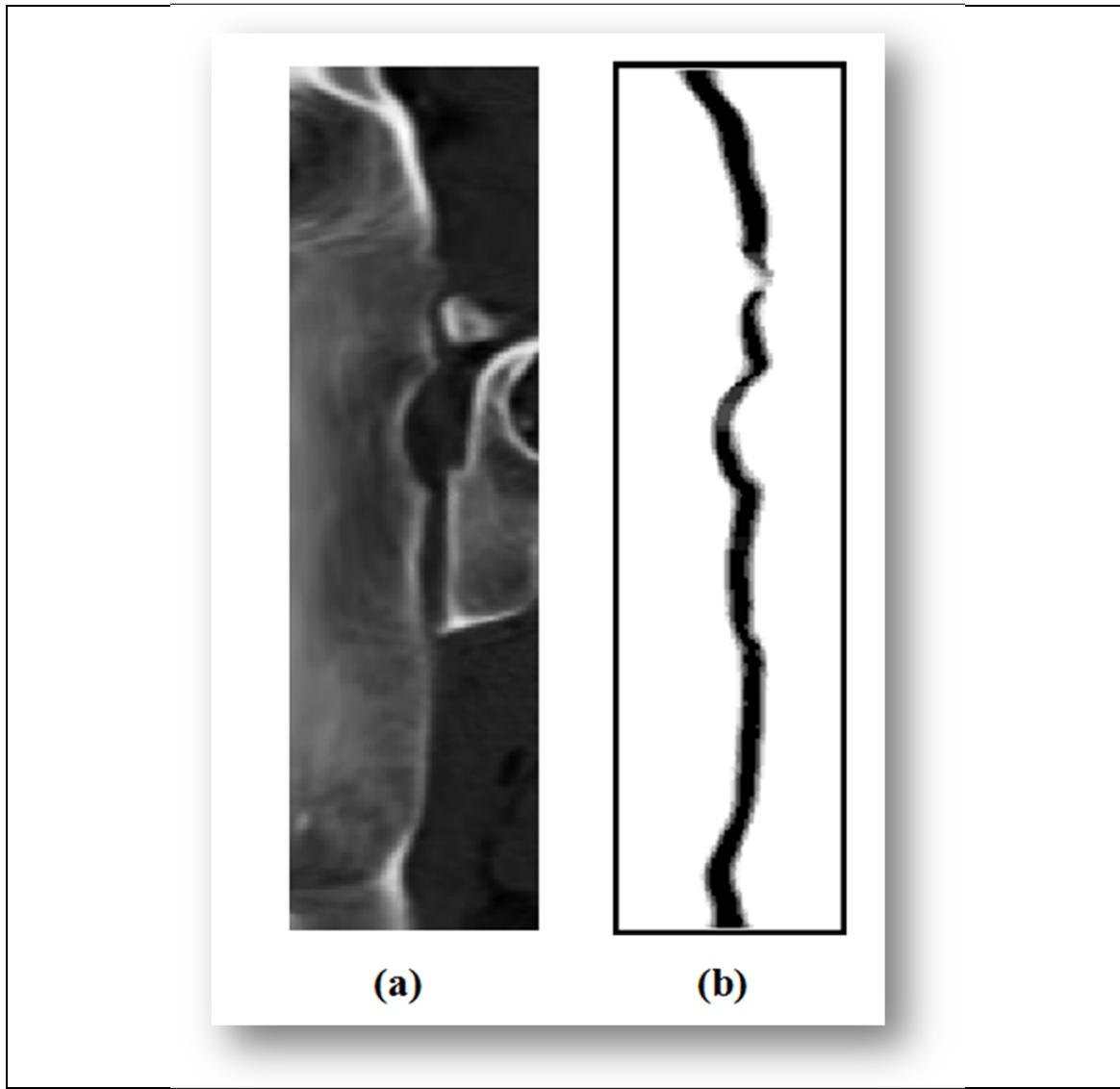


Figure 4.25 Volume accumulé autour de la surface de la tête fémorale. (a) Une coupe dans le volume déployé (tête fémorale); et (b) la même coupe dans le volume d'accumulation total V_{cf} .

4.5.2 Surface minimale par la méthode de descente de gradient sur le volume accumulé

L'étape finale de la segmentation est la recherche de la surface optimale de l'objet à segmenter. Cette recherche se base sur la localisation de la surface minimale dans le volume accumulé final V_{cf} . La méthode utilisée est la méthode de la descente de gradient connue pour sa simplicité. Étant donnée que la descente de gradient est itérative et a

besoin d'une solution de départ, ce choix est facile à poser puisqu'on peut commencer sur la surface où le coût est le plus faible (le niveau de gris le plus faible). La Figure 4.26 présente la surface minimale trouvée par la méthode de la descente de gradient appliquée sur le volume accumulé V_{cf} autour de la tête fémorale.

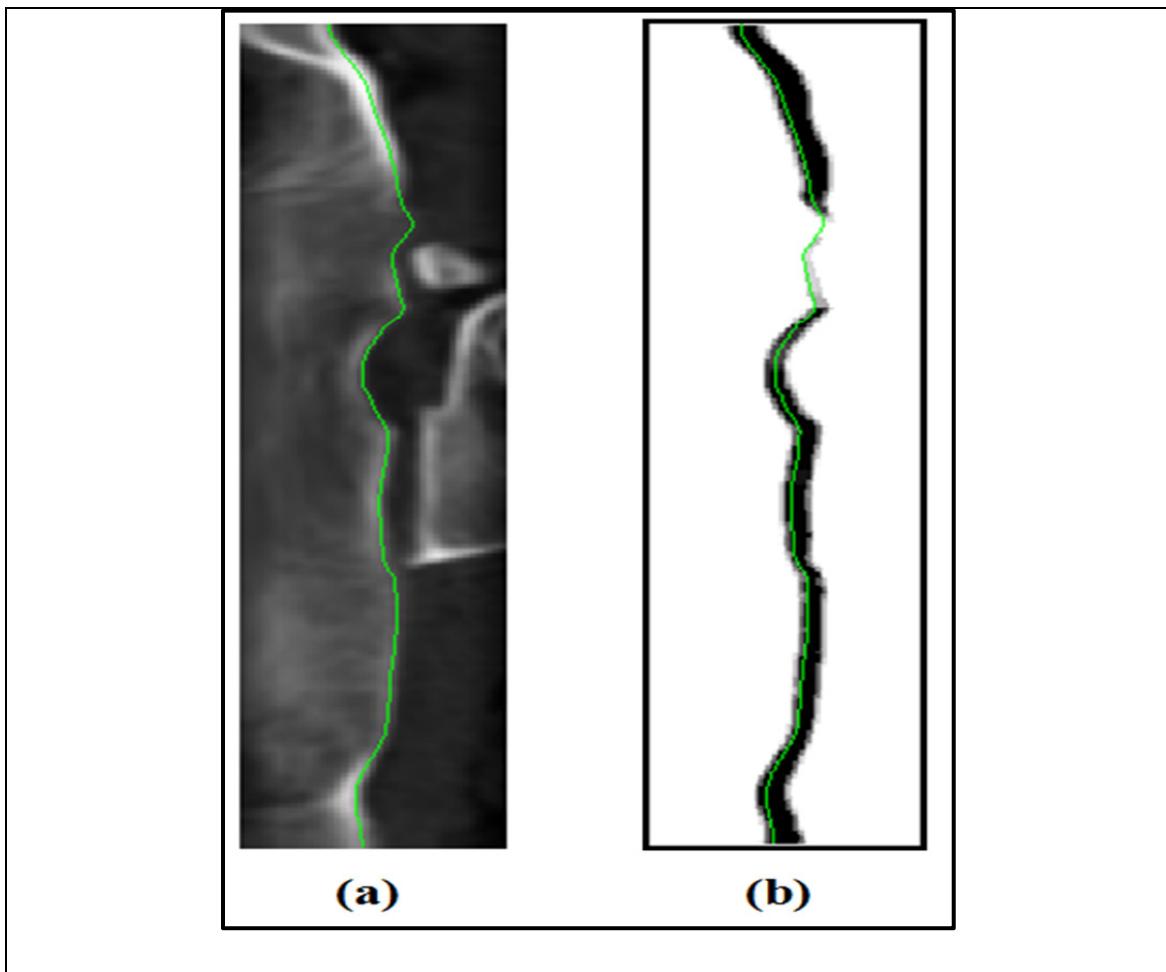


Figure 4.26 Surface minimale trouvée par la méthode de descente de gradient.
(a) Une tranche dans le volume déployé (tête fémorale) avec la surface minimale trouvée en vert; et (b) la surface minimale dans le volume accumulé final V_{cf} .

4.6 Chevauchement entre deux structures adjacentes.

Cette étape est indépendante de la segmentation présentée dans la section précédente (section 4.5). Le chevauchement entre deux structures adjacentes consiste à identifier si une intersection géométrique entre les deux maillages 3D des structures adjacentes est probable, et de le corriger s'il y'a vraiment intersection. Le chevauchement entre les surfaces des maillages de la tête fémorale et du cotyle est dû généralement à l'absence de cartilage articulaire. Par conséquent, les frontières entre les deux structures deviennent difficiles à distinguer sur les images TDM. La correction du chevauchement consiste à séparer les maillages 3D du cotyle et de la tête fémorale en deux structures indépendantes. La détection de chevauchement est analysée par un test d'intersection entre les deux maillages triangulaires 3D. C'est l'intersection entre les facettes représentant les surfaces qui est analysée.

4.6.1 Localisation des régions du chevauchement

Cette étape consiste d'abord à déterminer les couples de facettes proches contenues dans les deux maillages du cotyle et de la tête fémorale. Un couple de facettes proches est constitué de deux facettes F_1 et F_2 , chacune appartenant à un maillage ($F_1 \in$ maillage du cotyle et $F_2 \in$ maillage de la tête fémorale) et qui sont géométriquement proches (notion de distance euclidienne). Les couples de facettes éloignées ne sont pas considérés dans le test du chevauchement. La Figure 4.27(a) présente un cube en 3D défini par les trois points d'une facette. La Figure 4.27(b) présente un couple de facettes F_1 et F_2 considérées éloignées. La Figure 4.27 (c) présente un couple de facettes F_1 et F_2 considérées proches. Le test du chevauchement est appliqué seulement sur les couples de facettes proches dont la probabilité d'intersection entre elles est forte.

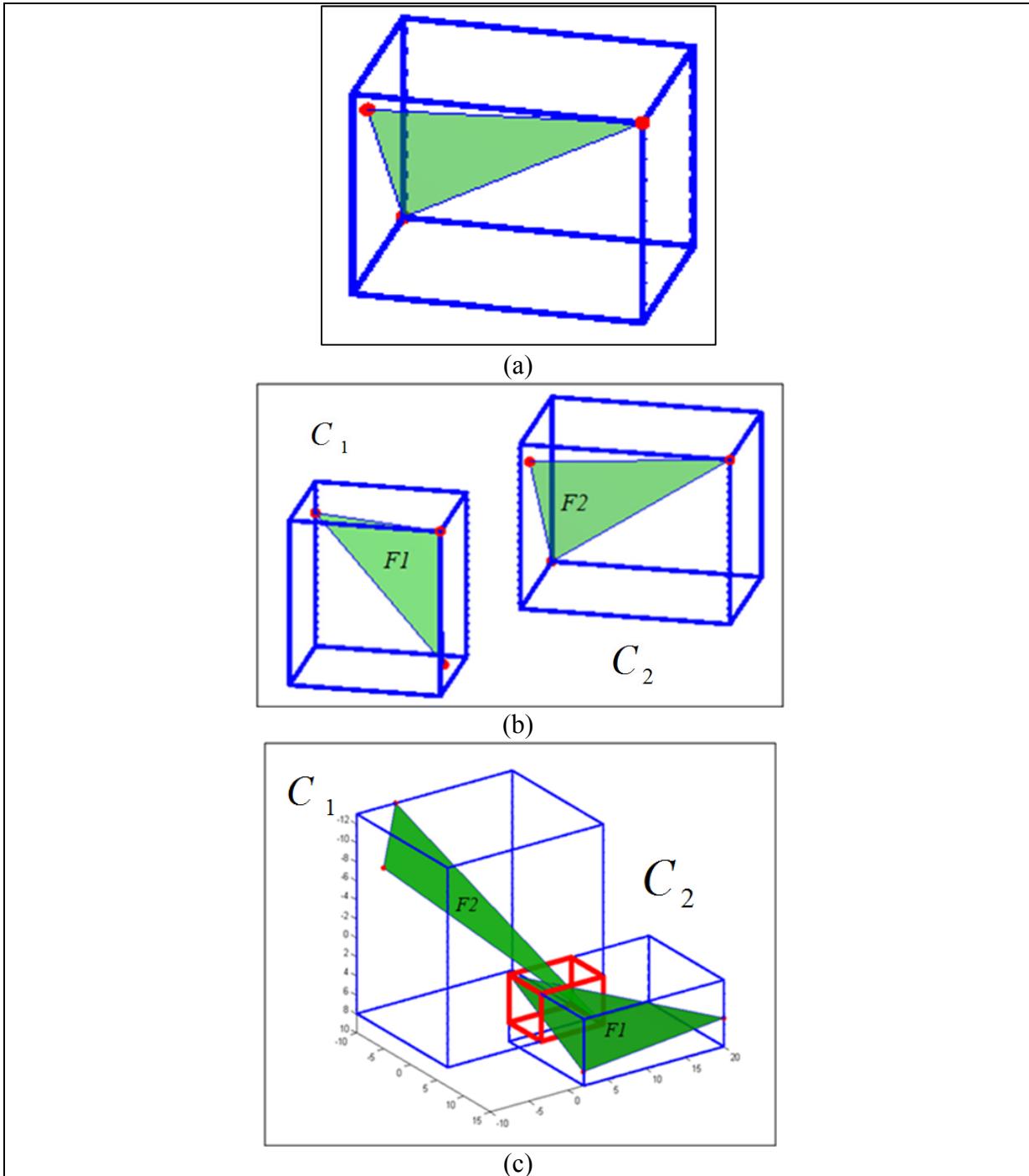


Figure 4.27 (a) Volume cubique déterminé par les trois points qui forment la facette, (b) aucune intersection entre les deux volumes cubiques est déterminée; et (c) Le cube rouge est l'espace d'intersection entre les deux volumes cubiques C_1 et C_2 .

Cette étape consiste à déterminer s'il y a une probabilité d'intersection entre deux facettes appartenant à chaque maillage. D'abord, nous identifions deux volumes cubiques C_1 et C_2 , contenant respectivement les deux facettes F_1 et F_2 de la tête fémorale et du cotyle. Le critère choisi est la distance euclidienne entre C_1 et C_2 . Si une intersection entre les deux cubes C_1 et C_2 est identifiée, un chevauchement entre les deux facettes contenues est probable et l'application du test d'intersection entre les deux facettes est réalisée. Si aucune intersection n'est déterminée entre C_1 et C_2 ; la probabilité de chevauchement entre les deux facettes est nulle. La Figure (4.28), montre un exemple de l'identification de la région où la probabilité d'intersection entre les deux maillages sphériques est élevée. Les deux maillages en bleu représentent les couples de facettes éloignées sur les deux sphères collées. Les maillages en rouge et vert représentent les couples de facettes proches où la probabilité d'intersection est élevée.

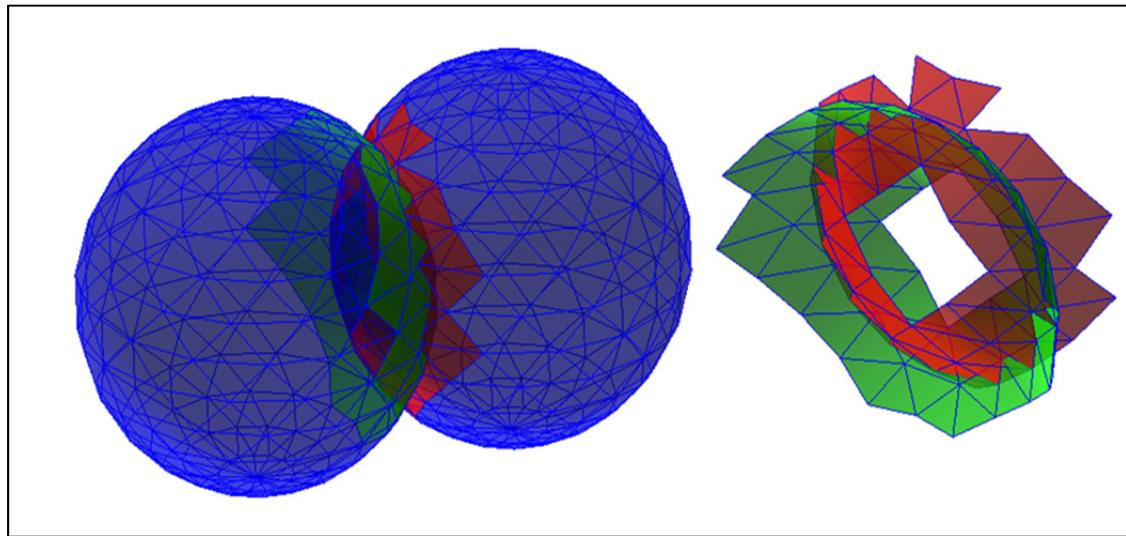


Figure 4.28 Détermination de la région du test d'intersection, les régions verte et rouge constituent la région du test d'intersection, celles-ci appartiennent respectivement au premier et deuxième maillage

4.6.2 Test d'intersection entre facettes d'un couple de facettes proches

Après avoir déterminé tous les couples des facettes proches des deux maillages, nous appliquons le test du chevauchement entre les deux facettes de chaque couple. Soit F_1 et F_2

deux facettes qui appartiennent respectivement au premier et deuxième maillage et qui forment un couple de facettes proches. Afin de savoir si une intersection entre les deux facettes F_1 et F_2 est probable, nous procérons comme suit:

Plan P de F_1 : nous déterminons d'abord l'équation du plan contenant la facette F_1 (voir Annexe III- Fondement théorique du test d'intersection) en se basant sur les coordonnées des trois points de cette facette F_1 (le triangle) et nous trouvons aisément l'équation du plan P 3D dont l'équation s'écrit comme suit (voir Figure 4.29) :

$$ax + by + cz - d = 0 \quad (4.15)$$

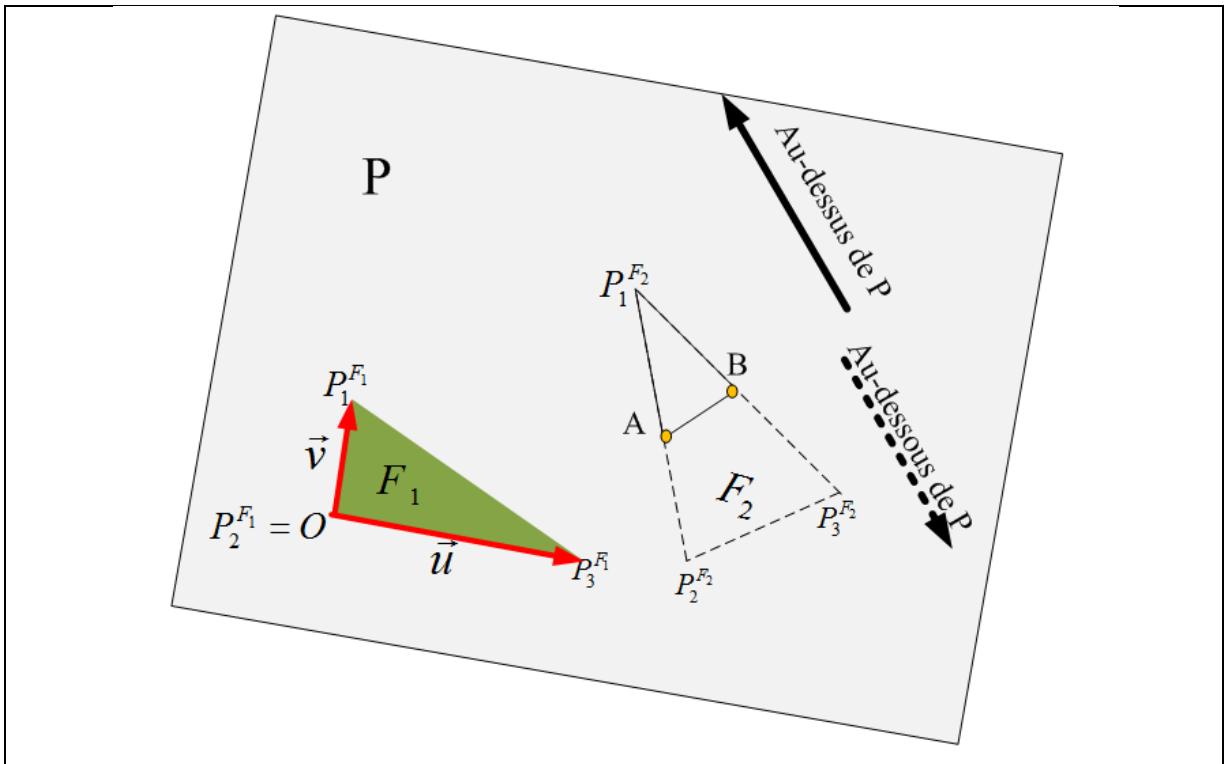


Figure 4.29 Test d'intersection entre facettes F_1 et F_2 . La plan P contenant la facette F_1 intersecte F_2 sans que celle-ci intersecte F_1 . Les points A et B, points d'intersection entre F_2 et P sont à l'extérieur de la facette F_1 .

Positionnement par rapport au plan P : voici un critère de l'emplacement d'un point quelconque M de coordonnées (x_0, y_0, z_0) par rapport au plan P :

- M appartient au plan P , implique que ses coordonnées doivent satisfaire l'équation $ax_0 + by_0 + cz_0 - d = 0$.
- M se situe au dessus du plan P , implique que ses coordonnées doivent satisfaire l'équation $ax_0 + by_0 + cz_0 - d > 0$.
- M se situe au dessous du plan P , implique que ses coordonnées doivent satisfaire la condition $ax_0 + by_0 + cz_0 - d < 0$.

Test d'intersection entre P et F_2 : le critère de l'emplacement par rapport au plan P est appliqué sur les trois points constitutants la facette F_2 pour savoir si celle-ci coupe le plan P .

La facette F_2 n'intersecte pas le plan P si ces trois points sont du même côté du plan, i.e. au dessus ou au dessous de P. Sinon, il y'a intersection entre la facette F_2 et le plan P.

Test d'intersection entre F_1 et F_2 : le test d'intersection entre le plan P contenant la facette F_1 et la facette F_2 est une condition nécessaire mais non suffisante pour l'intersection entre les facettes F_1 et F_2 (voir Figure 4.29). Il se peut que le plan P intersecte la facette F_2 qui peut être située loin de la facette F_1 , ce qui implique la non intersection entre F_1 et F_2 :

$$F_1 \subset P \text{ et } \begin{cases} P \cap F_2 \neq \emptyset \\ F_1 \cap F_2 = \emptyset \end{cases} \quad (4.16)$$

Pour compléter le test d'intersection entre F_1 et F_2 , nous appliquons la procédure suivante. Tel que montré à la Figure 4.29, nous supposons d'abord que la facette F_2 intersecte le plan P. Les points A et B sont les deux extrémités de la droite résultante de cette intersection. Nous posons les vecteurs \vec{u} et \vec{v} comme vecteurs directeurs des deux côtes de la facette F_1 . La facette F_1 intersecte la facette F_2 si et seulement si un des deux points A ou B se situe à l'intérieur de la facette F_1 (le triangle) [Voir Figure 4.30]. Cette condition se traduit par le système d'équations suivant :

$$A \in F_1 \Rightarrow \begin{cases} \overrightarrow{OA} = \alpha \vec{u} + \beta \vec{v} \\ (\alpha, \beta) \geq (0, 0) \\ \alpha + \beta \leq 1 \end{cases} \quad (4.17)$$

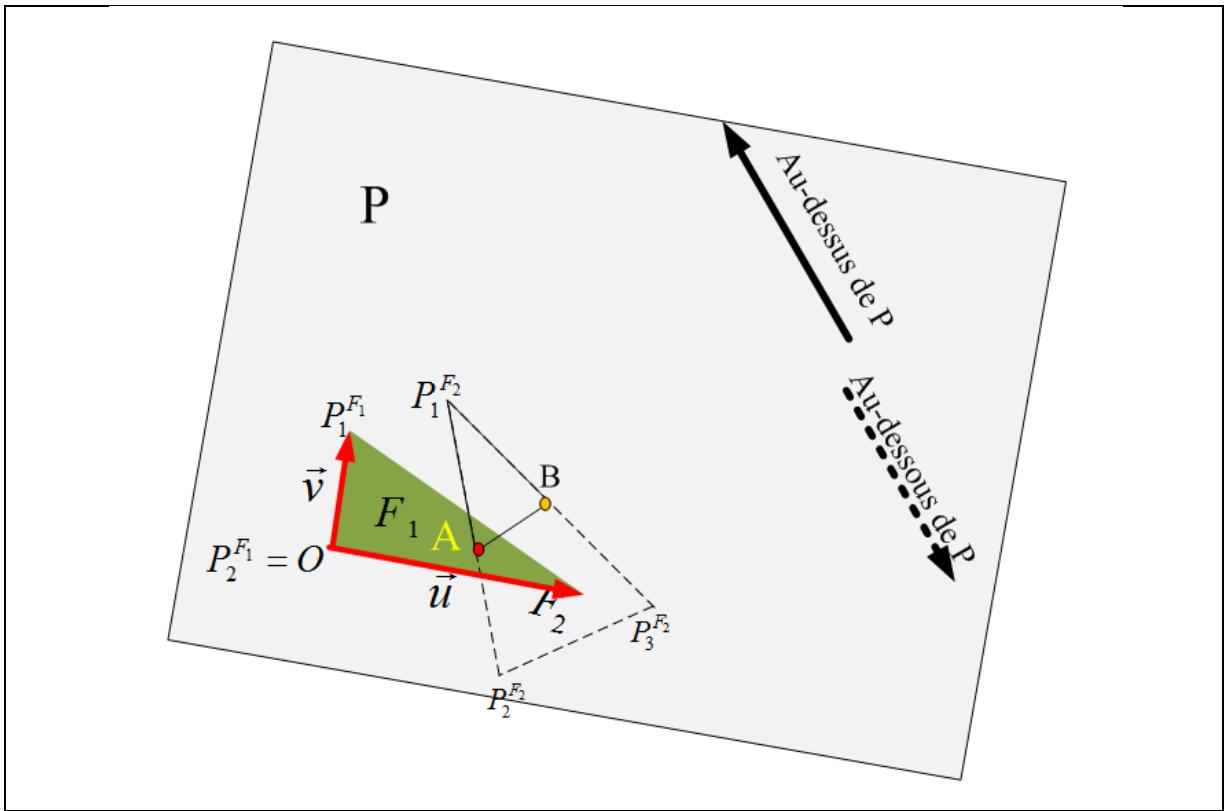


Figure 4.30 Test d'intersection entre facettes F_1 et F_2 . Le point A est le point d'intersection entre les deux facettes, celui-ci est déterminé par le test d'intersection

Dans le cas où les deux facettes F_1 et F_2 se localisent sur le même plan, le test d'intersection se fera entre les segments des triangles. Plus de détails sont présentés à l'annexe IV-Fondement géométrique du test du chevauchement.

La Figure 4.31 représente quelques exemples de détection d'intersection entre deux facettes dans l'espace 3D.

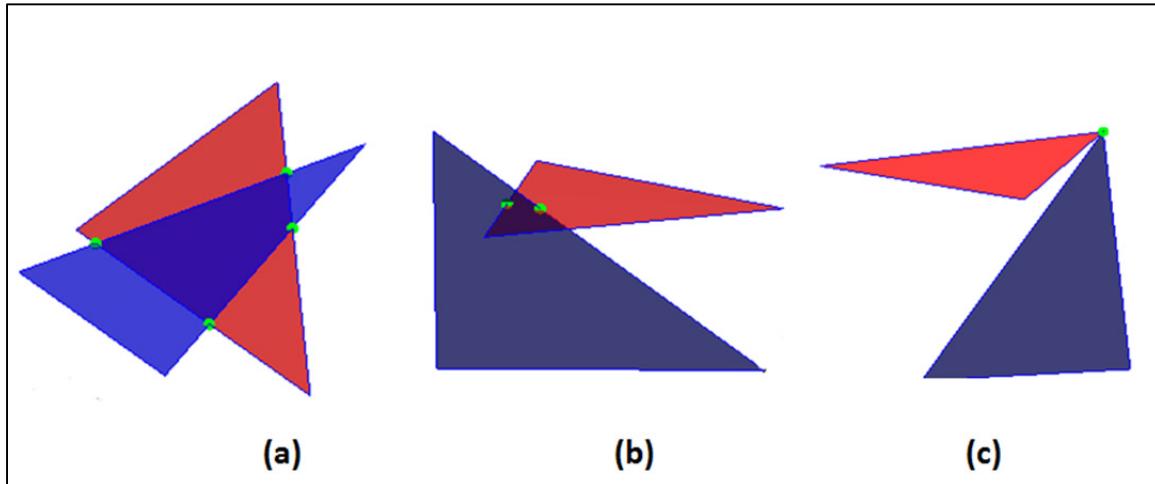


Figure 4.31 Détection d'intersection entre deux facettes, (a) les deux facettes sont sur le même plan, (b) les deux facettes ne sont pas sur le même plan, (c) les deux facettes se sont intersectées en un sommet.

La Figure ci-contre (4.32) présente toutes les intersections entre les couples de facettes proches déjà identifiées sur les deux sphères de la région localisée sur la Figure 4.28.

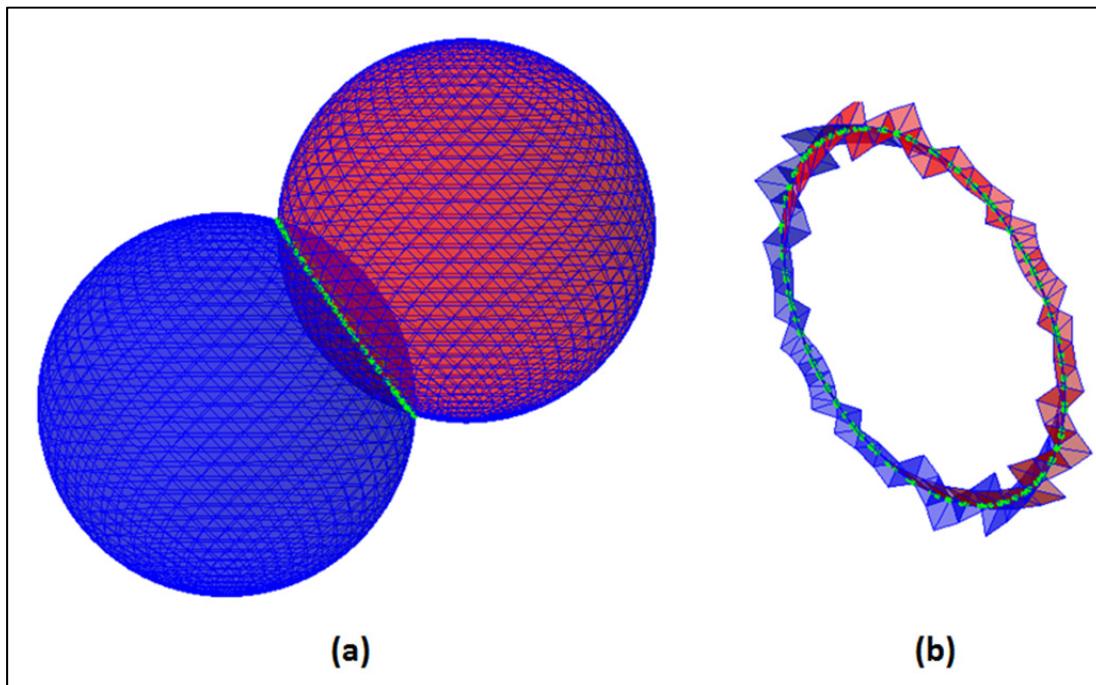


Figure 4.32 (a) Détection d'intersection entre deux maillages triangulaires, (b) la région bleue et la région rouge constituent la région d'intersection, celles-ci appartiennent respectivement au premier et deuxième maillage

4.6.3 Correction du chevauchement entre les modèles reconstruits de la tête fémorale et du cotyle.

Origine du chevauchement : La tête fémorale est principalement constituée de l'os spongieux qui est moins dense et moins visible (moins d'information) sur les images TDM. Le cotyle est relativement plus visible sur les images puisqu'il est principalement constitué de l'os cortical. Généralement, lorsqu'il y'a dégénérescence du cartilage, l'ombrage de cotyle sur les images TDM est facile à identifier et à segmenter contrairement à la tête fémorale qui est invisible. La segmentation de la tête fémorale par les surfaces minimales produit souvent des surfaces régulières plates lorsque le cartilage est sain (Figure 4.33), et des surfaces irrégulières bosselées lorsqu'il y'a un chevauchement, à cause de l'absence du cartilage (Figure 4.34). Mathématiquement, l'approche surface minimale tombe dans des minima

locaux et non globaux, sources des bosses sur la surface segmentée. Ces minima locaux indiquent que le cotyle est très proche de la tête fémorale à cause de la présence de forte information.

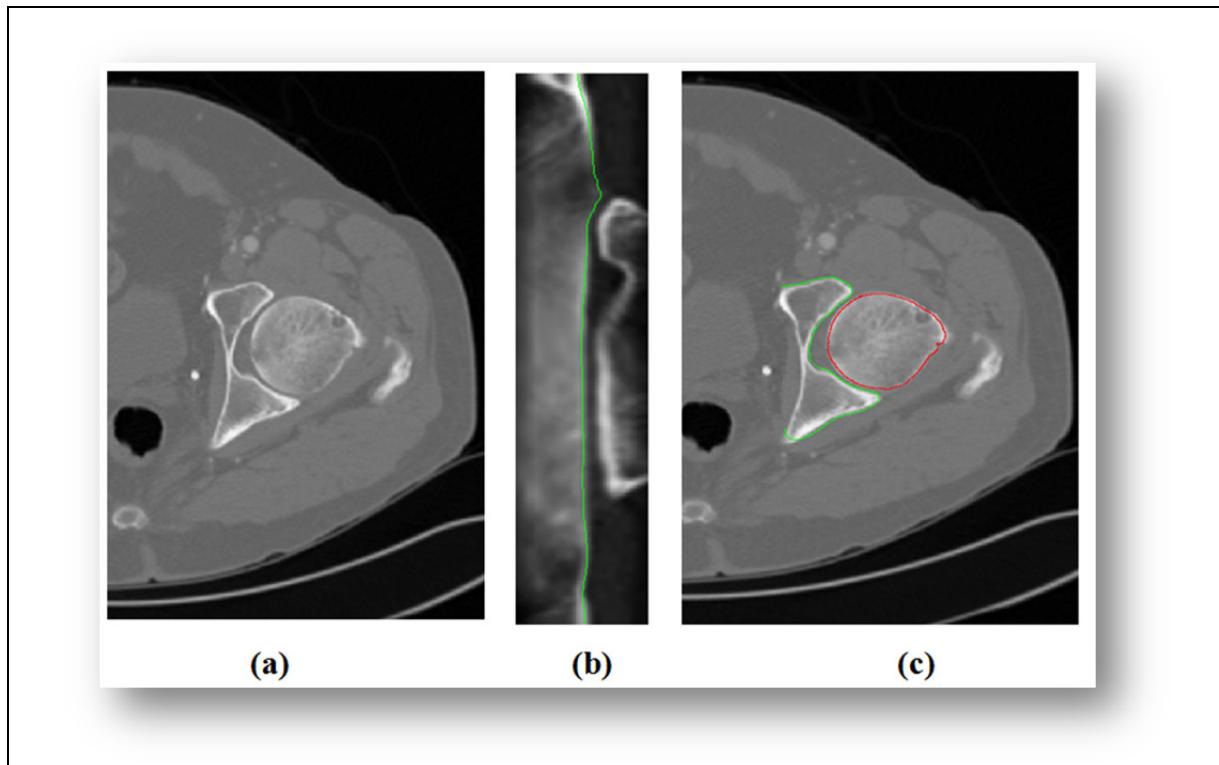


Figure 4.33 (a) Une coupe axiale de la hanche, les deux structures (la tête fémorale et le cotyle) sont assez espacées; (b) segmentation avec l'approche *surface minimale* de la tête fémorale dans l'espace déployé; et (c) résultat de la segmentation des deux structures (la tête fémorale et le cotyle) dans l'espace originale.

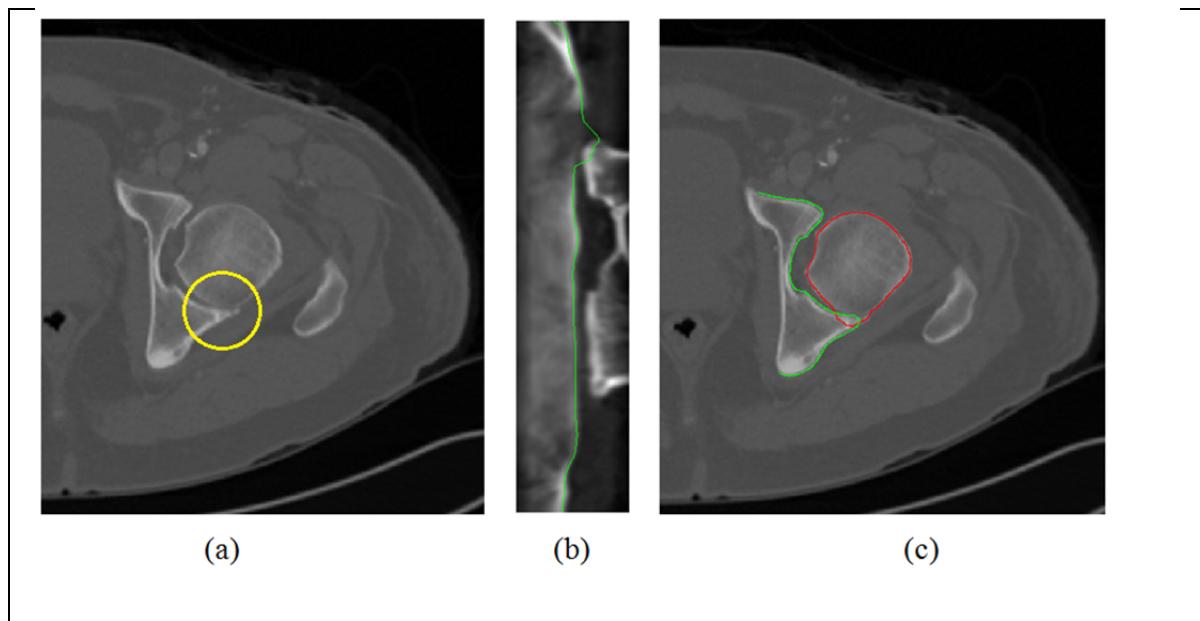


Figure 4.34 (a) Une coupe axiale de la hanche, la région entourée par le cercle est une région où les deux structures sont très proches; (b) segmentation avec la surface minimale dans l'espace déployé (tête fémorale) avec une région mal segmentée; et (c) résultat de segmentation des deux structures dans l'espace originale.

En résumé, selon notre hypothèse, nous pouvons dire que l'approche surface minimale est assez robuste afin de segmenter le cotyle dans l'espace déployé car l'os cortical génère plus d'information sur les images TDM contrairement à l'os spongieux de la tête fémorale qui est moins visible. Ceci induit l'approche de la segmentation par les surfaces minimales à produire des erreurs de segmentation de la tête fémorale quand la surface du cotyle est très proche de cette dernière.

Correction de la surface segmentée de la tête fémorale : nous détectons d'abord sur le maillage 3D de la tête fémorale toutes les intersections possibles avec celui du cotyle par le test d'intersection (Figure 4.35).

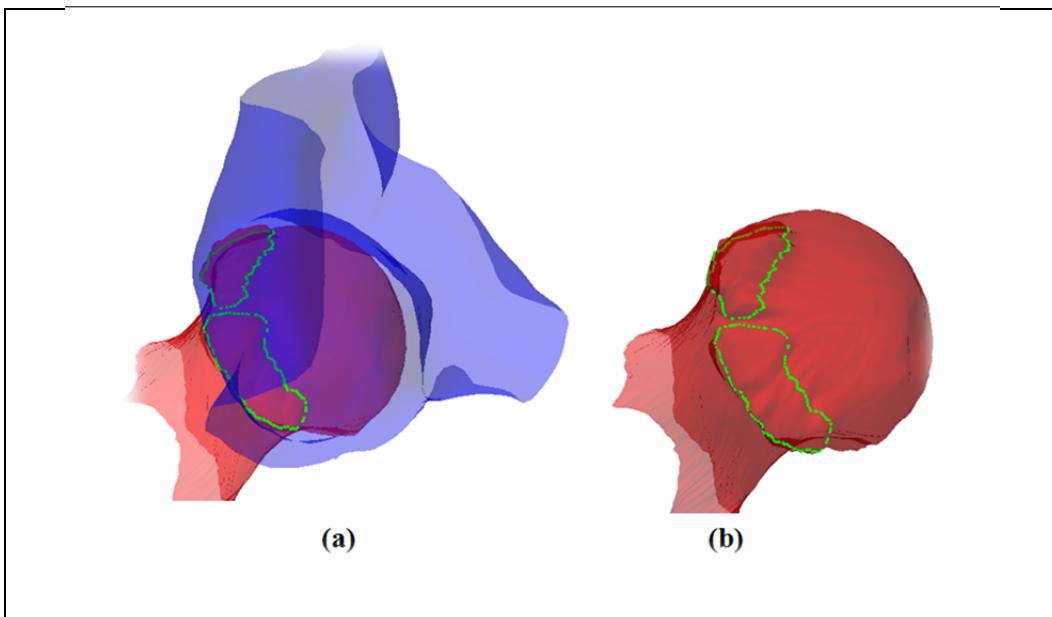


Figure 4.35 (a) Test d'intersection entre les deux modèles triangulaire reconstruits de la tête fémorale et du cotyle; et (b) le modèle triangulaire de la tête fémorale reconstruit en vert est la région mal segmentée.

La deuxième étape consiste à chercher la région correspondante sur la surface où le chevauchement se produit (Figure 4.36). Sur le volume déployé, la région correspondante au chevauchement est caractérisée par des bosses, caractéristiques principales, selon notre hypothèse du chevauchement. Sur la surface de la tête fémorale extraite à partir du volume déployé, nous appliquons un masque morphologique simple pour éliminer les bosses. La région masquée est interpolée pour remplir le vide. L'interpolation cubique produit des surfaces similaires à la surface des voisinages, lisses et continues, qui assure la même caractéristique sphérique de la tête fémorale.

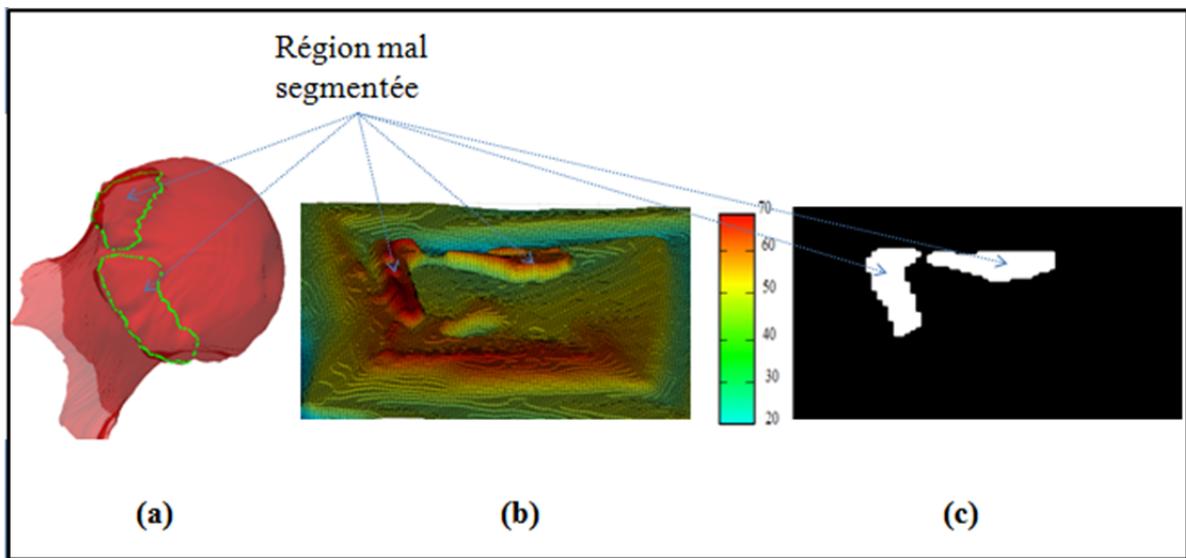


Figure 4.36 (a) Modèle reconstruit avec détection de la région mal segmentée (tête fémorale); (b) surface de la tête fémorale extraite à partir du volume déployé, la couleur exprime l'altitude des points de la surface, les régions rouges sont les régions les plus haute de la surface; et (c) masque avec la région mal segmentée étiquetée.

Les Figures 4.37-4.44 présentent des corrections du chevauchement sur les surfaces segmentées des deux structures de la hanche. La surface 3D de la tête fémorale est celle qui est mal segmentée. Le test de chevauchement apporte toujours une solution acceptable selon notre hypothèse, qui est la séparation des deux structures.

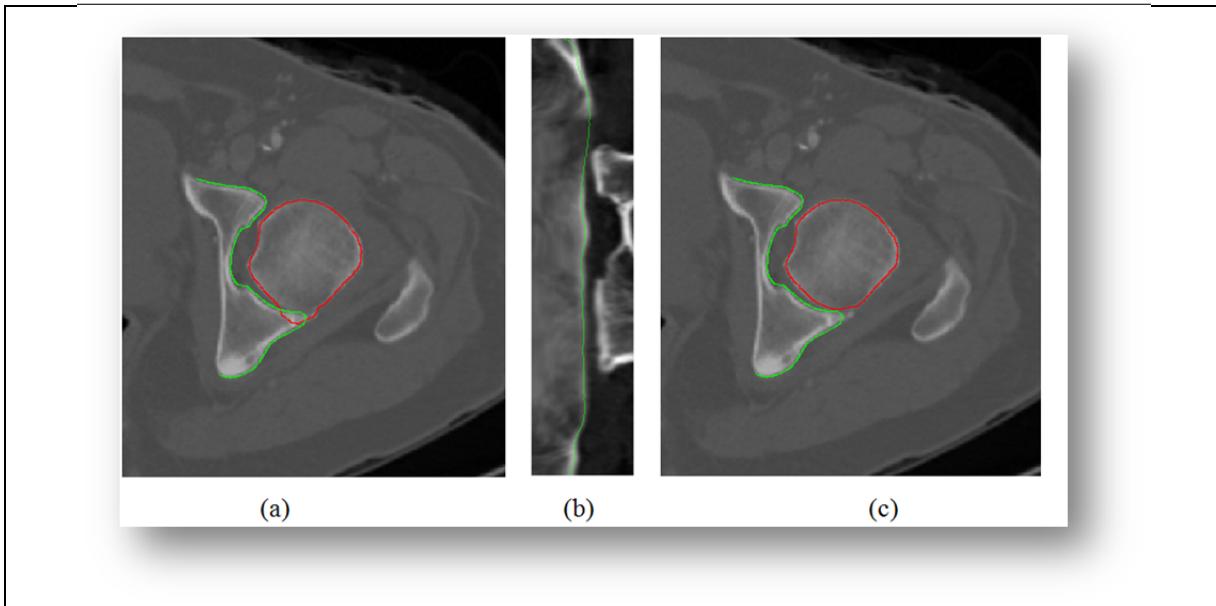


Figure 4.37 (a) Une coupe axiale de la hanche avec le résultat de segmentation des deux structures (cotyle, tête fémorale). Présence du chevauchement entre les deux modèles reconstruits; (b) correction de la mauvaise segmentation sur la surface extraite à partir du volume déployé; et (c) résultat de la correction dans l'espace original.

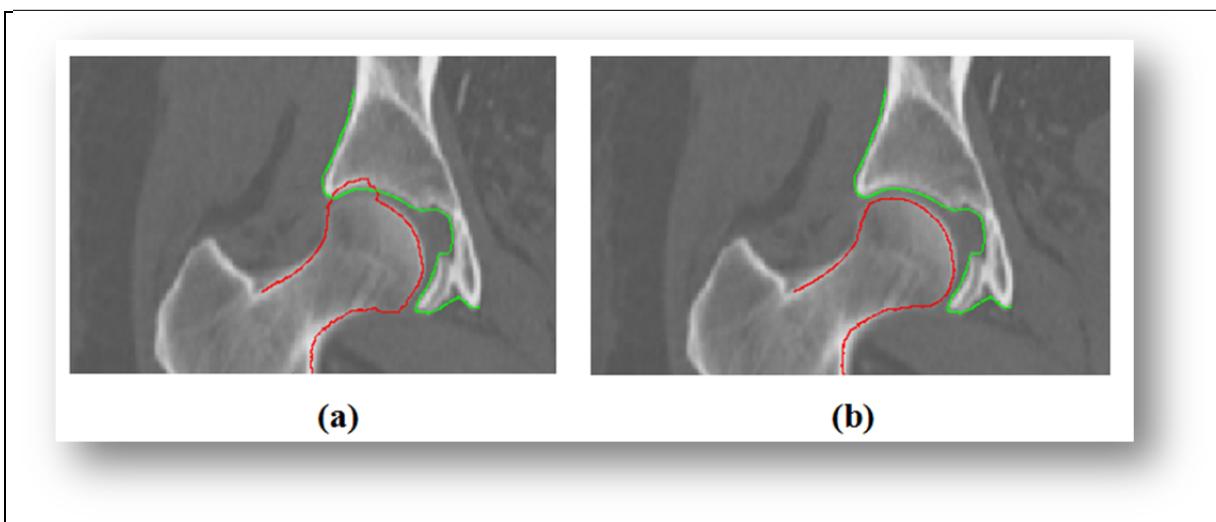


Figure 4.38 (a) Une coupe coronale de la hanche avec le résultat de segmentation de chaque structure (cotyle, tête fémorale). Présence de chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.

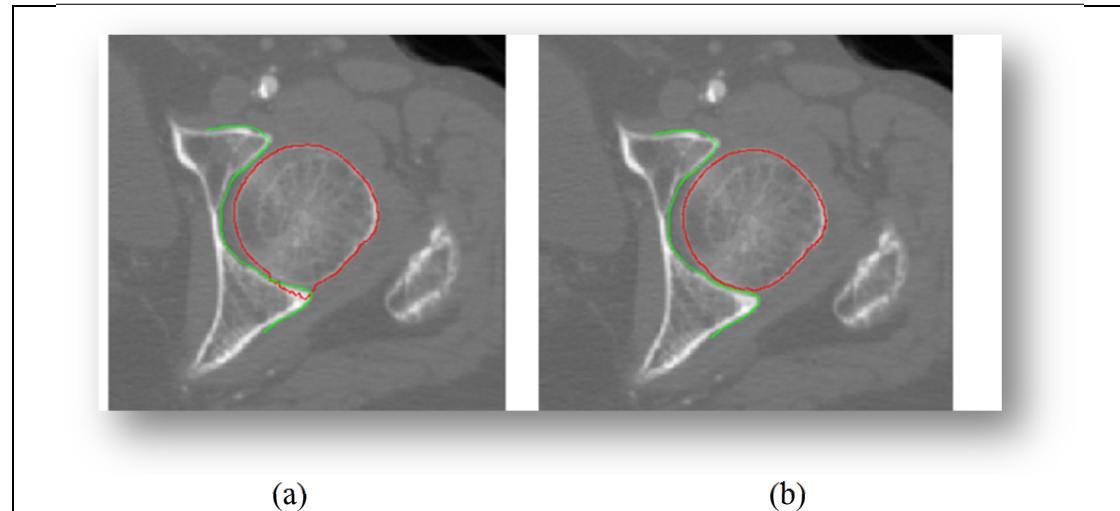


Figure 4.39 (a) Une coupe axiale de la hanche avec le résultat de segmentation des deux structures (cotyle, tête fémorale). Présence du chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.

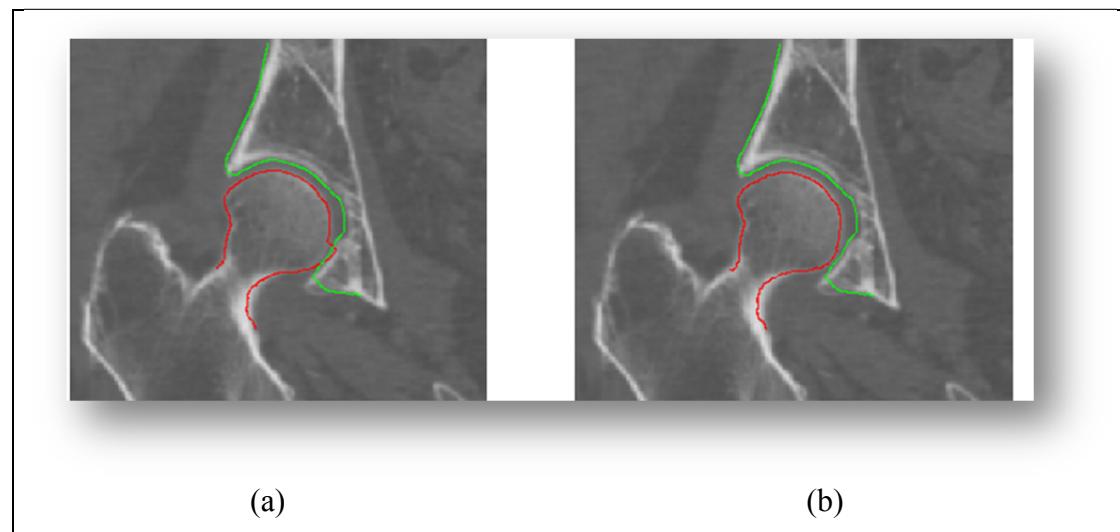


Figure 4.40 (a) Une coupe coronale de la hanche avec le résultat de segmentation de chaque structure (cotyle, tête fémorale). Présence de chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.

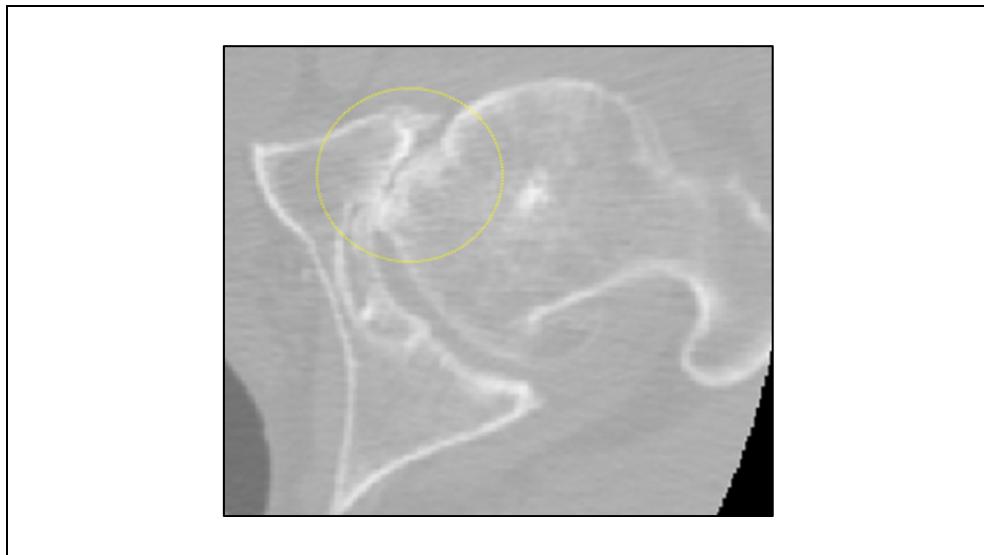


Figure 4.41 Une coupe axiale de la hanche où les deux structures (cotyle, tête fémorale) sont presque colées au niveau de la région entourée par le cercle.

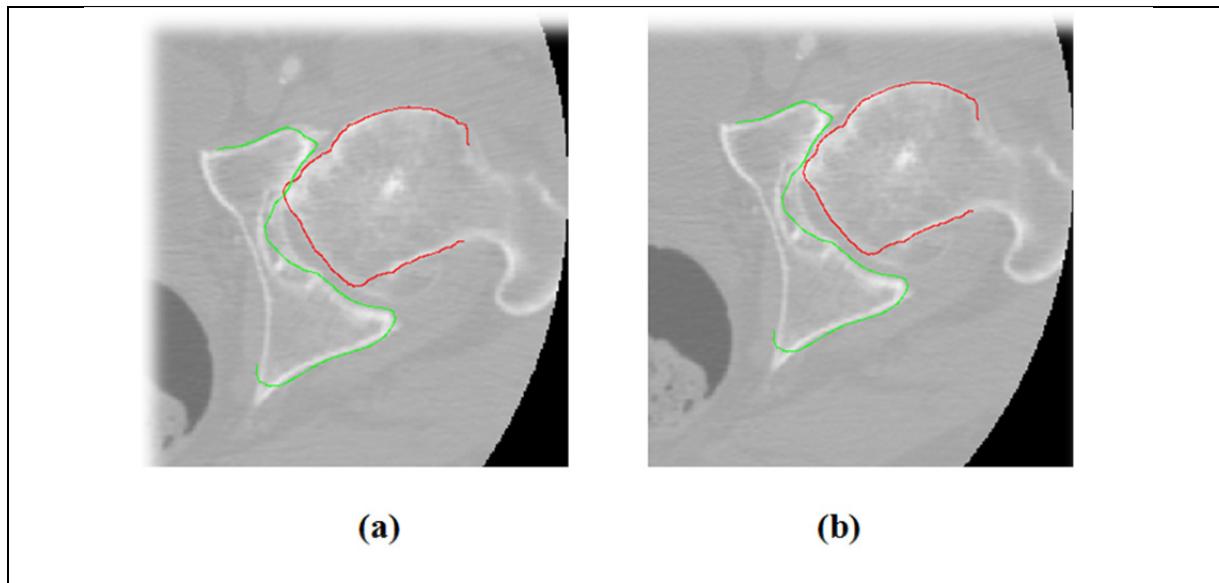


Figure 4.42 (a) Une coupe axiale de la hanche avec le résultat de segmentation des deux structures (cotyle, tête fémorale). Présence du chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.

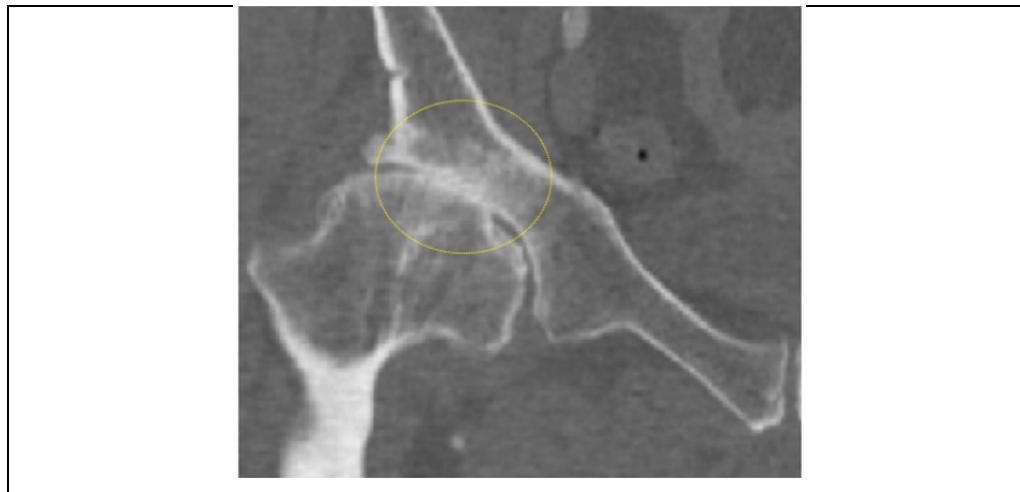


Figure 4.43 Une coupe coronale de la hanche où les deux structures (cotyle, tête fémorale) sont presque colées au niveau de la région entourée par le cercle.

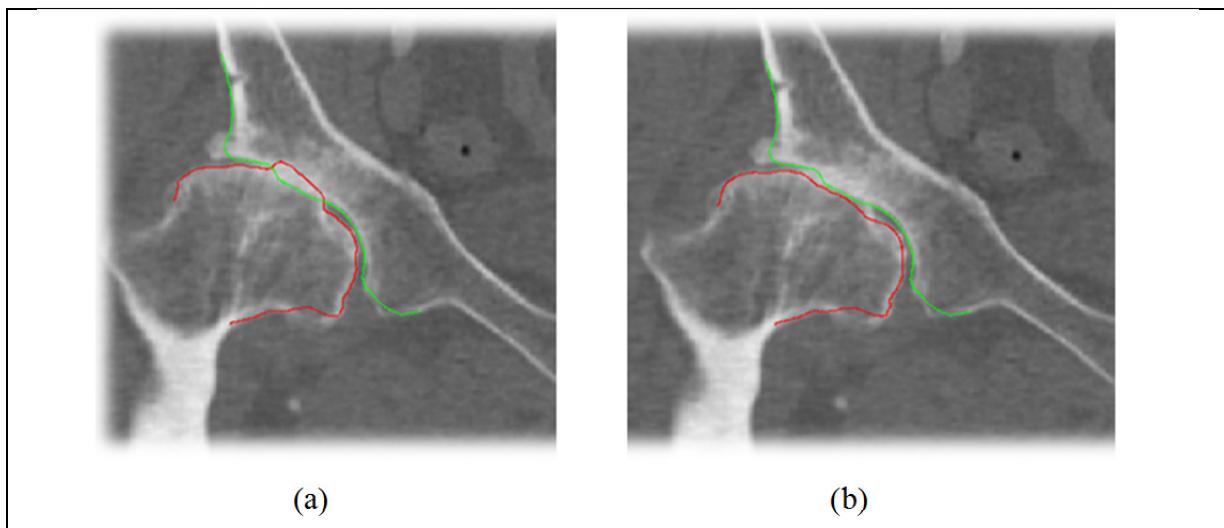


Figure 4.44 (a) Une coupe coronale de la hanche avec le résultat de segmentation de chaque structure (cotyle, tête fémorale). Présence de chevauchement entre les deux modèles reconstruits; et (b) correction du chevauchement.

4.7 Conclusion

La méthode de segmentation proposée se base essentiellement sur la modélisation des deux structures de l'articulation de la hanche par des maillages triangulaires 3D dont la déformation est gérée par des transformations mathématiques : segmentation hiérarchique, déploiement en surface 3D et minimisation. Malgré son apparence complexe, cette méthode est facile à implémenter. La plus value ajoutée se résume en la segmentation hiérarchique, le déploiement parapluie et par paramétrisation, en la segmentation par surfaces minimales et le test du chevauchement. Dans la section suivante, nous discuterons ses performances en analysant les résultats qui semblent adéquats.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS, DISCUSSION ET RECOMMANDATIONS

5.1 Introduction

Le présent chapitre permettra d'évaluer la méthode de la reconstruction en 3D de la hanche à partir des images TDM. Les tests de validation présentés dans cette section ont pour objectif d'évaluer les erreurs de précision par rapport à un standard de référence basé sur une segmentation manuelle par le logiciel *SliceOmatic*⁸. Les temps de calcul des étapes de reconstructions sont aussi analysés. D'abord, nous **introduirons** la base de données utilisée pour la validation.

5.2 Base de données pour la validation de la méthode de la reconstruction de la hanche

La méthode de reconstruction 3D des structures de la hanche proposée a été validée sur une base de données de 10 images TDM volumiques 3D de la hanche. L'acquisition de cette base de données a été réalisée au service d'orthopédie de l'Hôpital Notre-Dame de Montréal, Québec, Canada, sous la supervision du Dr. Frederic Lavoie⁹ sur des patients souffrant de problèmes de la hanche. Les images TDM utilisées de façon rétrospective, ont été anonymisées et rendues disponibles selon les normes des comités d'éthique et de la recherche du CHUM et de l'ÉTS. Ces images TDM ont une résolution de 1 mm dans la direction axiale, c'est-à-dire la distance qui sépare deux tranches axiales successives, et une résolution de 0,7 mm dans la section de coupe. Les reconstructions 3D de la hanche ont été comparées à des reconstructions sur les mêmes images de la base de données, réalisées manuellement à l'aide du logiciel *SliceOmatic*⁶. Les reconstructions 3D manuelles sont considérées comme le standard de référence (*Gold Standard*).

⁸ Tomovision, Magog, Québec, Canada, 2012

⁹ Frederic Lavoie, CHUM - Hôpital Notre-Dame

5.3 Résultats

5.3.1 La précision des reconstructions en 3D de la hanche

La précision des reconstructions 3D par la méthode proposée se base sur l'erreur géométrique des structures reconstruites par rapport à celles reconstruites manuellement par le logiciel *SliceOmatic* (la référence). L'erreur de précision est quantifiée par le calcul de la distance euclidienne moyenne, entre les points des structures reconstruites par notre méthode et la méthode standard de référence. La Figure 5.1 présente les structures de la hanche reconstruites par notre méthode (Figure 5.1(a)) et la méthode standard de référence (Figure 5.1(b)).

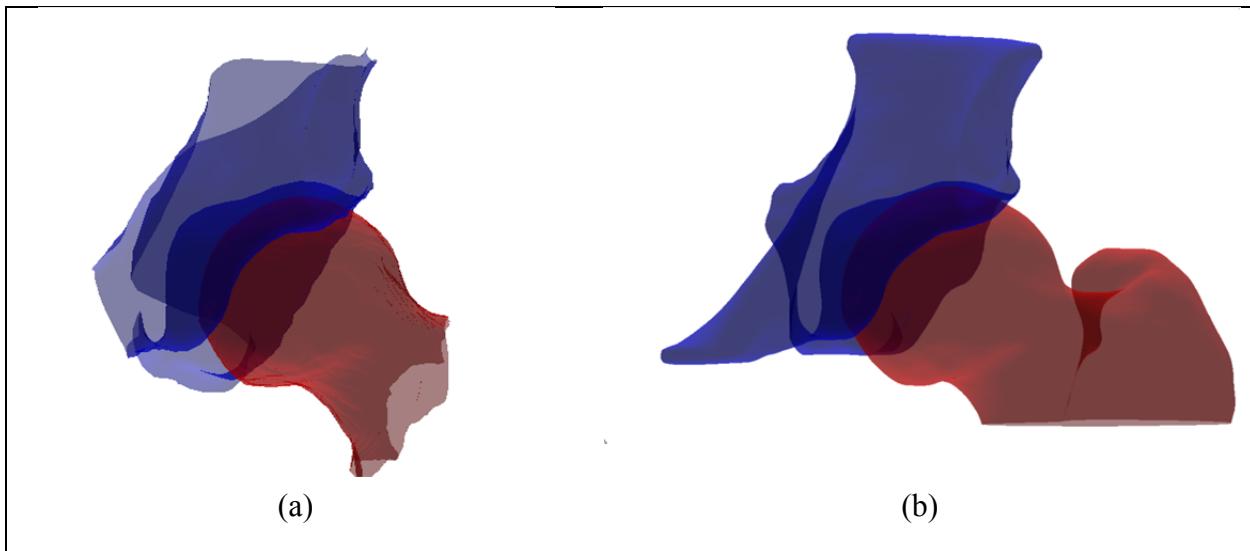


Figure 5.1 Comparaison entre des reconstructions par la méthode proposée en (a) et la méthode manuelle par *sliceOmatic*, considérée comme la méthode standard de référence (b).

Les erreurs de précision des reconstructions de chaque image volumique TDM sont compilées au Tableau 5.1. Nous distinguons les erreurs de précision sur le cotyle en colonne 2 et celles sur la tête fémorale en colonne 3.

Tableau 5.1 Les erreurs de précision estimées des reconstructions 3D du cotyle et de la tête fémorale par rapport aux reconstructions par la méthode de référence (*sliceOmatic*)

<i>Images TDM</i>	<i>Erreurs de précisions entre les reconstructions par la méthode proposée et la méthode de référence [moyenne ± écartype] (mm)</i>	
	Cotyle	Tête fémorale
<i>Image 1</i>	$0,85 \pm 0,28$	$0,70 \pm 0,20$
<i>Image 2</i>	$0,90 \pm 0,35$	$0,68 \pm 0,15$
<i>Image 3</i>	$0,82 \pm 0,28$	$0,74 \pm 0,12$
<i>Image 4</i>	$0,85 \pm 0,35$	$0,62 \pm 0,12$
<i>Image 5</i>	$0,79 \pm 0,30$	$0,58 \pm 0,08$
<i>Image 6</i>	$0,83 \pm 0,23$	$0,60 \pm 0,15$
<i>Image 7</i>	$0,80 \pm 0,29$	$0,55 \pm 0,10$
<i>Image 8</i>	$0,76 \pm 0,21$	$0,70 \pm 0,13$
<i>Image 9</i>	$0,68 \pm 0,25$	$0,88 \pm 0,35$
<i>Image 10</i>	$1,10 \pm 0,40$	$0,95 \pm 0,30$
Moyenne	$0,83 \pm 0,25$	$0,70 \pm 0,17$
Maximale	$1,10 \pm 0,40$	$0,95 \pm 0,30$
<i>Kainmueller et al., (2009)*</i>		
	Cotyle	Tête fémorale
Moyenne	$0,80 \pm 0,50$	$1,10 \pm 0,50$
Maximale	$4,70 \pm 2,20$	$4,30 \pm 0,50$

* Reconstruction 3D du cotyle et de la tête fémorale par la méthode des graphs cuts appliquées sur 50 images TDM.

Une étude récente réalisée par Kainmueller et al., (2009) avait comme objectif de quantifier l'erreur de précision entre des reconstructions 3D de la hanche et une méthode standard de référence manuelle établie par cette équipe. La méthode proposée par les auteurs est basée sur les *Graph Cuts*, appliquée sur une base de données de 50 images TDM volumiques. La différence principale entre cette base de données et la nôtre réside dans la résolution axiale qui était de 5 mm pour l'équipe de Kainmueller et de 1 mm pour notre base de données. Les erreurs de précisions obtenues par notre méthode sont plus faibles que celles mesurées par Kainmueller et al., (2009) ce qui indique la robustesse en précision de la méthode proposée. Les erreurs de précisions compilées par la méthode proposée sur la tête fémorale se résument en une erreur de précision moyenne de $0,70 \pm 0,17$ mm et d'une erreur de précision maximale de $0,95 \pm 0,30$ mm (Voir Tableau 5.1). Les erreurs de précisions évaluées par Kainmueller et al., (2009) étaient de $1,10 \pm 0,50$ mm pour l'erreur de précision moyenne et d'une erreur

maximale de $4,30 \pm 0,50 \text{ mm}$. En ce qui concerne le cotyle, les erreurs de précisions sont plutôt comparables : l'erreur de précision moyenne par notre méthode est de $0,83 \pm 0,25 \text{ mm}$ [$0,80 \pm 0,50 \text{ mm}$ par Kainmueller et al., (2009)] et d'une erreur de précision maximale de $1,10 \pm 0,40 \text{ mm}$ [$4,70 \pm 2,20 \text{ mm}$ par Kainmueller et al., (2009)]. La Figure ci-contre est une représentation graphique de ces erreurs.

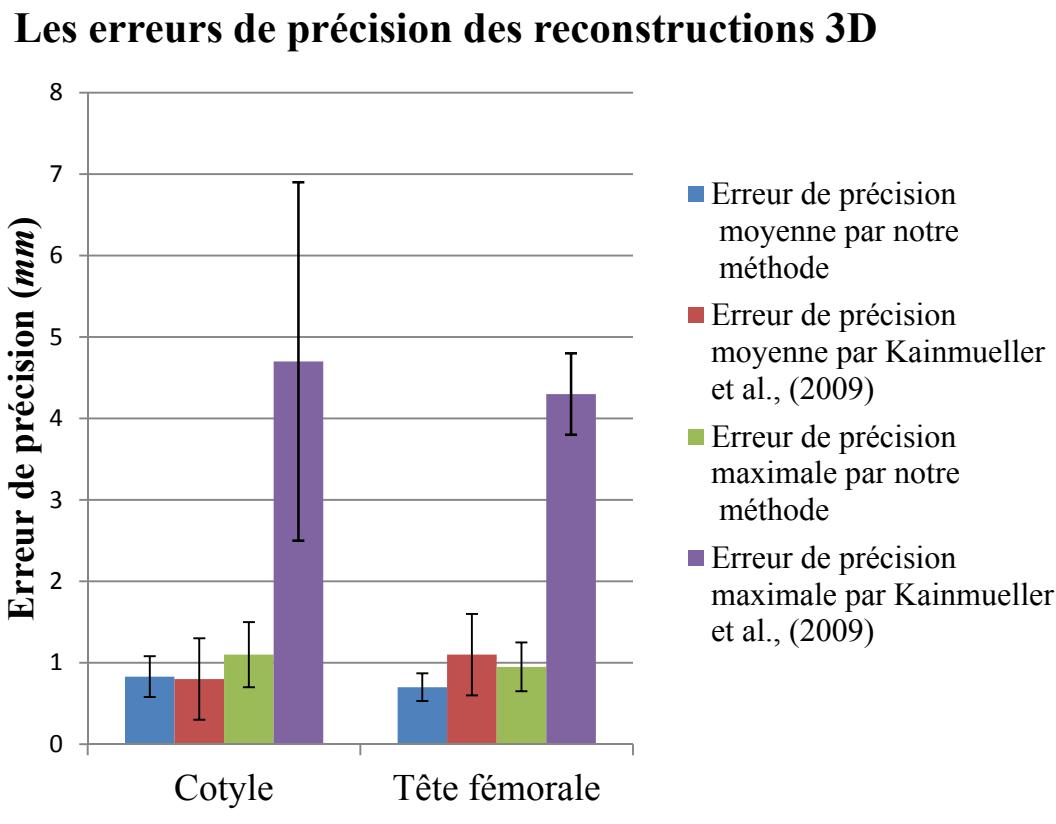


Figure 5.2 Les erreurs de précision par rapport à la méthode standard de référence pour la méthode proposée vs la méthode proposée par Kainmueller et al. (2009).

Les erreurs de précisions, comme nous l'avons mentionné ci-haut, sont plus faibles pour la tête fémorale que pour le cotyle. La forme géométrique de chaque structure peut expliquer ces variances. La tête fémorale est sphérique ce qui implique que le déploiement du maillage 3D correspondant se génère plus facilement (voir section 4.4.3 Déploiement volumique de données TDM). La colinéarité entre les vecteurs normaux de cette structure sphérique est simple ce qui induit un déploiement en une à surface quasi planaire. Quant au cotyle, il n'a

pas une forme sphérique et il est plutôt caractérisé par une surface bosselée (des changements topologiques brusques), ce qui mène à une identification difficile des vecteurs normaux de sa surface. Le résultat du déploiement 3D volumique en une surface est souvent imprécis dans ces régions (Voir Figure 5.3). Cette caractéristique géométrique amplifie l'erreur de précision par rapport à la méthode standard de référence qui est manuelle.

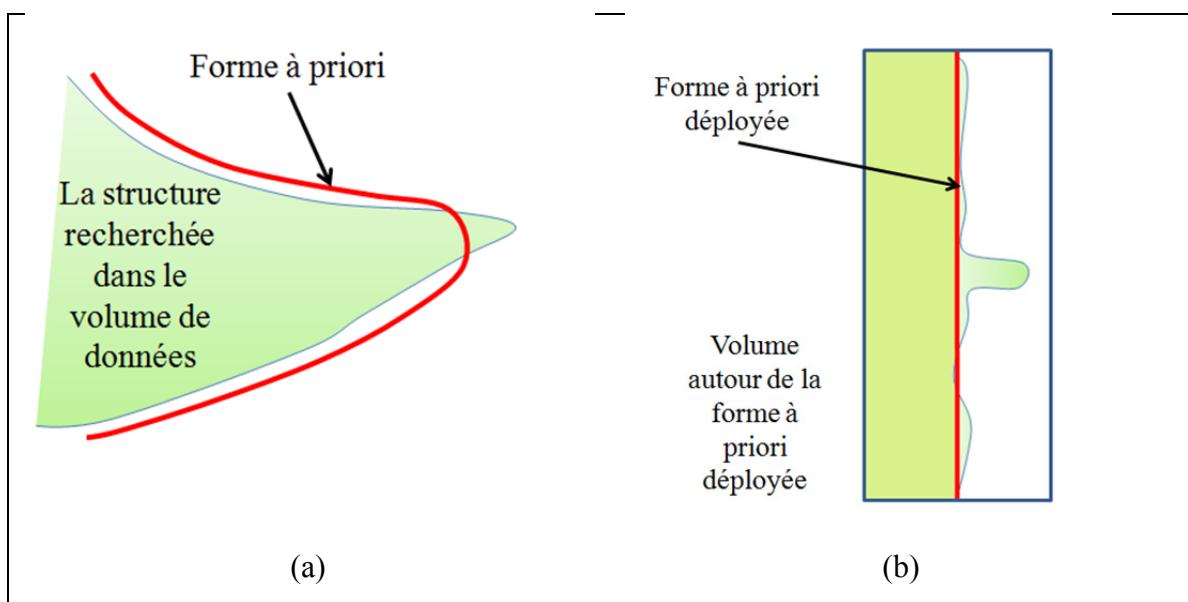


Figure 5.3 Amplification de l'erreur de précision selon les changements brusques sur la surface du maillage 3D du cotyle.

La Figure 5.4 illustre les problèmes de segmentation du cotyle par la méthode proposée qui sont dus à la topologie de la surface du cotyle (surface bosselée) et à la difficulté de déployer le volume en une surface d'une manière précise selon les vecteurs normaux.

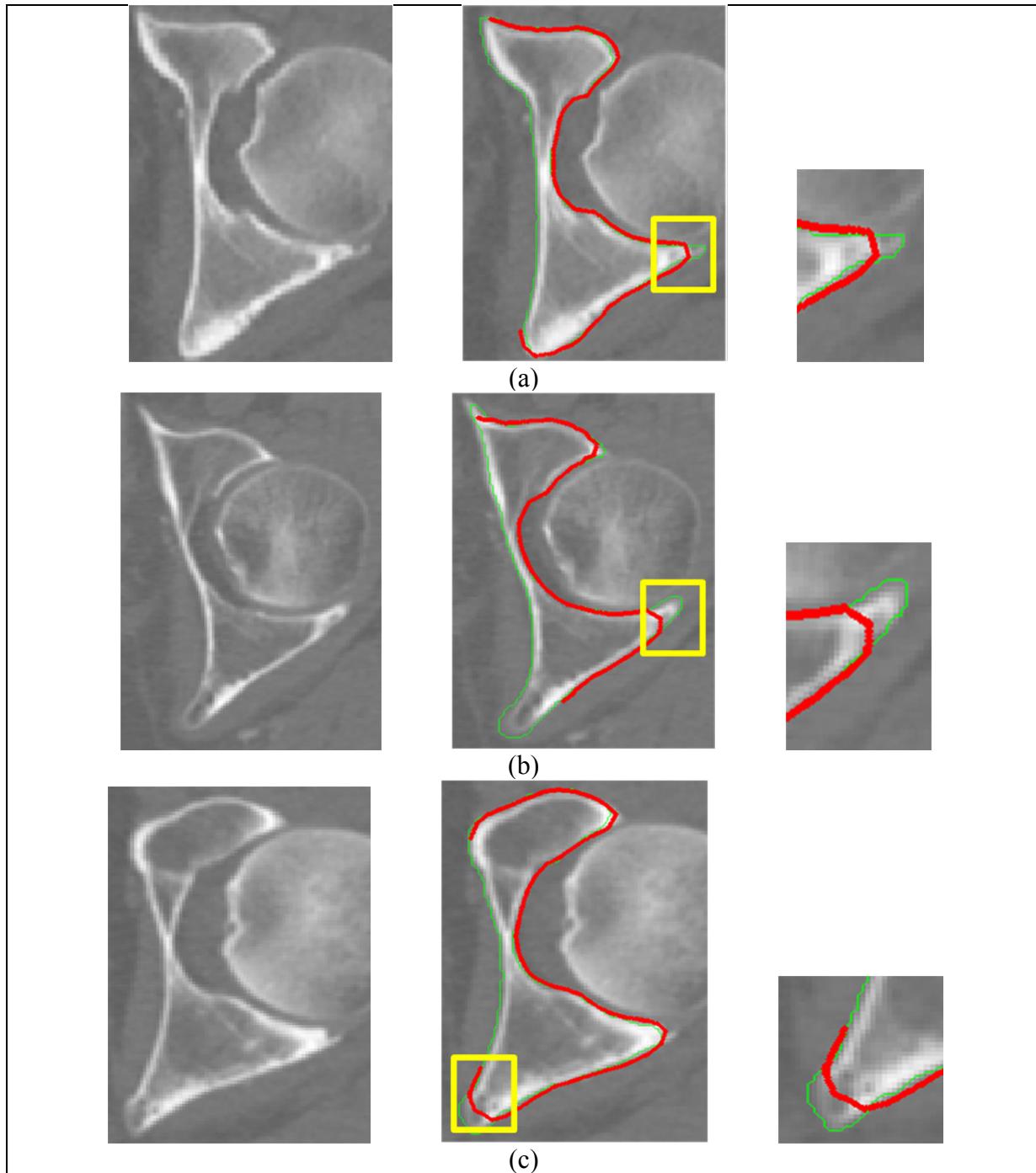


Figure 5.4 Problèmes de segmentation du cotyle causés par la topologie bosselée de la surface (maillage) du cotyle. (a), (b) et (c) représentent trois exemples distincts.

5.3.2 Performance en temps de calcul pour les reconstructions des structures de la hanche par notre méthode

Nous nous intéressons dans cette section aux performances de la méthode en temps de calcul. La méthode de reconstruction proposée a été programmée et exécutée sous la plateforme Matlab 2011. L'ordinateur utilisé est un *Dell*, double cœur *Intel*, 3.2 GHz possédant 12 GB de mémoire vive.

Tableau 5.2 Les temps de calcul moyens sur l'ensemble de la base de données pour chaque étape de la méthode de reconstruction 3D des structures de la hanche.

Étape	Temps de calcul Moyen (s)
Segmentation hiérarchique : positionnement de la sphère. 760 triangles pour le maillage.	$26,0 \pm 4,0$
Segmentation hiérarchique : positionnement du cotyle. 8280 triangles pour le maillage.	$55,0 \pm 3,0$
Segmentation hiérarchique : positionnement de la tête fémorale. 8752 triangles pour le maillage.	$54,0 \pm 3,0$
Déploiement du maillage du cotyle	$16,0 \pm 2,0$
Déploiement du maillage de la tête fémorale	$6,0 \pm 2,0$
Déploiement du volume TDM du cotyle : volume de $[200 \times 200 \times 51]$.	$12,0 \pm 1,0$
Déploiement du volume TDM de la tête fémorale : volume de $[300 \times 300 \times 51]$.	$13,0 \pm 2,0$
Segmentation du cotyle dans le volume déployé	$15,0 \pm 2,0$
Segmentation de la tête fémorale dans le volume déployé	$17,0 \pm 1,0$
Test d'intersection	$2,0 \pm 1,0$
Correction de la mauvaise segmentation sur la tête fémorale	$1,0 \pm 0,5$
Temps moyen total pour la reconstruction des deux structures de la hanche en minutes	$3,0 \pm 0,3$

Les temps de calcul moyen pour la reconstruction des deux structures de la hanche à partir d'une seule image TDM est de $3,0 \pm 0,3$ minutes. Cette performance est acceptable pour une telle tâche en considérant le temps nécessaire pour qu'un chirurgien orthopédiste planifie une opération du remplacement de la hanche. Les opérations mathématiques s'exécutent sur l'ensemble des points des triangles de chaque maillage. Le nombre de triangles moyen pour générer un maillage est de 8500 triangles pour la tête fémorale et pour le cotyle. Ce nombre correspond à une surface d'environ 72 cm^2 ce qui représente 120 triangles par cm^2 . Si l'utilisateur veut raffiner le maillage, il doit augmenter le nombre de triangles, ce qui implique une augmentation du temps de calcul. Il est à noter que le temps moyen de l'exécution de notre méthode, qui est d'environ 3 minutes, est extrêmement rapide par rapport aux méthodes présentées dans la littérature. Dans la thèse de doctorat de Yin (2010), l'auteur a traité la reconstruction 3D des structures du genou (la rotule, la partie distale du fémur et la partie proximale du tibia) par la méthode des *graph Cuts* appliquée sur les images IRM. Le temps de reconstruction moyen de la méthode de Yin (2010) est d'environ 20 minutes par image IRM 3D, ce qui indique que notre méthode est 7 fois plus rapide, quoi que les structures reconstruites sont différentes des nôtres. L'ordinateur utilisé par Yin (2010) a double cœur 2,6 GHz avec 4 GB de mémoire vive.

5.3.3 Répétabilité des reconstructions 3D

Les reconstructions 3D des deux structures de la hanche sont répétables avec les mêmes erreurs de précision si la première étape, qui est le positionnement des maillages 3D prédefinis sur les images TDM, se fait selon le même protocole. Nous avons déjà mentionné que les reconstructions 3D se font automatiquement sauf pour le positionnement des maillages sur les images TDM. Un emplacement variable est toléré à condition que les profils des intensités définis contiennent la frontière de la structure d'intérêt à segmenter (section 4.3.2, paragraphe 2).

5.4 Discussion de la méthode de reconstruction 3D des deux structures de la hanche

La méthode de reconstruction 3D des deux structures de la hanche débute par la segmentation hiérarchique. Cette étape est essentielle, malgré son temps de calcul assez élevé qui représente 60% du temps de calcul global de la reconstruction (voir Tableau 5.2). À l'aide de la segmentation hiérarchique, nous établissons une solution initiale pour la méthode de segmentation par les surfaces minimales qui est une méthode itérative. Plus la surface initiale est proche de la surface optimale à segmenter, plus le déploiement autour de la forme *a priori* (maillage) sera bon, et par conséquent, la segmentation par les surfaces minimales sera optimale. La Figure 5.5 montre un résultat de segmentation hiérarchique de la tête fémorale et du cotyle qui sera considérée comme solution initiale pour l'identification des surfaces optimales de la tête fémorale et du cotyle.

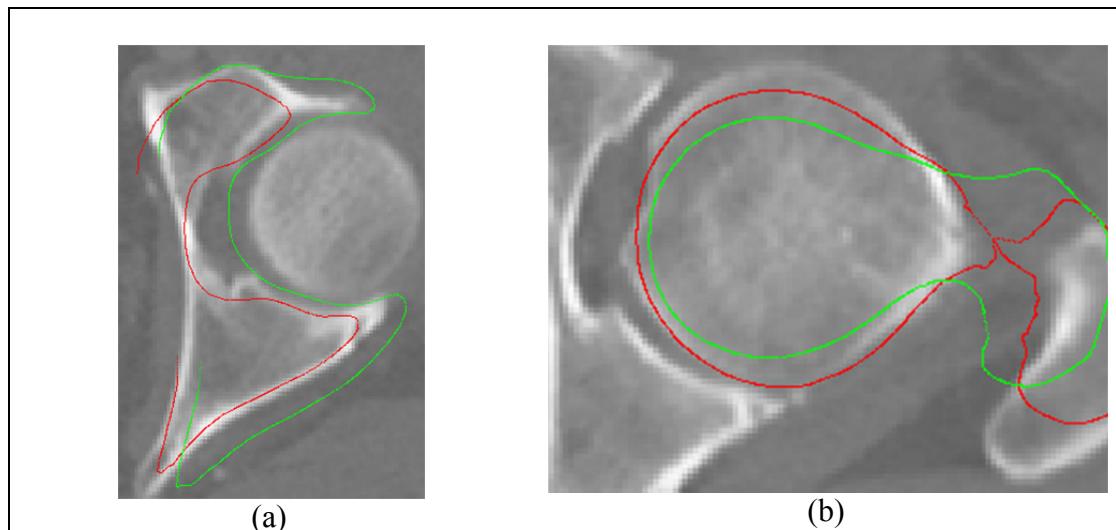


Figure 5.5 Résultat de la segmentation hiérarchique : le contour en vert est la forme *a priori* (maillage) avant la segmentation hiérarchique, en rouge est la forme *a priori* après la segmentation hiérarchique. (a) Le cotyle; et (b) la tête fémorale.

Le niveau de gris élevé des intensités de la surface du cotyle sur les images TDM a une influence sur la déformation du maillage 3D de la tête fémorale lors de la segmentation hiérarchique. Cela induit le plus souvent un déplacement non souhaité du maillage de la tête

fémorale vers le cotyle lors de l'étape de la recherche des maxima des intensités (section 4.3.2, équation 4.3). Néanmoins, la recherche d'une surface optimale de la tête fémorale par la méthode des surfaces minimales est plus précise avec une solution initiale fournie par la segmentation hiérarchique. La Figure 5.6 montre un exemple où le maillage de la tête fémorale est attiré par le cotyle lors de la segmentation hiérarchique.

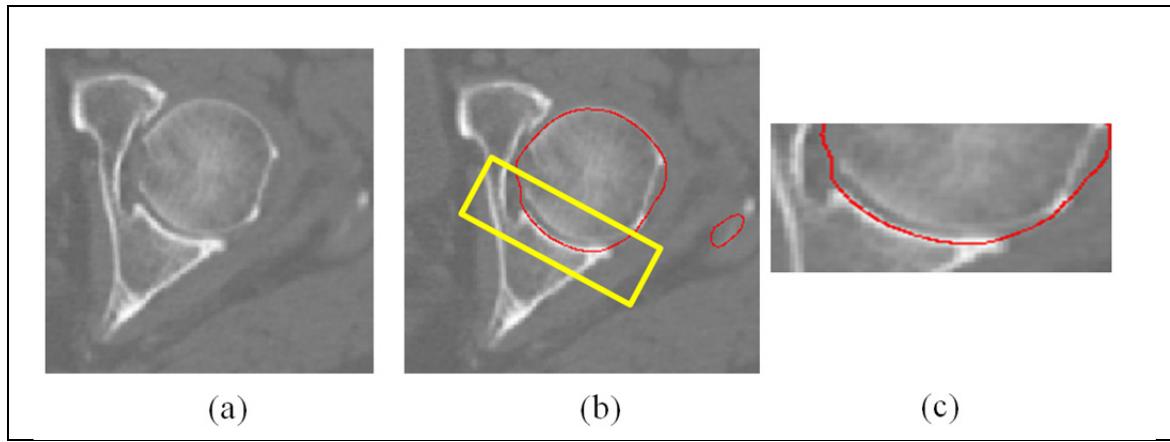


Figure 5.6 Défaut de la segmentation hiérarchique lors de la segmentation de la tête fémorale. (a) Section de l'image TDM; (b) segmentation hiérarchique de la tête fémorale; et (c) zoom de la superposition de la surface de la tête fémorale et la surface du cotyle lors de cette segmentation.

Une autre limitation dans la reconstruction 3D des deux structures de la hanche réside dans la solution fournie par la méthode des surfaces minimales. La présence, non fréquente, d'une intensité élevée proche de la surface de la tête fémorale attire la surface optimale vers cette intensité élevée, ce qui n'est pas la solution souhaitée (voir Figure 5.7). La méthode de la descente de gradient, le cœur de la méthode des surfaces minimales, est biaisée par la présence d'une telle information. Cependant, la présence d'une telle information sur les images (intensité élevée) n'est pas fréquente et elle peut se corriger par un prétraitement adéquat.

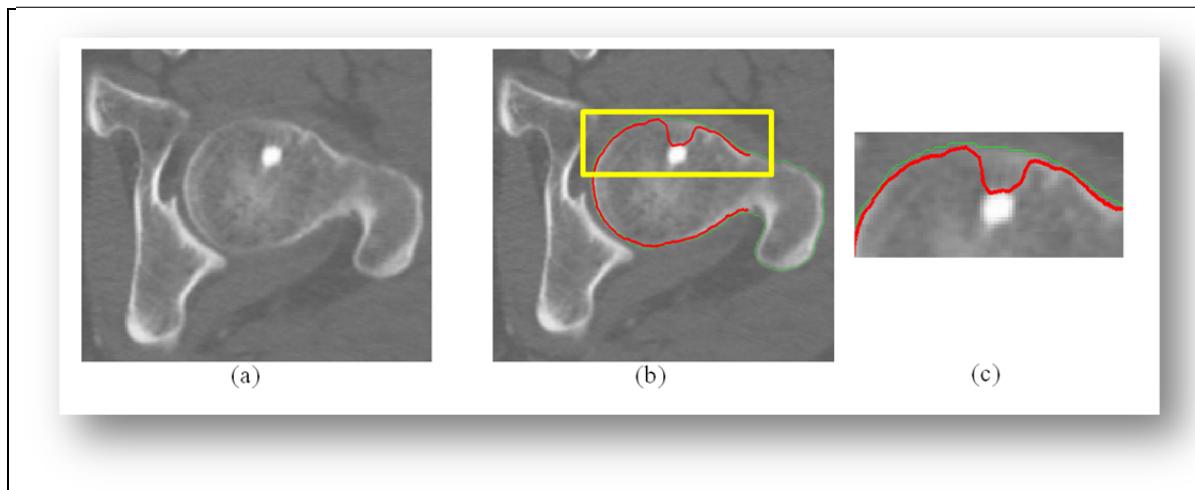


Figure 5.7 Défaut de la recherche d'une surface optimale par la méthode des surfaces minimales. (a) Section de l'image TDM; (b) solution optimale par la méthode des surfaces minimales; et (c) zoom sur le déplacement de la surface optimale vers la région de l'intensité élevée.

Pour terminer, nous énumérons dans le tableau ci-contre les adaptations et les contributions originales apportées pour cette problématique.

Tableau 5.3 Notre contribution à la recherche

<i>Étape de la méthodologie</i>	<i>Adaptée pour notre problématique</i>	<i>Proposée comme méthode originale pour notre problématique</i>
<i>Segmentation hiérarchique</i>	✓	
<i>Déploiement parapluie</i>		✓
<i>Déploiement par paramétrisation 3D/2D</i>	✓	
<i>Surfaces minimales</i>	✓	
<i>Test du chevauchement</i>		✓

5.5 Recommandations et Travaux futures

Les étapes énumérées ci-contre méritent une révision particulière :

a) Étape de déploiement des maillages 3D : En analysant le Tableau 5.2 des temps d'exécutions des tâches de la présente méthode, nous nous apercevons que le déploiement parapluie du maillage de la tête fémorale est deux fois plus rapide que le déploiement par paramétrisation 3D/2D du maillage du cotyle. Il serait judicieux d'adapter le déploiement parapluie sur d'autres surfaces que les surfaces sphériques, comme par exemple la surface du cotyle, car :

- il se base sur des transformations géométriques simples comme la rotation et la projection d'un point sur un plan; contrairement au déploiement par la paramétrisation 3D/2D qui nécessite la résolution d'un système de deux équations linéaires sur l'ensemble des points du maillage, ce qui revient à manipuler des matrices de grandes tailles, par conséquent, un temps de calcul considérable.
- Le déploiement parapluie génère des surfaces avec plus de résolution spatiale. Le passage géométrique du maillage 3D à un bloc de voxels fait augmenter le nombre de points de la surface à modéliser (section 4.4.1, 1^{er} paragraphe). Le déploiement par paramétrisation 3D/2D ne permet pas un tel avantage

b) Étape du test du chevauchement entre les deux structures : Le chevauchement se caractérise par l'extraction des surfaces minimales irrégulièrement bosselées non planes (voir section 4.6.3). Lorsqu'il y'a une bosse qui caractérise le chevauchement, nous appliquons un masque adéquat pour l'éliminer suivi d'une interpolation de l'information du voisinage pour pouvoir générer une surface régulière. Il serait intéressant d'explorer d'autres méthodes d'interpolations guidées par l'information de l'image TDM pour générer des surfaces représentatives de l'information clinique.

c) Validation : La base de données utilisée pour valider la présente méthode est constituée de 10 images TDM. Cette base de données semble petite. Cependant, la région explorée qui s'étende du genou jusqu'à la hanche et pour chaque image TDM représente environ 600 images 2D. Concrètement, nous avons traité environ 600 images. Néanmoins, une plus grande base de données en images TDM est nécessaire pour mieux évaluer le potentiel de cette méthode.

5.6 Conclusion

La méthode proposée pour les reconstructions 3D des deux structures de la hanche semble prometteuse. Malgré la multitude des étapes de cette méthode, son implémentation informatique est simple et l'interaction avec l'utilisateur se limite au positionnement du maillage sur les données volumiques TDM au début de l'exécution. Cette méthode se distingue par sa répétabilité, par sa précision par rapport aux méthodes existantes dans la littérature [(Kainmueller *et al.*, 2009)] et par ses performances en temps de calcul qui sont aussi meilleures que dans la littérature [(Yin, 2010)]. Une validation sur une large base de données est souhaitable.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Le défi de ce projet était d'établir une méthode de reconstruction 3D multi-structures, dédiée à la reconstruire des deux structures adjacentes : la tête fémorale et le cotyle qui forment l'articulation de la hanche. La méthode de reconstruction a été appliquée sur des images TDM. Cette méthode est basée sur des contraintes géométriques de non chevauchement garantissant la séparation spatiale entre le modèle tridimensionnel reconstruit de la tête fémorale et celui du cotyle. Ces modèles 3D ont pour but d'offrir un maximum d'information nécessaire aux orthopédistes afin de planifier une éventuelle chirurgie de remplacement totale de la hanche.

Notre travail offre une approche originale de reconstruction multi-structures des deux structures de la hanche, avec prise en charge du problème du chevauchement. L'approche proposée se base sur des techniques novatrices introduites pour les reconstructions telles que le déploiement parapluie et le test du chevauchement, et d'autres techniques adaptées telles que la méthode des surfaces minimales inspirée de la méthode des chemins minimaux. Les résultats des reconstructions 3D étaient meilleurs en précision et en temps de calculs par rapport à ce qui a été vu dans la littérature.

Ce travail ouvre la voie à d'autres projets de recherche de segmentation des structures adjacentes comme la vessie et la prostate, les structures du genou, le ventricule gauche et le ventricule droit du cœur, etc. De telles solutions pourraient aussi être généralisées avec toutes les modalités d'imagerie comme l'IRM.

ANNEXE I

DÉPLOIEMENT PARAPLUIE DU MAILLAGE 3D: PROJECTION D'UN POINT 3D SUR UN PLAN

A-I.1 Le vecteur normal d'un plan déterminé par trois points dans l'espace

Soient les points $P_1(x_1, y_1, z_1)$, $P_2(x_2, y_2, z_2)$ et $P_3(x_3, y_3, z_3)$ dans l'espace 3D. Le vecteur normal \vec{n} du plan P est déterminé par les trois points s'écrit comme suit :

$$\vec{n} = \overrightarrow{P_1P_2} \wedge \overrightarrow{P_2P_3} \quad (\text{A-I.1})$$

\wedge est le produit vectoriel.

A-I.2 Projection d'un point dans l'espace sur un plan

Soient $A(x_A, y_A, z_A)$ un point dans l'espace, et $A1(x1_A, y1_A, z1_A)$ sa projection sur le plan P ; l'équation cartésienne correspondante est la suivante :

$$a * x + b * y + c * z + d = 0 \quad \& \quad \vec{N} = a * \vec{i} + b * \vec{j} + c * \vec{k} \quad (\text{A-I.2})$$

\vec{N} est le vecteur normal du plan P .

\vec{N} et $\overrightarrow{AA1}$ sont deux vecteurs colinéaires et proportionnels (t scalaire de proportionnalité)

$$\overrightarrow{AA1} = t * \vec{N} \quad (\text{A-I.3})$$

On multiplie les deux cotés de l'équation (A-I.3) par \vec{N} .

$$\overrightarrow{AA1} * \vec{N} = t * \vec{N} * \vec{N} \quad (\text{A-I.4})$$

Calculant $\overrightarrow{AA1} * \overrightarrow{N}$:

$$\overrightarrow{AA1} * \overrightarrow{N} = a * (x_{A1} - x_A) + b * (y_{A1} - y_A) + c * (z_{A1} - z_A) \quad (\text{A-I.4})$$

$A1 \in P$ donc $A1$ vérifier l'équation cartésienne du plan P .

$$a * x_{A1} + b * y_{A1} + c * z_{A1} = -d \quad (\text{A-I.5})$$

on aura :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{AA1} * \overrightarrow{N1} &= -(a * x_A + b * y_A + c * z_A + d) \\ \overrightarrow{N1} * \overrightarrow{N1} &= (a^2 + b^2 + c^2) \end{aligned} \quad (\text{A-I.6})$$

Donc :

$$t = \frac{\overrightarrow{AA1} * \overrightarrow{N1}}{\overrightarrow{N1} * \overrightarrow{N1}} = -(a * x_A + b * y_A + c * z_A + d) / (a^2 + b^2 + c^2) \quad (\text{A-I.7})$$

$$\overrightarrow{AA1} = t * \overrightarrow{N1} \Leftrightarrow \begin{pmatrix} x_{A1} - x_A \\ y_{A1} - y_A \\ z_{A1} - z_A \end{pmatrix} = t * \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \Leftrightarrow \begin{cases} x_{A1} = x_A + a * t \\ y_{A1} = y_A + b * t \\ z_{A1} = z_A + c * t \end{cases} \quad (\text{A-I.8})$$

ANNEXE II

LA THÉORIE DE LA PARAMÉTRISATION

A-II.1 Théorie

Supposant $\Omega \subset \mathbb{R}^2$ est un ensemble continu; la fonction $f: \Omega \rightarrow \mathbb{R}^3$ est une fonction continu sur l'ensemble Ω et elle est injective ($\forall u, v \in \Omega. f(u) = f(v) \Rightarrow u = v$), d'une façon plus simple; il n'y a pas deux points distincts dans l'ensemble Ω qui ont la même image par la fonction f dans \mathbb{R}^3 . La surface S est l'image de Ω dans \mathbb{R}^3 par la fonction f avec:

$$S = f(\Omega) = \{f(u, v) : (u, v) \in \Omega\} \quad (\text{A-II.1})$$

On appelle la fonction f la paramétrisation de la surface S sur le domaine de paramétrisation Ω . Comme tous points $p \in S$; il existe un unique $\mathbf{u} \in \Omega$ avec $f(\mathbf{u}) = p$; donc la fonction f est bijective entre Ω et S donc elle admet la fonction inverse $f^{-1}: S \rightarrow \Omega$. La fonction f^{-1} est la fonction qui permet le déploiement de la surface S c'est à dire à partir d'un ensemble de point dans \mathbb{R}^3 avec la fonction f^{-1} nous pouvons trouver l'ensemble correspondant dans \mathbb{R}^2 . D'une manière générale une paramétrisation d'une surface $S \subset \mathbb{R}^3$ est la recherche d'une application bijective qui assure une correspondance entre les points de la surface S et les points d'un ensemble $\Omega \subset \mathbb{R}^2$.

Si dessous nous donnons un exemple d'une fonction de paramétrisation et sa fonction inverse de la surface S qui a la forme d'un cylindre.

Le domaine de paramétrisation: $\Omega = \{(u, v) \in \mathbb{R}^2 : u \in [0, 2\pi], v \in [0, 1]\}$,

La surface: $S = \{(x, y, z) \in \mathbb{R}^3 : x^2 + y^2 = 1, z \in [0, 1]\}$,

Paramétrisation: $f(u, v) = (\cos u \sin v, \sin u \sin v, v)$,

La fonction inverse $f^{-1}(x, y, z) = (\cos^{-1} x, \sin^{-1} y, z)$,

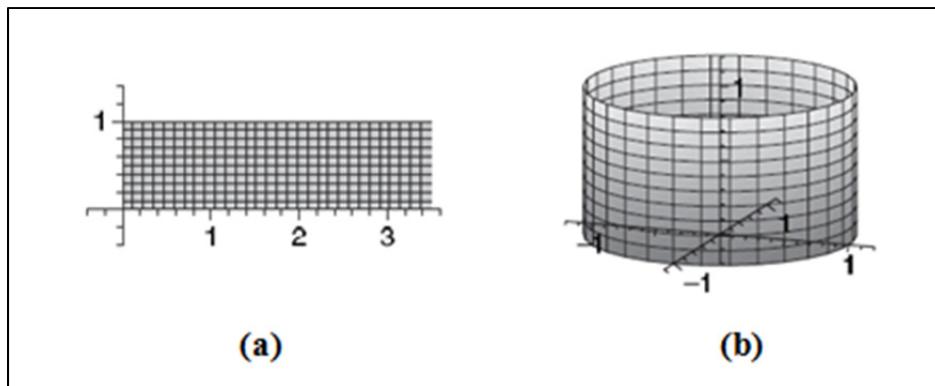


Figure A-II.1 Le domaine de paramétrisation Ω , (b) la surface S
 Tirée de Horman, Levy et Sheffer (2007)

En général il existe trois types de paramétrisation qui fournissent une correspondance entre les points d'une surface $S \subset \mathbb{R}^3$ et un ensemble de points $\Omega \subset \mathbb{R}^2$; paramétrisation isométrique; conforme et finalement équi-aire.

A-II.2 Paramétrisation conformes

une paramétrisation de la surface $S \subset \mathbb{R}^3$ sur le domaine de la paramétrisation $\Omega \subset \mathbb{R}^2$ est dite conforme, si tout angle formé par chaque trois points voisins de S est le même angle formé par les trois points correspondants dans Ω .

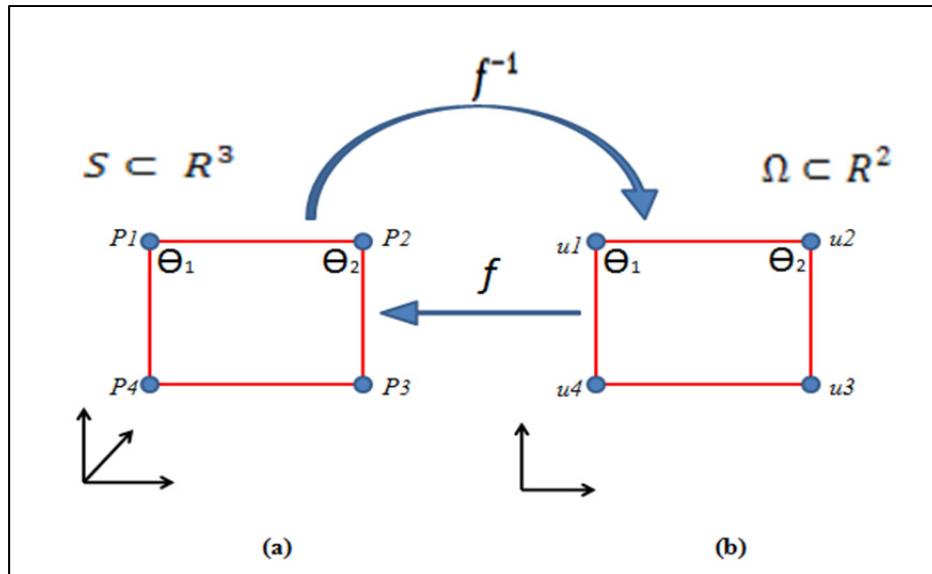


Figure A-II.2 Une application conforme (préservation des angles).
 (a) les angles entre les points de S , (b) les angles entre les points de Ω .

A-II.3 Paramétrisation équi-aire

une paramétrisation de la surface $S \subset \mathbb{R}^3$ sur le domaine de la paramétrisation $\Omega \subset \mathbb{R}^2$ est dite équi-aire, si n'importe quelle partie de la surface S a la même superficie que la partie correspondante de Ω .

A-II.4 Paramétrisation isométrique

une paramétrisation de la surface $S \subset \mathbb{R}^3$ sur le domaine de la paramétrisation $\Omega \subset \mathbb{R}^2$ est dite isométrique si la distance entre chaque deux points voisins de S est la même entre les deux points correspondants de Ω .

Chaque application isométrique est en même temps conforme et équi-aire; l'inverse est vrai

$$\text{isométrique} \Leftrightarrow \text{conforme} + \text{équi - aire}$$

En général une paramétrisation de type conforme, équi-aire ou isométrique existe juste pour des surfaces dans \mathbb{R}^3 qui ont une topologie régulière comme des surfaces qui ont la forme d'un plan ou d'un cylindre ou la forme d'un cône ou d'une sphère (Floater et Hormann, 2005).

Pour cette raison afin de paramétriser une surface $S \subset \mathbb{R}^3$ qui a une topologie quelconque, nous trouvons dans la littérature des méthodes de paramétrisation pour ce type de surface qui ne sont ni conformes, ni équi-aire ni isométriques mais sont des paramétrisations qui cherchent à minimiser le plus possible les distorsions des angles et des distances entre la surface S et la surface formée par les points de l'ensemble Ω .

ANNEXE III

FONDEMENT GÉOMÉTRIQUE DU TEST DE CHEVAUCHEMENT

A-III.1 Équation d'un plan déterminé par trois points dans l'espace

Soient $A(x_A, y_A, z_A)$, $B(x_B, y_B, z_B)$ et $C(x_C, y_C, z_C)$ trois points dans l'espace. Le vecteur normal \vec{N} (a, b, c) du plan formé par les trois points est le produit vectoriel entre les deux vecteurs \overrightarrow{AB} et \overrightarrow{AC} .

$$\vec{N} = \overrightarrow{AB} \wedge \overrightarrow{AC} \quad \text{A-III.1}$$

Pour qu'un point M de coordonnées (x, y, z) appartient au plan P il faut et il suffit que les vecteurs \vec{N} et \overrightarrow{AM} soient orthogonaux donc:

$$\begin{aligned} M \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \in P &\Leftrightarrow \\ \overrightarrow{AM} \begin{bmatrix} x - x_A \\ y - y_A \\ z - z_A \end{bmatrix} \perp \vec{N} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} &\Leftrightarrow \quad \text{A-III.2} \end{aligned}$$

$$a(x - x_A) + b(y - y_A) + c(z - z_A) = 0$$

$$ax + by + cz + (-ax_A - by_A - cz_A) = 0$$

Donc l'équation du plan P est comme suit:

$$ax + by + cz + d = 0 \quad \text{A-III.3}$$

Avec: $d = -ax_A - by_A - cz_A$

A- IV.2 Point d'intersection entre un plan et une droite dans l'espace

Afin de déterminer le point $D(x_D, y_D, z_D)$, le point d'intersection entre un segment $[C, A]$ et un plan P nous procérons comme suit:

Soit l'équation cartésienne du plan P décrite selon :

$$ax + by + cz + d = 0 \quad \text{A-III.4}$$

Soit la droite (C, A) exprimée par l'équation paramétrique suivante:

$$(C, A) : \begin{cases} x = x_c + \dot{a} * t \\ y = y_c + \dot{b} * t \\ z = z_c + \dot{c} * t \end{cases} \quad \text{A-III.5}$$

On remplace x , y et z de l'équation paramétrique de la droite (C, A) dans l'équation du plan P :

$$a(x_c + \dot{a} * t) + b(y_c + \dot{b} * t) + c(z_c + \dot{c} * t) = 0 \quad \text{A-III.6}$$

Dans l'équation nous avons une seule inconnue à chercher qui est t :

$$t = \frac{-(ax_c + by_c + cz_c)}{a\dot{a} + b\dot{b} + c\dot{c}} \quad \text{A-III.6}$$

Après avoir trouvé la valeur de t nous la remplaçons dans l'équation A-IV.5, l'équation paramétrique de la droite (C, A) afin de trouver les trois coordonnées du point $D(x_D, y_D, z_D)$.

A- IV.3 Point d'intersection entre deux segments dans l'espace

Soient $[A, B]$, $[\dot{A}, \dot{B}]$ deux segments dans l'espace; afin de déterminer le point d'intersection entre ceux-ci dans l'espace nous procérons comme suit:

Les deux droites (A, B) et (\bar{A}, \bar{B}) sont définies par:

$$(A, B) : \begin{cases} x = x_A + a * t \\ y = y_A + b * t \\ z = z_A + c * t \end{cases} \quad \text{A-III.7}$$

$$(\bar{A}, \bar{B}) : \begin{cases} x = x_{\bar{A}} + \bar{a} * \bar{t} \\ y = y_{\bar{A}} + \bar{b} * \bar{t} \\ z = z_{\bar{A}} + \bar{c} * \bar{t} \end{cases} \quad \text{A-III.8}$$

Afin de trouver le point d'intersection entre les deux droites il suffit de résoudre le système:

$$\begin{cases} x_{\bar{A}} + \bar{a} * \bar{t} = x_A + a * t \\ y_{\bar{A}} + \bar{b} * \bar{t} = y_A + b * t \\ z_{\bar{A}} + \bar{c} * \bar{t} = z_A + c * t \end{cases} \quad \text{A-III.9}$$

Nous résolvons d'abord le système encadré d'inconnues (t, \bar{t}) et nous vérifions que le couple de solutions trouvées vérifie également l'équation: $z_{\bar{A}} + \bar{c} * \bar{t} = z_A + c * t$

trois cas peuvent se produire:

- il n'y a pas de couple (t, \bar{t}) : les droites (A, B) et (\bar{A}, \bar{B}) n'ont pas de point d'intersection
- tout couple de réels (t, \bar{t}) convient: les droites (A, B) et (\bar{A}, \bar{B}) sont confondues
- un seul couple de réel (t_0, \bar{t}_0) convient. Dans le cas où il y a un seul point d'intersection entre les deux droites. Pour dire qu'il y a une intersection entre les deux segments $[A, B]$ et $[\bar{A}, \bar{B}]$ il faut que le couple (t_0, \bar{t}_0) soient comprises entre [0 et 1].

BIBLIOGRAPHIE

Adams, R. 1994. « Seeded region growing ». *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 16, p. 641-647.

Agence-de-la-santé-publique-du-Canada. 2012. « Vivre avec l'arthrite au canada: Un défi de santé personnel et de santé publique: <http://www.phac-aspc.gc.ca/cd-mc/arthritise-arthrite/lwaic-vaaac-10/8-fra.php> ». Site Web visité en Avril 2012.

Arden, N., et C. Cooper. 2006. « Osteoarthritis Handbook ». *Livre publié à Taylor&Francis, Londres, G-B.*

Bardin, T. , et P. Orcel. 2007. « Traité de thérapeutique rhumatologique ». *Livre publié à Flammarion, Médecine en Sciences, Paris, France.*

Bensouda, M. 1986. « Anatomie Topographique ». vol. Livre publié...

Bertalmio, M. 2000. « Morphing Active Contours ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*.

Beucher, S. 1979. « Use of watersheds in contour detection ». in *Proc. International Workshop on Image Processing, Real-Time Edge and Motion Detection/Estimation*.

Bomans, M. 1990. « 3-D segmentation of MR images of the head for 3-D display ». *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 9, p. 177-183.

Borel, T. 2003. « La radiographie ». *Laboratoire de recherche des musées de france.*

Borvon, G. 2007. « Les Rayons X et les rayonnements radioactifs, quand on ne parlait pas encore de principe de précaution ». *Revue interne, Université Paris 13, Paris, France.*

Bou-gebrael, D., et T. Béranger. 2002. « La place de l'IRM dans les protocoles cliniques utilisés dans le cas d'une ostéochondrite de hanche ». *DESS, Université de Technologie de Compiègne, Compiègne, France.*

Boykov, Y. 2001. « Interactive graph cuts for optimal boundary & region segmentation of objects in N-D images ». in *Proceedings of International Conference on Computer Vision*, p. 105-112.

Canny, J. 1986. « A computational approach to edge detection ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 8, p. 679-698.

Chav, R., Cresson T., Kauffman C. et J.A. de-Guise. 2009. « Method for fast and accurate segmentation processing from prior shape : application to femoral head segmentation on X-Ray images ». *Progress in biomedical optics and imaging* vol. 10 (2), n° 35.

Constet, B. , et F. Lavie. 2010. « Rhumatologie ». *livre publié à ESTEM, Paris, France.*

Cootes, F. 1994. « The use of active shape models for locating structures in medical images ». *Image and Vision Computing*, vol. 12, p. 355-366.

Cootes, F. . 1998. « Active appearance models ». in *Proc. European Conference on Computer Vision*, vol. 2, p. 484-498.

Cootes, F. . 2004. « Statistical models of appearance for computer vision ». *Imaging Science and Biomedical Engineering*, (March 2004).

Costa, M., H. Delingette, S. Novellas et N. Ayache. 2007. « Automatic Segmentation of Bladder and Prostate Using Coupled 3D Deformable Models ». *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI*, vol. 4791, p. 252-260.

Ding, F. 2006. « Segmentation of Bone Structures in X-ray Images ». *School of Computing, Maitrise de l'Université Nationale de Singapore*, (July 2006).

Dubertret, L. 2001. « Thérapeutique dermatologique ». *Livre publié à Flammarion, Médecine en Sciences, Paris, France.*

Floater, M.S., et K. Hormann. 2005. « Surface Parameterization: a Tutorial and Survey Advances in Multiresolution for Geometric Modelling ». p. 157-186.

Goshtasby, A. 1995. « Segmentation of cardiac cine MR images for extraction of right and left ventricular chambers ». *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 14, (March 1995), p. 56-64.

Grau, V. 2004. « Improved watershed transform for medical image segmentation using prior information ». *IEEE Transaction on Medical Imaging*, vol. 23, p. 447-458.

Hollinshead, W.H. 1974. « Textbook of Anatomy ». *livre publié à , Happer & Row, Maryland, USA.*

Hormann, K., B. Levy et A. Sheffer. 2007. « Mesh Parameterization: Theory and Practice ». *SIGGRAPH Asia 2008 Course Notes.*

Kainmueller, D., H. Lamecker, S. Zachow et H. C. Hege. 2008. « Coupling Deformable Models for Multi-object Segmentation ». *Biomedical Simulation*, p. 69-78.

Kainmueller, D., H. Lamecker, S. Zachow, M. Heller et HC Hege. 2009. « Multi-object segmentation with coupled deformable models ». In., p. 34-38.

Kass, M. 1987. « Snakes: Active contour models ». *Int'l J. Computer Vision*, p. 321-331.

L'encyclopedie-de-la-science. 2012. « The encyclopedia of science ». *Site Web visité en juin 2012*.

Le-site-de-référence-de-l'arthrose. 2012. « Origine et Traitement de l'arthrose : <http://www.mon-arthrose.com/> ». *Site Web visité en Mars 2012*.

Li, K. 2006. « Optimal surface segmentation in volumetric images-a graph-theoretic approach ». *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell*, vol. 28, n° 1, p. 119-134.

Li, K., S. Millington, X. Wu, D.Z. Chen et M. Sonka. 2005. « Simultaneous segmentation of multiple closed surfaces using optimal graph searching ». *Livre publié dans Information Processing in Medical Imaging, Lecture Notes in Computer Science*, vol. 5, p. 406-417.

Ligia, M.A.R. 2005. « Reconstruction 3D du bassin humain à partir d'images médicales multimodales incomplètes. Application à l'assistance de la chirurgie de la prothèse totale de la hanche (PTH) ». *Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, France*, vol. Docteur.

Micheau, A. 2012. « Atlas D'anatomie du membre inférieur : <http://www.imaios.com/fr-e-Anatomy/Membres/Membre-inferieur-Schemas> ». *Site Web visité en Fevrier 2012*.

Milan, S. 2008. *image proccesing, analysis, and machine vision*.

Modi, P.E. 2007. « Traitement Medicamenteux de l'arthrose dans le service de rhumatologie de l'hopital national du point G ». *Thèse de doctorat en paharmacie, Faculté de Médecine, de pharmacie et d'oronto-stomatologie, Université de Bamako, Mali*.

Mollet, N.R., F Cademartiri et P.J. Feyter. 2005. « Non-invasive multislice CT coronary imaging ». *Heart*, vol. 91, p. 401-407.

Najman, L. 1996. « Geodesic saliency of watershed contours and hierarchical segmentation ». *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 18, (Dec 1996).

Netter, F., H. 2007. « Atlas D'Anatomie Humaine ». *Livre publié à Masson. Édition 4*.

Passeport-Santé. 2012. « Polyarthrite, Rhumatoïde & Arthrose : http://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=arthrose_pm ». *Site Web visité en Avril 2012*.

Pasteur, L. 2011. « La prothese totale de hanche : <http://www.chirurgie-orthopedique-pasteur-brest.fr/prothese-65.html> ». *Site Web visité en Avril 2012.*

Pohle, R. 2001. « Segmentation of medical images using adaptive region growing ». in *Proc. SPIE, Medical Imaging*.

Prince, L. 1998. « Snakes, shapes, and gradient vector flow ». *IEEE Transaction on Image Processing*, vol. 7, (March 1998).

Putz, R., et R. Pabst. 1997. « Sobotta Atlas of Human Anatomy ». *Livre publié à Williams & Wilkins, Édition 12*, vol. 1 et 2.

Roerdink, B. 2001. « The watershed transform: Definitions, algorithms and parallelization strategies ». *Fundamenta Informaticae*, vol. 41.

Rogowska, J. 2000. « Overview and fundamentals of medical image segmentation ». *Handbook of Medical Imaging, Processing and Analysis, I. N. Bankman, Ed. Academic Press*, p. 69-85.

Sethian, A. 1999. «. *Level Set Methods and Fast Marching Methods. Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics* », *Computer Vision, and Materials Science. Cambridge University Press*.

Sethian, J.A. 1997. « American Scientist, Section : Tracking interfaces with level sets ». *Livre publié par Sigma Xi, The Scientific Research Society, NY, USA*, (May-June 1997).

Sezgin, M. 2004. « Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation ». *Journal of Electronic Imaging*, vol. 13, (January 2004), p. 146-165.

Singh, V. 2008. « General Anatomy ». *Livre publié à Elsevier, India*.

Sonka, M., V. Hlavac et R. Boyle. 2008. « image proccesing, analysis, and machine vision, 2^e édition ». *Livre publié à Prentice Hall*.

Statistique-Canada. 2012. « Arthrite: <http://www.statcan.gc.ca/pub/82-625-x/2010002/article/11254-fra.htm> ». *Site Web visité en Avril 2012.*

Université-Pierre-et-Marie-Curie, -Faculté-des-Sciences, -Paris,-France. 2012. « <http://www.fmpmc.upmc.fr/fr/index.html> ». *Site Web visité en Avril 2012.*

Vincent, L. 1998. « Minimal path algorithms for the robust detection of linear features in gray images ». *Computational Imaging and Vison*, vol. 12, p. 331-338

Wegner, S. 1996. « The watershed transformation on graphs for the segmentation of CT images ». *in Proceedings of the 13th International Conference on Pattern Recognition*, (August 1996), p. 498-502.

Wilke, M., J. Kassubek, S. Ziyeh, A. Schulze-Bonhage et H. J. Huppertz. 2003. « Automated detection of gray matter malformations using optimized voxel-based morphometry: a systematic approach ». *NeuroImage*, vol. 20, n° 1, p. 330-343.

Gonzalez, R. E. 2001. « Digital Image Processing ». *Livre publié à Prentice Hall*.

Yang, J. 2004. « Neighbor-constrained segmentation with level set based 3-d deformable models ». *IEEE Transactions on Medical Imaging*.

Yin, Y. 2010. « Multi-surface, multi-object optimal image segmentation: application in 3D knee joint imaged by MR ». *Thèse de doctorat, département d'informatique, Université d'Iowa, USA*.