Traitements interactifs d'images radiologiques et leurs applications cliniques

Julien Nauroy

▶ **To cite this version:**

Julien Nauroy. Traitements interactifs d'images radiologiques et leurs applications cliniques. Informatique [cs]. Université Paris Sud - Paris XI, 2010. Français. NNT : . tel-00596516

HAL Id: tel-00596516

https://theses.hal.science/tel-00596516

Submitted on 27 May 2011

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

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

NOTES ET DOCUMENTS LIMSI N° : 2010-05

Novembre 2010

Traitements interactifs d'images radiologiques et leurs applications cliniques

Julien Nauroy

N° D'ORDRE :

UNIVERSITE PARIS-SUD XI
FACULTE DES SCIENCES D'ORSAY

THESE

présentée pour obtenir

LE GRADE de DOCTEUR EN SCIENCES
DE L'UNIVERSITE PARIS-SUD 11 ORSAY
Spécialité : Informatique

par

Julien Nauroy

Sujet : Traitements Interactifs d'images radiologiques et leurs utilisations cliniques

Soutenue le 26 novembre 2010 devant la Commission d'examen composée de:

Mme Cécile Germain-Renaud, présidente
M. Vincent Lesaint, examinateur
M. Johan Montagnat, rapporteur
M. Angel Osorio, directeur de thèse
M. Eric Petit, rapporteur

Remerciements

Les travaux de recherche réalisés dans le cadre de cette thèse doctorale auraient probablement été bien différents sans un faisceau d'aides, de contributions, de discussions scientifiques et d'interactions dont j'ai pu profiter au sein du LIMSI.

Ma gratitude se porte spécialement et a juste titre vers Angel Osorio, directeur de recherche au CNRS, qui a dirigé pendant quatre ans mes travaux de thèse doctorale tout en partageant des discussions scientifiques et techniques, en encourageant des initiatives et en rendant possible un contexte de travail agréable, exigeant et productif. Sans sa vision profondément claire de l'intérêt et des applications au monde médical des recherches réalisées, il est probable que ce travail n'eut pu aboutir.

Mes remerciements les plus sincères à Johan Montagnat et Eric Petit pour avoir accepté de rapporter sur ma thèse, ainsi qu'à Cécile Germain-Renaud et Vincent Lesaint pour avoir accepter de faire partie du jury de thèse en tant qu'examinateurs.

Les applications présentées dans ce manuscrit sont le fruit de collaborations scientifiques et techniques. Je souhaiterais ainsi remercier dans leur ensemble les équipes médicales avec qui nous avons collaboré, notamment Samuel Merran, chef du Service de Radiologie de la Fédération Mutualiste Parisienne, Jean-Marie Biset, radiologue et Roland Boustani, chirurgien, de la clinique de la Présentation à Fleury-les-Aubrais, Olivier Traxer, urologue au CHU Tenon à Paris, Bertrand Devaux, neurochirurgien au CH Sainte Anne à Paris, Juan-Antonio Galan, urologue et Juan-José Lobato, urologue au Centre Hospitalier Général Universitaire d'Alicante (Espagne) sans lesquels les applications cliniques présentées dans ce manuscrit n'auraient pu voir le jour.

Je souhaiterais également remercier Isabelle Bloch, Elsa Angelini et Olivier Nempont, de l'équipe TSI de Telecom Paristech, avec lesquels nous avons collaboré lors d'un projet INCa; Karim Soudani et Isabelle Lefesvre, de la société SODERN, avec qui nous avons travaillé sur des applications industrielles lors d'un projet ANR.

Je souhaite également remercier Sonia Dahdouh et Emmanuelle Frenoux, respectivement doctorante et enseignant-chercheur au LIMSI, pour les échanges scientifiques et généraux concernant les aspects plus théoriques de ce travail.

J'ai été aussi très heureux de collaborer avec des stagiaires et intervenants du LIMSI, notamment avec Eloi Dubois, qui a programmé une modélisation de la salle d'intervention durant son stage de licence; Mathilde Favier, qui a participé aux recherches et au développement concernant identification d'un outil de ponction dans une image issue de webcam, durant son stage de Master 2 Recherche; Kevin Dupraz qui a programmé la méthode d'identification de pentes présentées ici et Gisela Gomez qui, durant son CDD en tant qu'ingénieur informatique, a participé à rendre le logiciel et les modules que nous

développions plus accessibles pour le néophyte en contribuant au développement d'un nouveau système de « helps » en ligne en 3 langues. Tous ont mon estime et méritent d'être mentionnés pour le travail qu'ils ont accompli, le courage dont ils ont fait preuve, leur dévotion, ainsi que les compétences mises au profit de ce projet.

Je tiens aussi à remercier les collègues avec qui j'ai activement partagé ma vie de doctorant pendant toutes ces années, notamment Fadi Abdin, Sylvain Chevallier, Mathieu Dubois, Hervé Guillaume, Ahmad Hasasneh, Gaëtan Pruvost et François Signol avec qui j'ai eu l'occasion de partager mon bureau, mais aussi ceux avec qui je n'ai pas eu cette chance : Rami Ajaj, Houda Bouamor et Anne Garcia-Fernandez. Enfin, mon souvenir ému à toutes celles et à tous ceux avec qui j'ai pu échanger des opinions, partager des discussions ou simplement passé de bons moments ensemble, en contribuant à la bonne humeur régnant dans le laboratoire.

Cette thèse n'aurait pu s'effectuer dans de bonnes conditions sans un accueil et un soutien de qualité de la part du LIMSI et de son directeur, Patrick le Quéré, le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche qui m'a soutenu financièrement durant trois années et l'université Paris-Sud XI qui m'a permis de terminer mon travail dans de bonnes conditions en m'engageant en tant qu'ATER.

Difficile exercice que d'exprimer sur papier mes sentiments pour chacune de ces personnes; j'espère sincèrement que mes remerciements sauront les toucher, de la même façon que leurs apports ont enrichi mon travail de recherche.

Table des matières

1. Contexte du travail 13
   1.1 L'utilisation de l'informatique en médecine 13
   1.2 Contraintes spécifiques au milieu médical 16
   1.3 Le système informatique PTM3D 16
   1.4 Vers de nouvelles méthodes applicables au monde médical 21
2. Les données radiologiques 23
   2.1 La tomodensitométrie 24
   2.2 L'imagerie par résonance magnétique 33
   2.3 L'échographie 41
   2.4 Les amplificateurs de brillance 44
3. Visualisation et navigation dans des images radiologiques 47
   3.1 Le standard DICOM 47
   3.2 Visualisation par coupes 52
   3.3 Fenêtrage d'images radiologiques 55
   3.4 Visualisation tridimensionnelle volumique 57
   3.5 Visualisation de structures 3D 60
   3.6 Les consoles d'interprétation 64
   3.7 Visualisations multiples 64
   3.8 Planification d'une trajectoire interventionnelle 67
   3.9 Navigation dans un volume de données 72
4. Segmentation 3D d'images radiologiques 75
   4.1 Intérêt de la segmentation 76
   4.2 Les marching cubes 84
   4.3 Les contours actifs 95
   4.4 La croissance de régions 106
   4.5 La ligne de partage des eaux 108
   4.6 Autres méthodes 111
   4.7 Utilisation des méthodes de segmentation 112
5. Recalage et fusion de données radiologiques 117
   5.1 Définition du recalage 118
   5.2 Fusion de volumes issus de données complémentaires 121
   5.3 Le recalage non rigide 132

6. Modélisation avancée et actions cliniques 135
6.1 Modélisation des salles d'intervention 136
6.2 Matérialisation des structures anatomiques 141
6.3 Projections sur le patient 144
7. Acquisition et traitement de données en temps réel 149
7.1 Acquisition et traitement temps réel d'images radiologiques 150
7.2 Acquisition et traitement temps réel d'images visibles 157
8. Mise en œuvre de PTM3D 167
8.1 Lecture et utilisation des données DICOM 168
8.2 Segmentation par contours actifs 172
8.3 Segmentation par marching cubes 182
8.4 Utilisation de la réalité augmentée dans les interventions chirurgicales 185
8.5 Acquisition de données radiologiques durant les interventions 190
8.6 Contraintes Technologiques 192
8.7 Système d'aide intégré à PTM3D 193
9. Applications cliniques et industrielles 197
9.1 Validation des méthodes 198
9.2 Applications cliniques 199
9.3 Applications industrielles 209
10. Résultats et discussion 215
10.1 Contours actifs semi-automatiques 215
10.2 Segmentations par marching cubes 220
10.3 Fusion d'examens par fusion de volumes segmentés 221
10.4 Aide à la planification d'interventions 221
10.5 Projections sur le corps du patient : « Le corps en transparence » 222
10.6 Utilisation des images acquises durant l'intervention 223
11. Conclusion et perspectives 227
A. Nouvel algorithme de marching cubes 231
B. Création et évaluation d'une fonction de recalage 233
C. Détermination d'un point extérieur à une région d'intérêt 237
D. Méthodes de projection 243
E. Compléments de géométrie 251
Bibliographie 257

Table des illustrations

Figure 1 : Un exemple de trocar. 15
Figure 2 : Exemples de lésions vasculaires lors de l'insertion d'un trocar. 15
Figure 3 : Principe de la réalisation d'une coupe (image 2D) par tomodensitométrie. 25
Figure 4 : Interpolation des valeurs des voxels dans une coupe TDM. 25
Figure 5 : Fonctionnement général des différentes générations de scanners. 26
Figure 6 : Comparaison entre un scanner classique et un scanner hélicoïdal. 27
Figure 7 : Volume de données acquises par tour en fonction du nombre de barrettes. 28
Figure 8 : Image de référence en niveaux de gris. 30
Figure 9 : Visualisation d'une image TDM avec un fenêtrage couleur. 30
Figure 10 : Altération de la qualité d'une image TDM en raison de la présence d'un objet métallique (artéfact). 32
Figure 11 : Visualisation d'une image TDM après injection de produit de contraste. 33
Figure 12 : Représentation du spin de particules soumises à un champ magnétique. 34
Figure 13 : Champ $\boldsymbol{M}$ créé par l'orientation des particules soumises au champ $\boldsymbol{B0}$. 35
Figure 14 : Mouvement de précession d'une particule autour de $\boldsymbol{B0}$. 36
Figure 15 : Effet d'une impulsion électromagnétique. 36
Figure 16 : Relaxation après impulsion. 37
Figure 17 : Gradient magnétique généré dans les trois axes de l'espace. 39
Figure 18 : IRM cérébrale en pondérations T1, FLAIR et SPGR. 40
Figure 19 : Un exemple d'image échographique. 43
Figure 20 : Un exemple d'amplificateur mobile. 45
Figure 21 : Un exemple d'acquisition par amplificateur de brillance. 46
Figure 22 : Représentation du modèle DICOM et des étapes médicales équivalentes. 50
Figure 23 : Visualisation d'une coupe radiologique. 52
Figure 24 : Visualisation de plusieurs coupes radiologiques dans PTM3D. 53
Figure 25 : Visualisation d'une coupe TDM en utilisant un fenêtrage couleur. 54
Figure 26 : Paramétrage de la visualisation avec fenêtrage couleur. 54
Figure 27 : Interface PTM3D de choix de la fenêtre de visualisation. 56
Figure 28 : Plans de coupe utilisés en radiologie. 57
Figure 29 : Visualisation 3D selon trois plans de coupes. 58
Figure 30 : Visualisation 3D avec coupes « en contexte », selon deux incidences. 59
Figure 31 : Visualisation 3D d'un plan oblique. 60
Figure 32 : Visualisation 2D de segmentations. 61
Figure 33 : Visualisation d'un examen abdominopelvien par rendu volumique. 62
Figure 34 : Visualisation 3D d'organes et de lésions. 63
Figure 35 : Visualisation par une console d'interprétation. 64
Figure 36 : Visualisation de deux séries d'un examen. 66
Figure 37 : Visualisation multiple d'une série d'examen. 66
Figure 38 : Visualisation interactive d'une trajectoire de ponction. 68
Figure 39 : Visualisation interactive d'une trajectoire de ponction. 69
Figure 40 : Planification hors ligne d'une trajectoire de ponction. 71
Figure 41 : Visualisation du point d'entrée d'une ponction planifiée. 72

Figure 42 : Illustration de la précision d'une segmentation. 82
Figure 43 : Exemple de segmentation par marching cubes en utilisant PTM3D. 84
Figure 44 : Segmentation par marching cubes à différents niveaux de précision. 86
Figure 45 : Segmentations par marching cubes sur une coupe de l'examen. 87
Figure 46 : Les 15 cas génériques de calcul des marching cubes. 87
Figure 47 : Exemple d'ambiguïté dans les marching cubes. 89
Figure 48 : Problème de choix des faces 89
Figure 49 : Choix de connexion des faces opposées 90
Figure 50 : Différents choix de paramètres pour les marching cubes interactifs. 92
Figure 51 : Reconstruction par marching cubes après sélection du contour. 93
Figure 52 : Faces traversées par l'isosurface dans les 15 cas des marching cubes. 94
Figure 53 : Un exemple de segmentation par contours actifs. 97
Figure 54 : Calcul des pentes le long d'un axe. 103
Figure 55 : Exemples de contours après initialisation semi-automatique 105
Figure 56 : Un exemple de segmentation utilisant la croissance de régions 107
Figure 57 : Déroulement d'un algorithme de ligne de partage des eaux. 109
Figure 58 : Deux segmentations utilisant un algorithme modifié de LPE. 110
Figure 59 : Visualisation 3D de l'ensemble des points éditables d'un volume. 113
Figure 60 : Définition d'une ligne frontière dans une série d'examen 114
Figure 61 : Résultat de segmentation après édition manuelle. 114
Figure 62 : Différents types de transformation 120
Figure 63 : Principe du recalage en trois étapes 122
Figure 64 : Boîte englobante orientée associée à la crête iliaque. 126
Figure 65 : Choix des amers le long de la colonne vertébrale 127
Figure 66 : Réalisation et évolution d'un recalage. 129
Figure 67 : Utilisation d'un fantôme biologique (rein de porc) 130
Figure 68 : Fusion de données scanner 131
Figure 69 : Fusion de données entre examens. 132
Figure 70 : Recalage non rigide entre deux images IRM. 134
Figure 71 : Modélisation 2D de la salle d'intervention. 137
Figure 72 : Modélisation 3D de la table et paramètres associés. 137
Figure 73 : Planification d'interventions dans le cas d'une NLPC latérale. 138
Figure 74 : Mesure de l'angle d'inclinaison de la table d'opération. 140
Figure 75 : Correspondance de repères entre la modélisation de la table et l'examen. 140
Figure 76 : Matérialisation de repères anatomiques sur l'extérieur du corps. 143
Figure 77 : Visualisation de repères anatomiques. 146
Figure 78 : Visualisation de repères anatomiques sous une autre incidence. 147
Figure 79 : Recalage manuel d'une image 2D. 151
Figure 80 : Fusion 2D/3D semi-automatique 152
Figure 81 : Détection automatique de contours 154
Figure 82 : Résultat du filtrage des classes extraites à partir de la Figure 81. 155
Figure 83 : Fenêtre de paramétrage du filtrage 155
Figure 84 : Utilisation d'un flux vidéo temps réel lors du guidage d'une ponction. 159
Figure 85 : Représentation de la transformée de Hough. 160
Figure 86 : Représentation d'une droite dans l'espace des paramètres. 160

Figure 87 : Un exemple de détection de lignes par transformée de Hough. 162
Figure 88 : Directions du gradient. 163
Figure 89 : Extraction de lignes droites en utilisant la transformée de Hough modifiée. 164
Figure 90 : Interpolation de la position d'un objet selon deux points de vue (1/2). 165
Figure 91 : Interpolation de la position d'un objet selon deux points de vue (2/2). 165
Figure 92 : Ouverture de séries d'examen à partir d'un fichier DICOMDIR. 168
Figure 93 : Ouverture d'un ensemble d'images DICOM. 169
Figure 94 : Transfert d'images d'une unité d'acquisition. 170
Figure 95 : Choix de DCMTK à l'ouverture d'une série d'un examen dans PTM3D. 171
Figure 96 : Paramètres d'initialisation et d'évolution d'un contour actif. 173
Figure 97 : Menu de configuration du contour semi-automatique. 174
Figure 98 : Choix du changement de topologie dans PTM3D. 175
Figure 99 : Détection de changements de topologie à l'aide d'une grille. 176
Figure 100 : Initialisation d'un contour actif sur une coupe radiologique. 178
Figure 101 : Évolution du contour actif sur une coupe. 178
Figure 102 : Segmentation coupe par coupe de la région d'intérêt. 179
Figure 103 : Mesure de volume sur un volume segmenté. 179
Figure 104 : Intersection entre un volume segmenté et une région. 180
Figure 105 : Édition d'un contour après segmentation. 180
Figure 106 : Utilisation d'étalons pour valider des reconstructions par contours actifs. 182
Figure 107 : Paramètres de la méthode de marching cubes dans PTM3D. 183
Figure 108 : Résultat de la segmentation par marching cubes. 183
Figure 109 : Segmentation 3D des crêtes iliaques. 184
Figure 110 : Projection des organes du patient. 186
Figure 111 : Marquage des repères anatomiques du patient. 188
Figure 112 : Mise en évidence de la précision du placement d'un trocar. 189
Figure 113 : Recalage rigide entre l'image scopique et l'image préopératoire. 191
Figure 114 : Recalage d'une image scopique sur un fantôme biologique. 192
Figure 115 : Index de l'aide de PTM3D 194
Figure 116 : Rubriques d'aide contextuelle 195
Figure 117 : Planification de trajectoire de ponction. 206
Figure 118 : Suivi de trajectoire de ponction. 207
Figure 119 : Planification et réalisation d'une ponction. 208
Figure 120 : Visualisation d'images neutroniques. 211
Figure 121 : Paramétrage de la position des caméras. 211
Figure 122 : Utilisation de la réalité augmentée avec des images neutroniques. 212
Figure 123 : Structure du fantôme abdominopelvien en TDM. 213
Figure 124 : Exemples d'erreurs du contour actif. 216
Figure 125 : Edition manuelle de la coupe de la Figure 124. 216
Figure 126 : Illustration de la difficulté de segmentation du foie. 217
Figure 127 : Dessin de deux frontières pour limite l'évolution du contour actif. 218
Figure 128 : Visualisation des coupes éditables d'un volume. 219
Figure 129 : Pistage et validation d'une trajectoire lors d'une biopsie. 225
Figure 130 : Ligne supérieure calculée à partir de la crête iliaque. 244
Figure 131 : Projection d'un point de la ligne de crête sur l'extérieur du corps. 249

Figure 132 : Intersection d'une droite et d'un plan. 252

Introduction

Le monde médical dispose de plus en plus de sources d'images différentes, non seulement pour réaliser un diagnostic, mais aussi pour évaluer l'efficacité d'un traitement et être guidé lors d'interventions chirurgicales. Parallèlement, le développement des techniques opératoires s'oriente vers la chirurgie non « à ciel ouvert », notamment la cœlioscopie, qui permet de diminuer les risques liés à l'intervention ainsi que le temps d'hospitalisation du patient, puisqu'on ne pratique que de très petites incisions pour accéder aux organes ou lésions à soigner. En revanche, elle rend moins intuitive la réalisation de l'acte chirurgical, notamment du fait de la vision réduite à l'utilisation d'une ou plusieurs caméras dans la région d'intérêt.

Dans ce manuscrit, nous proposons de nouvelles méthodes informatiques permettant d'approfondir l'interprétation des images radiologiques, ainsi que de nouvelles utilisations médicales de ces images. Les contributions présentées concernent la visualisation et le traitement des données, la reconstruction de structures, la fusion mono et multimodale, ainsi que l'aide à la réalisation d'interventions.

Les applications présentées concernent notamment la planification et la réalisation d'interventions sous cœlioscopie et de ponctions, mais aussi l'imagerie industrielle. Dans tous les cas, l'utilisation conjointe de différentes modalités d'images, qu'elles soient issues ou non d'équipements radiologiques, permet d'améliorer la visualisation, la manipulation et la compréhension de scènes tridimensionnelles, conduisant à une plus grande précision de l'observation et à une meilleure prise de décision.

Dans un premier temps, les différentes modalités d'imagerie radiologique utilisées dans nos travaux sont décrites. Les traitements informatiques qui seront effectués sur ces images dépendront fortement du type d'image considéré. Les consoles d'interprétations utilisées couramment pour visualiser ces images, ainsi que le standard DICOM utilisé notamment pour la représentation de ces images sont aussi présentées.

Cette description est suivie par la présentation des enjeux de l'utilisation de chaque type d'image dans un contexte médical et des contraintes d'utilisation de l'informatique en salle d'intervention. Ce second chapitre motivera la nécessité d'apporter de nouveaux outils informatiques utilisables en médecine, objectif de cette thèse.

Les méthodes de visualisation utilisées couramment en médecine sont présentées dans le chapitre 3. Une nouvelle façon de visualiser les données radiologiques, développée lors de ce travail de thèse, y est présentée, ainsi qu'une méthode combinant plusieurs visualisations simultanément.

Diverses méthodes de segmentation d'images radiologiques sont présentées au chapitre 4. Dans ce chapitre sont également présentées mes contributions concernant deux de ces

méthodes de segmentation : une nouvelle méthode d'utilisation des contours actifs et une nouvelle méthode de segmentation volumique par marching cubes. Ces deux nouveaux algorithmes ont été implémentés et validés dans le système informatique PTM3D développé au LIMSI à partir de 1992 et ils sont utilisés notamment dans la segmentation 3D d'organes et de lésions.

La conception et la mise en œuvre d'un système original de recalage et fusion de données radiologiques font l'objet du chapitre 5. Après y avoir défini ces notions et présenté les méthodes existantes, de nouvelles méthodes de fusion de volumes segmentés et de recalage d'images radiologiques, réalisées durant ce travail de thèse, sont présentées.

Le chapitre 6 aborde la méthodologie développée pour l'utilisation des données durant une intervention. La modélisation de la salle d'intervention, les techniques de recalage des scènes ainsi que la méthode de projection des données précédemment modélisées y sont présentées.

Le chapitre 7 décrit l'acquisition et le traitement en temps réel, en ligne, de données saisies durant une intervention. Ces données sont utilisées afin d'améliorer la précision d'actes médicaux, en fournissant notamment le positionnement précis d'un outil chirurgical à l'intérieur du corps du patient.

Les contributions présentées dans ce manuscrit ont été implémentées dans le système informatique PTM3D, qui est décrit au chapitre 8. Ce système fournit une aide à la planification et à la réalisation d'actes chirurgicaux et de ponctions. Cette partie complète les précédentes en présentant des applications actuelles de l'imagerie médicale pour la planification d'interventions chirurgicales et l'aide à l'intervention.

Nous présentons dans le chapitre 9 les applications réalisées dans le cadre de cette thèse et tirant partie des nouvelles méthodes développées. Ces applications concernent l'utilisation médicale des méthodes présentées précédemment, incluant l'évaluation d'un traitement, la chirurgie sous cœlioscopie et la réalisation de biopsies sous ponctions mais aussi une utilisation industrielle, en imagerie neutronique, pour la détection de substances spécifiques.

En conclusion, nous discuterons des possibilités d'évolutions liées à ces travaux, ainsi que des problématiques qui y sont associées.

1. Contexte du travail

Mes travaux de recherche en vue de la préparation de ma thèse ont eu pour objectif de proposer de nouveaux outils informatiques de traitement avancé d'images radiologiques en ayant comme objectif d'apporter une aide aux praticiens dans les domaines du diagnostic, du traitement clinique et de l'évaluation de l'évolution de pathologies notamment. La médecine interventionnelle et la chirurgie ont été les deux domaines pour lesquels nous avons porté le plus grand intérêt dans ce travail. La planification d'interventions et l'aide en ligne à leur réalisation ont constitué les deux points forts de ce travail.

Ce chapitre a pour objectif de présenter les contraintes et les enjeux médicaux de l'utilisation d'un outil informatisé pour la planification, la prise de décision et l'aide à la réalisation d'un geste chirurgical.

1.1 L'utilisation de l'informatique en médecine

Depuis l'apparition des appareils de tomodensitométrie, l'informatique a apporté de nombreux outils aux radiologues afin d'améliorer l'interprétation des images. C'est notamment grâce aux outils informatiques que l'on peut calculer les densités d'absorption des rayons X à l'intérieur d'un volume à partir d'un certain nombre de projections tomodensitométriques, ou que l'on peut visualiser n'importe quelle coupe d'un examen. Néanmoins, en dehors de l'aide à l'acquisition d'une image et à sa visualisation sur écran, l'informatique est aujourd'hui utilisée essentiellement en 2D, tant en radiologie qu'en chirurgie.

Lors du diagnostic à partir d'images radiologiques, il est nécessaire d'identifier les organes et les lésions. Aujourd'hui, la mesure du volume d'un organe se fait généralement en détourant manuellement chaque coupe de l'organe et en calculant son volume à partir de sa surface sur chacune de ses coupes. Dans d'autres cas, la mesure du volume est calculée uniquement à partir du plus grand diamètre mesuré de la lésion (norme RECIST). L'utilisation d'algorithmes automatiques ou semi-automatiques de segmentation d'organes et de lésions permet d'augmenter la précision, la fiabilité et la répétabilité des mesures de volume, tout en augmentant la rapidité de cette segmentation par rapport à la méthode manuelle, soulageant l'opérateur d'une partie du travail en le délégant à l'ordinateur. La visualisation en trois dimensions, rendue possible grâce à cette segmentation informatisée, peut permettre d'améliorer le diagnostic en offrant une visualisation métrique plus proche de la réalité que la vision actuelle en coupes successives.

Lors de la planification d'une intervention, il est souvent nécessaire de disposer de mesures des volumes et de la position relative des organes et lésions. Ces informations sont

importantes tout d'abord pour choisir le type d'intervention réalisable, puis pour effectuer la planification à proprement parler.

Le fait de segmenter les images radiologiques de façon à obtenir des représentations tridimensionnelles des organes et lésions est une étape importante pour évaluer la faisabilité d'une intervention. Ainsi, dans la décision de pratiquer une cholécystectomie, le volume et la forme du foie sont des paramètres importants permettant de déterminer la meilleure manière de réaliser une intervention.

Ces segmentations peuvent être réutilisées dans la phase de planification de l'intervention, dans laquelle le chirurgien pourra évaluer plusieurs trajectoires d'intervention, de façon à minimiser le risque associé à la procédure. La planification des interventions devrait aussi permettre de diminuer le temps effectif des interventions.

Lors de la réalisation d'une intervention, le chirurgien ne se sert généralement que très peu des images acquises avant l'intervention. Sous cœlioscopie, la seule source d'informations dont se sert le chirurgien ce sont les images fournies par une caméra qui est déplacée à l'intérieur du corps du patient. Lors de la réalisation de biopsies, le suivi de la trajectoire de ponction peut être assuré au moyen de l'utilisation d'un amplificateur de brillance ou d'un échographe, mais ces images en deux dimensions ne peuvent pas toujours être comparées avec la trajectoire de ponction planifiée avant l'intervention.

L'utilisation des données issues de la planification préopératoire permettrait d'améliorer la réalisation d'actes sous cœlioscopie en confrontant la trajectoire réelle des outils à la trajectoire planifiée avant l'intervention, entraînant une plus grande précision de l'acte, un risque d'échec moindre ainsi qu'un plus grand confort et une plus grande assurance du chirurgien lors de sa réalisation. La diminution du temps d'intervention permettrait de plus une exposition réduite du patient et du personnel médical aux rayons X liés à l'utilisation de l'amplificateur de brillance.

Les données acquises et segmentées dans la phase de diagnostic et de planification peuvent aussi être utilisées en phase per opératoire, par le biais de l'utilisation d'un système du type « réalité augmentée », dont le principe consiste à superposer des formes calculées à partir des données du patient au monde réel. Cette superposition de données permet une meilleure prise en compte des spécificités de la pathologie du patient, un organe présentant une pathologie pouvant être très différent d'un organe sain de par sa forme, sa nature, sa volumétrie et parfois sa position.

L'utilisation de la réalité augmentée peut aussi aider le chirurgien lors de la réalisation d'une intervention en lui apportant une aide visuelle à la fois qualitative et quantitative sur la réalisation ou le suivi d'une procédure, comme l'insertion d'un trocar.

En phase per opératoire, le temps de l'intervention et la précision du geste chirurgical sont deux paramètres que le chirurgien cherche sans cesse à améliorer. Lors d'une intervention sous cœlioscopie, la phase initiale d'insertion des trocars est un facteur de risque de

l'intervention. Il est estimé que dans 3 % à 6 % des interventions sous cœlioscopie les insertions de trocars sont responsables de complications chirurgicales [1].

La Figure 1 représente un trocar moderne utilisé en cœlioscopie et la Figure 2 montre la méthode usuelle d'insertion d'un trocar, ainsi que les lésions vasculaires qui peuvent survenir suite à cette insertion. Tous ces gains potentiels doivent néanmoins se confronter à la réalité du monde médical et s'adapter aux protocoles déjà en place dans ce domaine.

Figure 1 : Un exemple de trocar.

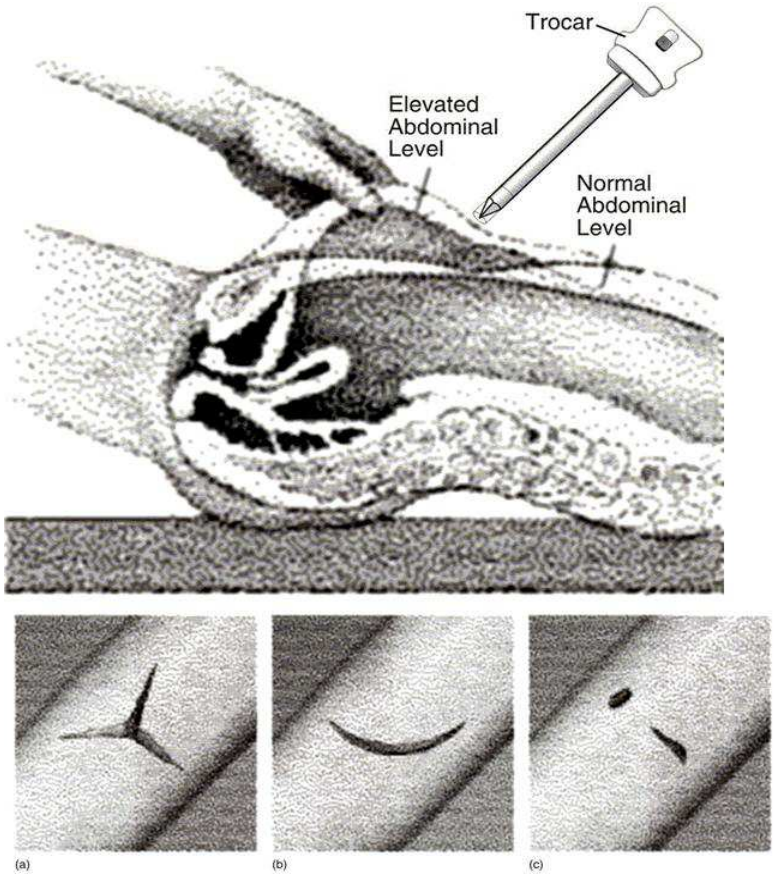

Figure 2 : Exemples de lésions vasculaires lors de l'insertion d'un trocar.

1.2 Contraintes spécifiques au milieu médical

Le monde médical possède ses propres contraintes auxquelles les outils informatiques doivent se confronter pour être adoptés. Ces contraintes peuvent être dues à l'application des protocoles médicaux en vigueur, aux limitations techniques de l'informatique ou des appareils d'acquisition, ou bien encore au degré d'adoption de l'informatique par le corps médical.

Lors de la création d'un nouvel outil informatique, il est nécessaire de tenir compte des difficultés suivantes :

- d'une façon générale, le médecin effectuant le diagnostic avec des contraintes de temps sur l'analyse des images issues de la radiologie. Cela implique qu'un outil informatique ne sera pas utilisé s'il allonge le temps nécessaire à l'interprétation sans offrir de contreparties fortes. Il ne faut donc pas que la segmentation des images soit lourde pour l'opérateur.

- les images issues d'examens réalisés en routine clinique présentant une pathologie, impliquant qu'au moins l'un des organes présente une lésion ou une déformation. Le traitement des données par un algorithme de segmentation doit de ce fait être capable de s'adapter à ces différences anatomiques sous peine de limiter son utilisation à un nombre trop restreint de pathologies prédéfinies. Cette caractéristique est appelée la robustesse face à la pathologie.

- le manque de contraste des images, le bruit ou le fait que deux tissus différents apparaissent comme similaires à l'image sont autant de difficultés intrinsèques à l'analyse des images et qui compliquent la tâche d'une segmentation automatique. Dans certains cas, les ambiguïtés de l'image sont telles que deux radiologues peuvent aboutir à des segmentations différentes du même organe. Ces difficultés montrent qu'un algorithme de segmentation utilisable en routine clinique doit systématiquement proposer à l'opérateur de lever une ambiguïté, lorsque celle-ci est détectée.

- chaque modalité d'imagerie a sa spécificité; ainsi des images d'un même organe en IRM, TDM ou échographie auront des aspects différents. L'outil informatique doit évidemment tenir compte du type d'image considéré pour en effectuer une analyse pertinente.

1.3 Le système informatique PTM3D

PTM3D (Poste de Travail Médical 3D) est un système informatique développé au LIMSI depuis 1992 et présenté pour la première fois au congrès RSNA en 1999 [2]. L'objectif de PTM3D n'est pas le remplacement du praticien par un système informatique mais de

fournir une aide aux praticiens de la santé en développant notamment un système informatique interactif de traitement avancé d'images radiologiques.

La motivation de PTM3D a été la constatation de la faible interaction entre le milieu radiologique et le milieu chirurgical. Force est de constater que la majorité des interventions cliniques est faite sans intervention de radiologues et quand les radiologues assument la réalisation d'actes médicaux (les ponctions en particulier) les chirurgiens ne participent à l'acte que très occasionnellement. Le contexte passé et actuel de la médecine dans le monde est probablement responsable de cette situation : le contexte de travail des praticiens est de plus en plus contraignant notamment en ce qui concerne le temps passé dans chaque intervention. L'objectif de PTM3D est prioritairement le gain de temps et d'efficacité dans le processus clinique qui va du diagnostic à la guérison du patient.

1.3.1 Logiciels graphiques et médecine : historique et situation

Les premières versions de PTM3D ont été développées en 1992. Il faut rappeler la situation de l'imagerie radiologique à cette époque : il n'existait alors pas de norme spécifique, aucun transfert d'images vers des unités informatiques n'était proposé et il n'existait aucune sauvegarde sur des CD ou autres supports susceptibles d'être lus en dehors du système d'acquisition. Dans plusieurs systèmes radiologiques la situation perdure jusqu'aujourd'hui ; c'est le cas notamment de la plupart de dispositifs de radiologie 2D, d'angiographie, d'endoscopie et de la quasi-totalité des échographes.

L'objectif initial du projet PTM3D a été d'aider les praticiens dans leurs tâches; il n'était donc pas question de modifier leurs habitudes, leurs routines ou encore moins les protocoles radiologiques ou chirurgicaux. L'idée maîtresse était et reste la mise à disposition d'outils visant à aider les praticiens, pas de les remplacer et la question que nous nous sommes posée à chaque développement a été et reste « dans quel but ? ». En d'autres termes le cœur du projet consistait à faire la différence entre ce qui était possible et ce qui était faisable à l'intérieur du monde médical.

Les premiers développements informatiques concernant la segmentation 3D ont été effectués en utilisant comme « source » d'images des plaques de celluloïd imprimées en radiologie et digitalisées avec un « scanner informatique » pour les acquérir avec un ordinateur. L'objectif était le traitement clinique de deux patients atteint de graves problèmes pulmonaires. Malgré l'aspect rudimentaire, le système était fonctionnel et il a eu un certain écho[2] dans le monde médical.

Dans les années qui ont suivi, les contextes informatique et radiologique ont évolué mais pas autant que l'on aurait pu le souhaiter dans le cadre du traitement d'images radiologiques.

1.3.2 Objectifs du système PTM3D

L'évolution et la situation actuelle du projet résultent de développements spécifiques dans trois volets majeurs qui sont :

Acquisition d'images

La norme DICOM a été proposée de manière embryonnaire au début des années 90. La première version incluant la lecture et sauvegarde d'examens sur support informatique date de 1995. Encore aujourd'hui beaucoup de dispositifs d'acquisition d'images radiologiques ne sont pas conformes à la norme et leur sauvegarde sur support informatique est impossible. C'est le cas de presque tous les échographes et les appareils de radiologie traditionnelle qui sont par ailleurs les systèmes d'acquisition d'images le plus utilisés dans le monde médical. Aujourd'hui, sur les quatre constructeurs mondiaux de scanners et d'IRM seuls deux sont strictement conformes à la norme DICOM. La raison de fond est probablement le caractère non contraignant de la norme et de ses spécifications : la plupart de ses champs sont optionnels. Par ailleurs il ne s'agit pas d'une norme dans le sens images mais d'un véritable standard d'archivage d'examens cliniques.

En 1993 une version « de démonstration » de DCMTK (DICOM toolkit) [3] fut présentée à RSNA. Il s'agissait essentiellement d'un ensemble d'outils informatiques de lecture, archivage et communication d'examens cliniques destiné à des développeurs. La première version « standard » fut présentée à RSNA en 2000 ; cette version (DCMTKv3) était compatible avec la norme DICOM 3. PTM3D disposait à l'époque d'un système propre de lecture d'images radiologiques plus ou moins conforme à la norme DICOM. La différence « logique » entre les deux approches était (et reste) l'encombrement informatique et le temps d'exécution du code. A partir de la version 5 de PTM3D les deux systèmes de lecture cohabitent dans le logiciel, l'utilisateur pouvant choisir entre l'un ou l'autre. Le choix de DCMTK est devenu impératif pour la lecture d'examens qui utilisent les nouveaux protocoles de compression. Cet ensemble d'outils est à notre connaissance le seul logiciel disponible sur le marché capable d'assurer la lecture complète d'examens codés selon la norme DICOM 3. Certains outils informatiques de visualisation disponibles sur le web sont capables de visualiser sur écran une image DICOM (c'est le cas de Xnwiew par exemple) mais pas d'extraire les caractéristiques complètes de l'examen codé.

Segmentation 3D

L'informatique graphique 3D date du début des années 80. Presque en même temps les stations de travail apparaissent, suivies des PC. Lors de RSNA 99 une table ronde sur le futur de l'imagerie radiologique 3D a eu lieu suite à la présentation sur les lésions pulmonaires citée[4]. L'une des conclusions a été qu'il fallait absolument avancer dans ce contexte mais qu'il ne fallait surtout pas que cela représente une charge supplémentaire pour les cliniciens, ni en radiologie ni en chirurgie.

Au cours de ces dernières années plusieurs outils informatiques de reconstructions 3D sont apparus. Le plus connu est probablement ITK qui fut publié en 2002 [5] et présenté à RSNA la même année.

Comme dans le cas de DCMTK il s'agit d'un ensemble d'outils (toolkit) assurant des fonctions de reconstruction 3D et destiné aux développeurs ; en aucun cas il s'agit d'un logiciel médical utilisable directement par les cliniciens. Plusieurs sous-systèmes de génération de formes 3D étant inclus dans ITK nous avons planifié, en 2004, l'installation de ces modules dans PTM3D, ITK étant un logiciel du type Open Source. Comme dans beaucoup de cas en informatique, le problème était d'assurer l'interopérabilité entre deux systèmes informatique complexes, de taille conséquente (plusieurs centaines de milliers de lignes de code pour chacun) et très fortement imbriqués dans leurs organigrammes. Après plus de 6 mois de tests et de validations la décision fut prise de maintenir et de développer les deux modules de segmentation 3D propres à PTM3D : les contours actifs et les marching cubes. Bien évidemment il s'agit d'algorithmes très connus et amplement référencés dans la bibliographie mais l'adaptation spécifique programmée pour les examens radiologiques et les développements ultérieure effectués (y compris dans le cadre de cette thèse) rendait l'utilisation d'ITK non rentable : il s'agissait d'implanter tout l'environnement d'ITK pour n'utiliser qu'une partie de ses outils. Par ailleurs les expériences probatoires faites en milieu hospitalier ont conforté notre décision.

D'autres logiciels de manipulation et de visualisation 3D existent mais rares sont ceux qui sont orientés vers le traitement et la manipulation d'images radiologiques, l'objectif de notre travail étant avant tout l'interaction chirurgicale.

Interactivité

L'objectif de PTM3D a été dès sa création la mise à disposition des praticiens des outils informatiques d'aide à la réalisation d'actes chirurgicaux. Cette aide passe par le traitement avancé d'images radiologiques permettant aux cliniciens la planification et le suivi en temps réel d'actes chirurgicaux. Cet objectif d'interactivité implique la réalisation d'opérations spécifiques avec les images disponibles avant les interventions ainsi que la fusion en temps réel avec des images acquises lors des actes chirurgicaux. Ces images sont de deux natures : des données DICOM provenant d'outils radiologiques et de séquences vidéo provenant de caméras conventionnelles. Le système PTM3D doit assurer la fusion en temps réel de ces différents types d'informations. Ainsi lors du traitement de lésions par cryogénie, il est nécessaire de projeter et de visualiser en temps réel la fusion entre les données 3D manipulées lors de la planification, les données provenant d'un outil clinique de validation (un échographe) et les données fournies par une webcam qui peut pister les manipulations des outils chirurgicaux à l'extérieur du corps du patient (la trajectoire de l'outil lors de l'insertion). Dans ce contexte il est indispensable que le code informatique mis en jeu soit le plus rapide possible, la réponse instantanée au bloc opératoire étant indispensable pour l'acceptation du système par les praticiens. Lors des multiples essais effectués avec des bibliothèques informatiques ou avec des toolkits nous avons constaté

des temps d'exécution du code vraiment rédhibitoires. L'exemple le plus frappant est probablement celui de la lecture en temps réel d'images DICOM : le temps de lecture d'une image à partir d'une scopie ou d'un échographe a été de une seconde en utilisant le toolkits de lecture tandis que l'on arrivé à lire 5 images par seconde avec les modules spécifiques de PTM3D. La conséquence a été que nous avons été obligés de développer nous-mêmes des modules spécifiques de lecture DICOM d'images provenant d'échographes ou de scopies ainsi que des modules de lecture et de traitement d'images provenant de webcams. La fusion a été aussi développée et implantée et nous sommes parvenus à un temps global de traitement et visualisation inférieur à 500 ms en utilisant des ordinateurs standard.

1.3.3 Mise en œuvre de PTM3D

Le système PTM3D est utilisé en milieu médical dans le cadre de partenariats de recherche avec différents hôpitaux français et étrangers. Ces collaborations ont permis la validation d'outils informatiques adaptés au monde médical, allant de la mesure de volumes à l'utilisation de la réalité augmentée lors d'interventions sous cœlioscopie.

Les fonctionnalités du système PTM3D peuvent être classées en trois grands axes :

- l'aide au diagnostic, comprenant la visualisation volumique, la segmentation 3D des structures d'intérêt et la métrologie,
- l'aide à la planification d'interventions,
- l'aide à la réalisation d'interventions sous cœlioscopie.

Lors de mon travail de thèse, j'ai participé au développement de PTM3D ; l'ensemble de mes contributions a été implémentée dans le système et évalué sur des cas cliniques. Lorsque le travail réalisé concerne une amélioration d'un travail préexistant, la distinction entre l'existant et l'originalité de la contribution est présentée.

1.3.4 Evolution du support informatique

La nature de l'infrastructure informatique dont disposent les centres de radiologie et les centres de chirurgie ont influencé les choix sur PTM3D. La première version de PTM3D fut développée sous Unix, Xwindows et Motif, la limitation de la taille des allocations mémoire étant le problème majeur dans l'utilisation des PC. Dans la période 1993-1998, lors de l'avancement du projet, en étroite collaboration avec le centre d'imagerie radiologique de la FMP qui fut notre partenaire privilégié, nous n'avons pu que constater la « barrière » qui existait et qui existe encore entre les informaticiens et les utilisateurs cliniques, ces derniers utilisant exclusivement des systèmes Windows.

Aujourd'hui les équipements informatiques ont évolué mais pas dans le même contexte dans les deux communautés. L'une de mes surprises lors de la préparation de cette thèse a été de constater que dans plusieurs centres hospitaliers les PC continuent à posséder Windows 98 comme système d'exploitation et aucun des Centres Hospitaliers avec qui nous avons travaillé n'utilisait Windows 7 ou Windows Vista. Cette situation nous a amené à développer les versions récentes de PTM3D de façon à être fonctionnelles avec toutes les versions de Windows, en nous privant des améliorations proposées par les versions les plus.

Au moment de la rédaction de ce manuscrit, un problème similaire se pose pour DCMTK et pour ITK : aucun des deux « toolkits » n'est directement compilable sous Visual Studio 2010, nécessitant de faire appel à des outils externes, tels que CMake qui ne génèrent pas le code attendu par les compilateurs récents. Cela se traduit par un ensemble conséquent de problèmes lors de l'évolution de PTM3D, les modules de DCMTK ayant été intégrés à notre système comme indiqué précédemment.

1.4 Vers de nouvelles méthodes applicables au monde médical

Pour tenter de répondre aux enjeux et aux contraintes citées, les travaux de recherche effectués durant cette thèse ont porté sur le développement des méthodes et des outils suivants :

- l'amélioration du processus de segmentation par contours actifs [6], en fournissant une interface graphique permettant de choisir les paramètres d'initialisation.

- le développement d'une méthode de segmentation par marching cubes [7],

- le développement d'une méthode de recalage rigide entre examens médicaux se basant sur l'appariement de structures homologues reconstruites par l'opérateur,

- l'aide à la planification d'interventions, la modélisation d'une salle d'intervention et la mise en œuvre des dispositifs nécessaires à un bon recalage de l'image de réalité augmentée sur le corps du patient, la définition de repères servant au recalage d'images 3D préopératoires sur le corps du patient,

- l'aide à la réalisation d'interventions sous cœlioscopie par le recalage d'images 2D.

Lors de ce travail, nous avons ciblé trois familles d'applications cliniques, permettant de valider notre système en contexte clinique :

- la réalisation de ponctions percutanées,

- la réalisation de nephrolithotomies percutanées (NLPC),

- la réalisation de gastroplasties et de cholecystectomies sous cœlioscopie.

Ces deux dernières applications reflètent les enjeux actuels de la chirurgie abdominopelvienne, pour laquelle de plus en plus d'interventions sont réalisées par cœlioscopie.

Ces trois applications répondent à la fois aux besoins des cliniciens et à un certain intérêt scientifique :

- du point de vue clinique, ces applications sont effectuées dans des conditions de visualisation difficiles, soit en s'aidant d'un échographe ou d'une unité mobile de rayons X, soit en utilisant une caméra et des outils chirurgicaux à travers la paroi abdominale dans le cas d'interventions sous cœlioscopie,

- du point de vue scientifique, les outils nécessaires à la réalisation de ces applications impliquent l'utilisation d'outils informatiques souvent issus de domaines de la recherche comme la segmentation 3D d'images, le recalage de données ou la fusion en temps réel de données multimodales.

Les développements réalisés durant mon travail de thèse et présentés dans ce mémoire ont tous été guidés par ces applications.

2. Les données radiologiques

L'imagerie médicale regroupe de nombreuses techniques d'exploration, appelées modalités, faisant appel à l'utilisation de rayons X, d'ultrasons, de lumière visible ou encore de résonnance électromagnétique. Nous utilisons ici le terme d'imagerie radiologique par opposition au terme « imagerie médicale » très générique et souvent utilisé dans le traitement d'images cellulaires obtenues à partir d'un microscope via une caméra numérique.

On peut classer l'utilisation médicale de l'imagerie radiologique selon quatre objectifs :

- la réalisation d'un diagnostic, pour identifier une pathologie,
- la mesure de l'efficacité d'un traitement par la mesure de l'évolution de lésions,
- la décision et la planification d'une intervention, dans laquelle les images servent de support au choix des paramètres de l'intervention,
- l'utilisation à but thérapeutique, permettant d'aider à la réalisation d'un geste chirurgical, par exemple le suivi de la trajectoire d'un outil. On parle dans ce cas d'imagerie interventionnelle.

L'imagerie interventionnelle impose plus de contraintes que celle a but diagnostic ou de planification, car il faut que les appareils utilisés donnent des images dont la rapidité d'acquisition et de traitement se rapproche du temps réel pour ne pas rallonger le temps d'intervention et qu'ils ne gênent pas la réalisation de la procédure chirurgicale.

Il existe aujourd'hui peu d'équipements d'imagerie médicale permettant d'obtenir des images tridimensionnelles du corps humain. Les plus connus et les plus utilisés pour le diagnostic sont sans conteste la tomodensitométrie (TDM) et l'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM), mais on peut également citer à titre d'exemple la tomographie par émission de positrons, ou PETscan, utilisée notamment pour mesurer l'activité métabolique en neurologie, oncologie ou cardiologie et l'échographie 3D. Les modalités de TDM et d'IRM ont été majoritairement utilisées en tant que sources d'images tridimensionnelles dans nos travaux.

En chirurgie interventionnelle, les appareils de TDM et d'IRM ne sont aujourd'hui pas très utilisés car ils imposent trop de contraintes : temps d'acquisition trop long pour un suivi temps réel, encombrement trop important et, dans le cas de l'IRM, incompatibilité avec les instruments chirurgicaux. Seules les ponctions sous TDM sont aujourd'hui effectuées en routine. Parmi les systèmes d'imagerie utilisables en salle d'intervention, on peut notamment citer l'échographe et l'amplificateur de brillance.

Les ponctions étant souvent guidées à l'aide d'un échographe, une partie de nos travaux a porté sur la fusion de données d'échographie dans une image 3D préopératoire.

Dans nos travaux, nous avons retenu l'utilisation de la TDM et des amplificateurs de brillance comme sources d'images per opératoires. Ces deux sources d'images sont utilisées dans nos applications sur la fusion d'images acquises en salle d'intervention avec les images 3D préopératoires, dans le but d'améliorer la précision de réalisation de ponctions.

2.1 La tomodensitométrie

La tomodensitométrie (TDM), ou scanner à rayons X, est une méthode d'acquisition d'images qui consiste à obtenir des coupes 2D représentant l'atténuation d'un faisceau de rayons X dans un volume étudié. Elle est appelée en anglais « Computed Tomography » et est souvent abrégée CT.

Le principe de base de la TDM est de calculer les valeurs des voxels à l'intérieur d'un volume de données à partir d'un ensemble d'images 2D acquises sous différents angles.

Cette section présente le fonctionnement général d'un appareil de tomodensitométrie, le type d'image obtenu et les possibilités et limitations du traitement informatique de ces images liées aux méthodes d'acquisition.

Une source d'explication complémentaire à celle présentée dans ce document peut être trouvée dans [8].

2.1.1 Principe physique

Un faisceau de rayons X est émis par une source X selon un plan prédéterminé. Un ensemble de détecteurs mesure l'atténuation des rayons X sur chacune des trajectoires, (Figure 3). Chaque détecteur permet de mesurer le coefficient d'atténuation du faisceau de rayons X après avoir traversé la zone à étudier.

L'intensité du faisceau I, mesurée par un détecteur, est égale à : $I = I_0 . e^{-\mu x}$, avec I_0 l'intensité initiale du faisceau de rayons X, x l'épaisseur du matériau traversé, μ le coefficient d'absorption linéaire du matériau traversé.
En connaissant I_0 et x et en mesurant I, on peut en déduire que $\mu = \log\left(\frac{I_x}{I_0}\right)$

Figure 3 : Principe de la réalisation d'une coupe (image 2D) par tomodensitométrie.

En réalisant un grand nombre de mesures dans le même plan, selon des angles d'incidence différents et en mesurant les coefficients d'atténuation des rayons X, il est possible, par interpolation, d'associer un coefficient d'atténuation à chaque unité de volume, appelé voxel[1], du volume étudié.

Cette reconstruction de l'image est réalisée en utilisant la transformation inverse de Radon. La Figure 4 donne une idée générale du processus de reconstruction d'une coupe (image 2D à partir de projections sous plusieurs incidences). La partie gauche donne des exemples d'atténuation selon quatre incidences, ainsi que la grille de pixels correspondant au volume étudié. La partie droite donne le résultat de la transformation inverse de Radon à partir de ces valeurs.

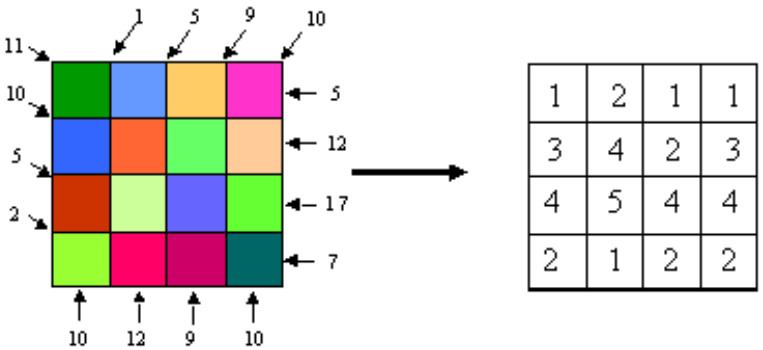

Figure 4 : Interpolation des valeurs des voxels dans une coupe TDM.

La Figure 5 présente la disposition de l'émetteur et des détecteurs pour les différentes générations de scanners.

[1] « voxel » est appelé ainsi en référence au « pixel », pour « picture element » l'unité de base d'une image. Un voxel (« volume element ») est l'unité de volume d'une image tridimensionnelle.

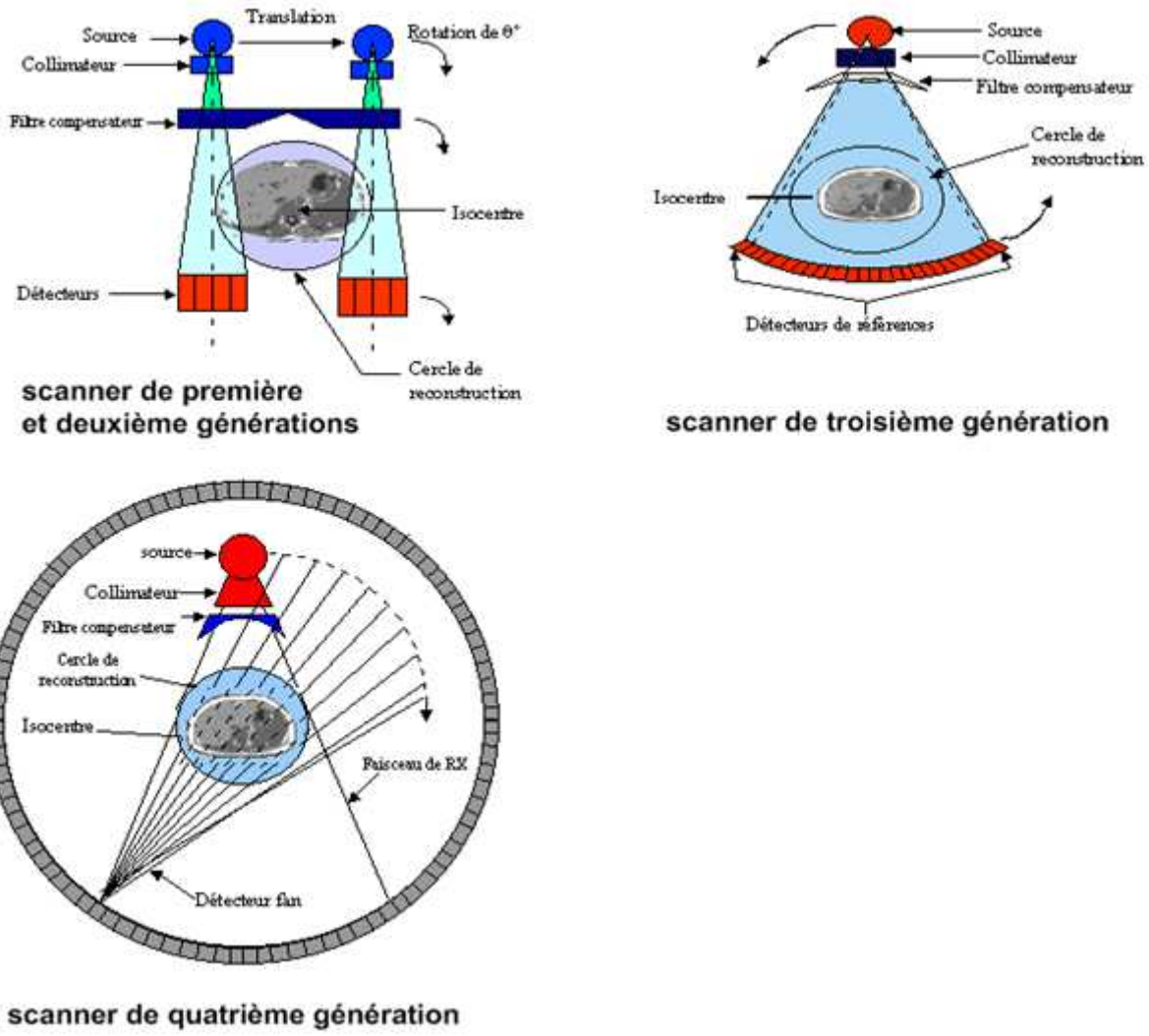

Figure 5 : Fonctionnement général des différentes générations de scanners.

L'évolution des scanners a conduit à améliorer la méthode employée pour acquérir les données :

- Dans les scanners dits de première et deuxième génération, la source et les détecteurs étaient déplacés le long d'un axe lors de l'acquisition d'une coupe. L'ensemble est mis en rotation pour effectuer des mesures sur l'ensemble des incidences d'une même coupe, avant d'être translaté pour étudier la coupe suivante. La deuxième génération se distingue de la première par le passage d'un seul détecteur à plusieurs (de l'ordre de 30). Le principal défaut de ces appareils était leur relative lenteur d'acquisition.

- Les scanners de troisième génération utilisent un faisceau plus large et un nombre de détecteurs plus important, ce qui permet d'éviter la translation saccadée de la source comme dans les deux premières générations, entraînant un temps d'acquisition des coupes plus court. Les incidences sont réalisées là encore par rotation de la source et des détecteurs associées.

- Dans la quatrième génération de scanners, les détecteurs sont positionnés en cercle tout autour de la zone à étudier et seule la source est mise en rotation. De par la plus grande ouverture de la source et de la proximité des détecteurs, l'image de ces appareils a une précision moindre que celle donnée par les appareils de troisième génération, à nombre de détecteurs équivalent.

Avec l'apparition des scanners de troisième et quatrième générations, une nouvelle technique d'acquisition des coupes a été mise en place. Là où les coupes étaient acquises l'une après l'autre, les scanners hélicoïdaux acquièrent des données en continu pendant que la source de rayons X tourne et que la table sur laquelle est posé le patient avance (axe Z). Cette acquisition en continu crée un volume de données sous forme de spirale. Il est alors possible, après avoir mémorisé la spirale de données, de calculer informatiquement, par interpolation, les pixels des coupes qui interceptent le volume de voxels. Ce calcul étant effectué hors ligne, il est toujours possible, à partir d'un examen mémorisé, de recalculer un ensemble de coupes, à des distances différentes, pour des besoins médicaux.
La Figure 6 montre la différence fonctionnelle entre un scanner des premières générations (à gauche) et un scanner hélicoïdal (à droite).

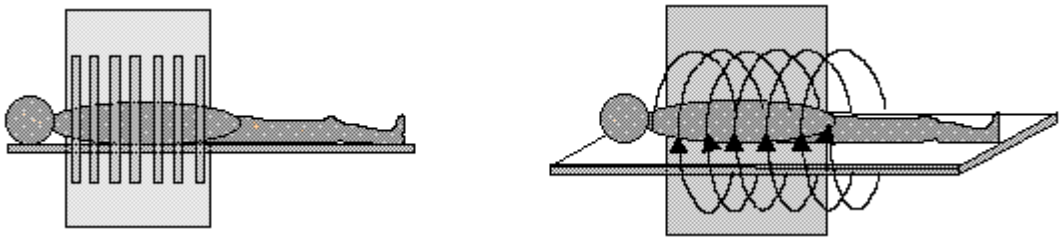

Figure 6 : Comparaison entre un scanner classique et un scanner hélicoïdal.

On peut aussi citer l'apparition des scanners multi barrettes, ou multi détecteurs, qui multiplient le nombre de rangées de détecteurs permettant ainsi lors d'une rotation de la tête du scanner, d'acquérir plusieurs coupes simultanément. Les scanners les plus récents disposent de 64 barrettes ou plus, ce qui permet de multiplier d'autant la vitesse d'acquisition du volume de données. Les données obtenues par ces appareils sont très volumineuses, les scanners prototypes récents pouvant acquérir jusqu'à 1Go de données par tour. Cette grande quantité d'informations peut permettre la réalisation d'un diagnostic plus précis mais augmente également le temps de traitement informatique.

La Figure 7 illustre la quantité de données pouvant être acquises simultanément dans le cas de scanner à 4, 16, 64 et 256 barrettes.

2.1.2 Restitution d'une image

Une fois le coefficient d'absorption calculé pour chaque voxel de l'image, cette valeur est convertie en une valeur sans dimension à l'aide de l'échelle de Hounsfield. C'est cette valeur qui sera retenue dans l'image restituée.

Hounsfield proposa en 1973 la définition d'une échelle de valeurs arbitraire en affectant la valeur -1000 au coefficient d'absorption de l'air et 0 au coefficient d'absorption de l'eau [9]. Les autres matériaux se voient attribuer un indice noté I_H en fonction de leur coefficient d'absorption μ, tel que $I_H = \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} * 1000$

Le Tableau 1 présente des densités d'absorption en unités Hounsfield, classées par ordre croissant d'indice.

La Figure 9 montre une visualisation en couleur[2] d'une image obtenue par TDM, en affectant une nuance de couleur à chaque plage de valeurs des voxels. Avec une telle visualisation, on distingue nettement la peau (en jaune), le tissu adipeux sous-cutané (en vert clair), certains organes comme les reins ou le foie (en jaune), les côtes, les calculs rénaux, une vertèbre (en rouge) ainsi que la moelle épinière à l'intérieur de la vertèbre (en bleu foncé). La membrane extérieure de certains organes est elle-aussi distinguable (en vert foncé).

La Figure 8 correspond à la même coupe que la Figure 9 en utilisant le fenêtrage radiologique classique.

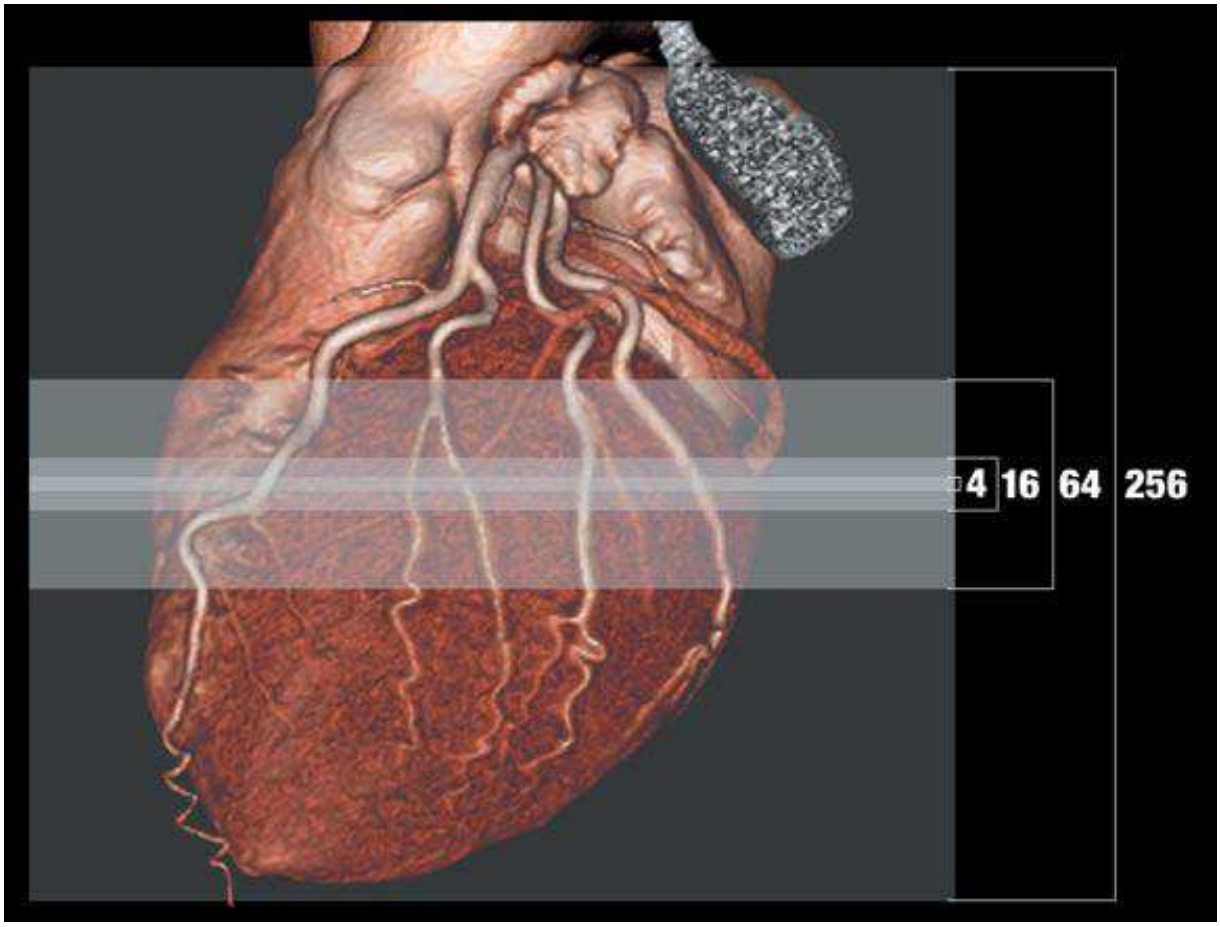

Figure 7 : Volume de données acquises par tour en fonction du nombre de barrettes.

[2] Cette visualisation, spécifique au logiciel PTM3D, est présentée en section 4.1

Substance	I_H
Air	-1000
Graisse	-300 ⇔ -30
Eau	0
Muscle	10 ⇔40
Foie	40 ⇔110
Rein	110 ⇔300
Os	300 ⇔2000

Tableau 1: Exemples de densités d'absorption selon l'échelle de Hounsfield.

Les dimensions minimales des voxels de l'image sont dépendants des dimensions des capteurs mesurant le faisceau de rayons X.

Les principales propriétés d'un examen sous scanner sont :

- l'épaisseur des coupes (les scanners les plus récents permettent des valeurs inférieures à 0,5mm),

- la distance entre coupes. Elle peut être égale à l'épaisseur de coupe, dans le cas de coupes jointives, mais aussi supérieure (coupes disjointes) ou inférieure (coupes superposées),

- les dimensions des voxels d'une coupe (les scanners actuels arrivent à une définition de 0,1mm x 0,1mm),

- la résolution d'une coupe, en voxels. Les scanners actuels ont une résolution usuelle de 512x512 voxels par coupe. Dans certains examens il est possible d'arriver à des coupes de taille supérieure à 1024 x 1024, le problème essentiel étant l'encombrement numérique de l'examen ainsi obtenu.

Figure 8 : Image de référence en niveaux de gris.

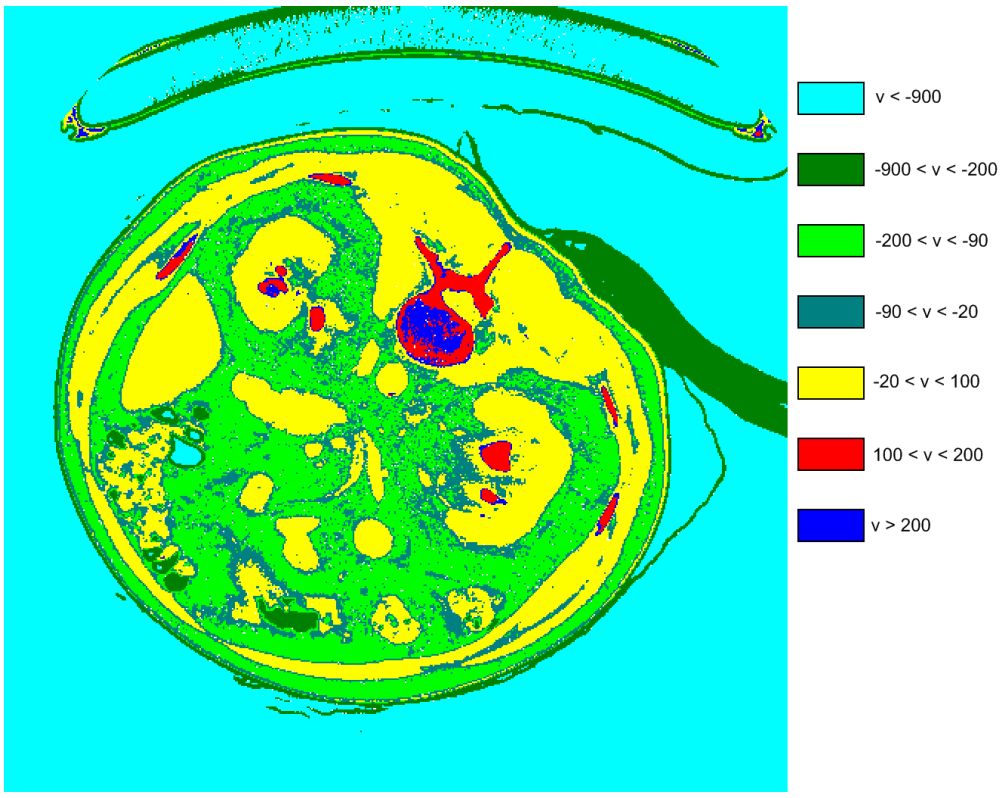

Figure 9 : Visualisation d'une image TDM avec un fenêtrage couleur.

Les valeurs des voxels ne dépassent en théorie pas un minimum de -1000, correspondant à la valeur obtenue lorsque le faisceau ne traverse que de l'air. La valeur maximale peut dépasser 1000, correspondant alors à une structure osseuse dense. Néanmoins, en fonction du comportement des rayons X et de la structure informatique de génération de coupes, on trouve dans la plupart des scanners des valeurs comprises entre −3000 et +15000 selon le dosage du produit de contraste. Les pixels de chaque coupe sont en général codés sur 16 bits signés.

L'altération de la qualité de l'acquisition la plus courante est due au mouvement du patient ou d'un organe (par exemple le battement du cœur) lors de l'acquisition. L'image résultante comporte alors une zone de flou, les contours et les contrastes étant moins marqués dans la zone en mouvement.

Le plus gênant dans l'interprétation des scanners est l'apparition d'artefacts qui peuvent exister lorsqu'un corps étranger absorbe complètement ou reflète ou diffracte les rayons X, ce qui peut également apparaître dans une moindre mesure dans le cas d'une structure osseuse très dense. La Figure 10 est un exemple d'altération de la qualité de l'image en présence d'un objet métallique. La densité d'absorption du métal est en dehors des valeurs limites de l'algorithme de reconstruction de l'image, ce qui conduit à la fois à une surreprésentation de l'objet (tâche blanche), une sous représentation de la zone environnante (tâche noire) et des stries dans l'image, centrées sur l'objet. La présence de prothèses ou de plombages dentaires constitue ainsi une gêne très importante dans les examens TDM crâniens.

D'autres types d'artefacts peuvent survenir, dus par exemple au mode d'acquisition de l'image [10].

2.1.3 Utilisation médicale de la tomodensitométrie

Les appareils actuels permettent de distinguer des tissus différents dont la densité d'absorption, μ, diffère d'environ 0.3%. Néanmoins, le bruit présent dans l'image est souvent supérieur à cette valeur, ce qui rend difficile la séparation de ces tissus, particulièrement avec des algorithmes de reconnaissance automatiques. Il est toutefois possible de faire varier la valeur μ de certains organes ou tissus par l'injection d'un produit de contraste, généralement iodé, qui ira se fixer dans la région d'intérêt et augmentera sa densité d'absorption aux rayons X de façon à la distinguer du milieu environnant.

La Figure 11 montre une coupe issue d'une acquisition tomodensitométrique après injection d'un produit de contraste. Les reins, l'aorte et le la vascularisation hépatique apparaissent contrastés, contrairement aux séries sans injection.

La TDM ne présente pas de contre-indications particulières dans son mode de fonctionnement. Cependant, les rayons émis sont ionisants[3], ce qui induit un risque pour la santé du patient. C'est pourquoi cette modalité est déconseillée aux femmes enceintes et aux patients jeunes.

La nécessité d'injecter un produit de contraste iodé est une contre-indication supplémentaire si la personne présente des allergies.

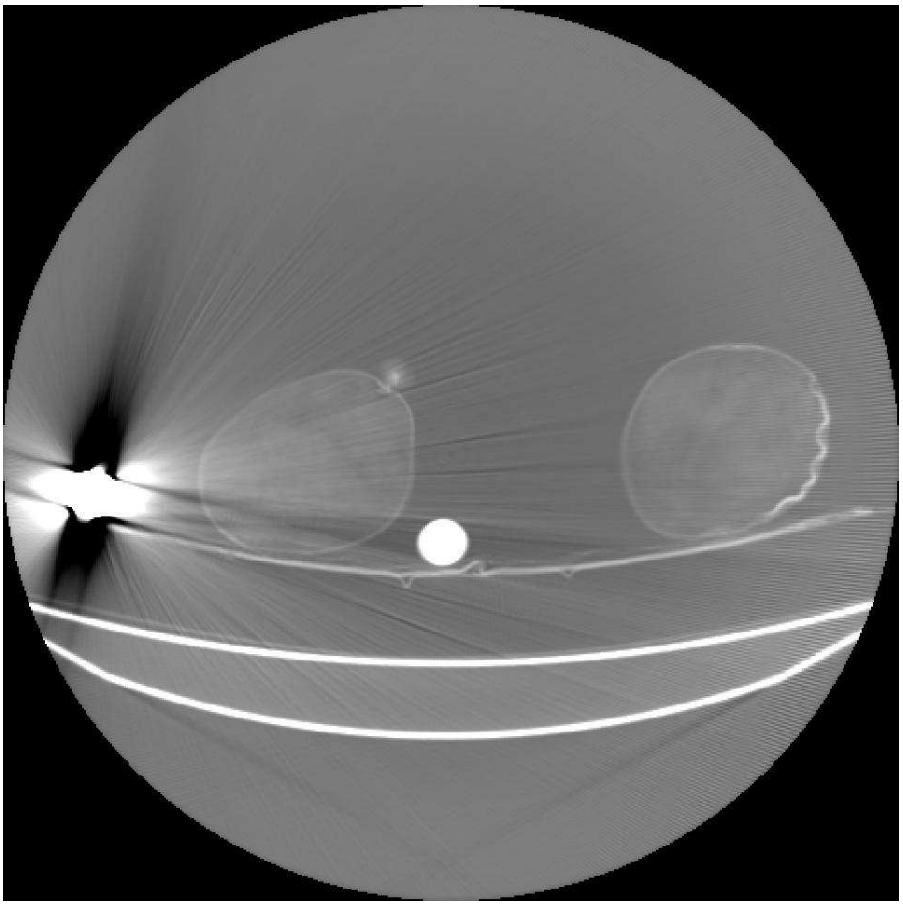

Figure 10 : Altération de la qualité d'une image TDM en raison de la présence d'un objet métallique (artéfact).

[3] L'énergie du rayonnement transmet suffisamment d'énergie aux électrons pour les arracher de leurs atomes ou molécules, transformant ces derniers en ions.

Figure 11 : Visualisation d'une image TDM après injection de produit de contraste.

2.2 L'imagerie par résonance magnétique

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est un processus qui permet d'obtenir des images tridimensionnelles en émettant des ondes électromagnétiques et en mesurant le signal réémis par certains atomes. L'IRM exploite le phénomène de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) découvert en 1937 par Isidor Isaac Rabi, qui reçut le prix Nobel de physique en 1944 pour ses recherches. Les travaux subséquents de Félix Bloch et Edward Mills Purcell sur la mesure de la RMN leur valurent le prix Nobel de physique en 1952.

Indépendamment, les premières images d'IRM sont réalisées par Paul Lauterbur et Peter Mansfield dans les années 1970, pour lesquelles ils se virent tous deux décerner le prix Nobel de médecine en 2003.

Les premières applications médicales datent des années 1980.

Cette section a pour objectif de présenter de façon succincte le principe physique de la résonance magnétique nucléaire, ainsi que son application en imagerie.

2.2.1 Principe Physique de la Résonance Magnétique

Les neutrons et protons composant tout noyau atomique possèdent une propriété quantique intrinsèque nommée spin, notée s. A chaque noyau atomique, on peut associer un spin en fonction du nombre de protons et de neutrons qu'il possède : lorsque le nombre de protons égale le nombre de neutrons, le spin du noyau est nul. Lorsque le nombre de

neutrons est différent du nombre de protons dans un noyau, ce dernier possède un spin non nul. Le noyau d'hydrogène, composé uniquement d'un proton, est un exemple de noyau dont le spin est non nul.

Le spin associé à une particule fait qu'elle se comporte de façon analogue à une particule magnétique, la rendant sensible à un champ magnétique extérieur et la dotant de son propre champ magnétique. On dit alors que la particule est dotée d'un moment magnétique.

Soit un ensemble de particules de spin $s=\frac{1}{2}$. Ces particules n'ont pas d'orientation préférentielle en l'absence de champ magnétique externe. Cet état initial est représenté par la configuration (a) de la Figure 12.

Lorsque l'ont soumet ces particules à champ magnétique d'intensité B_0 et de direction constante, noté $\overrightarrow{B_0}$, elles adoptent l'une des deux orientations possibles, aussi appelées niveaux d'énergie : les particules, possédant un spin non nul, vont s'orienter de façon parallèle ou antiparallèle au champ $\overrightarrow{B_0}$ (configuration (b) de la Figure 12).

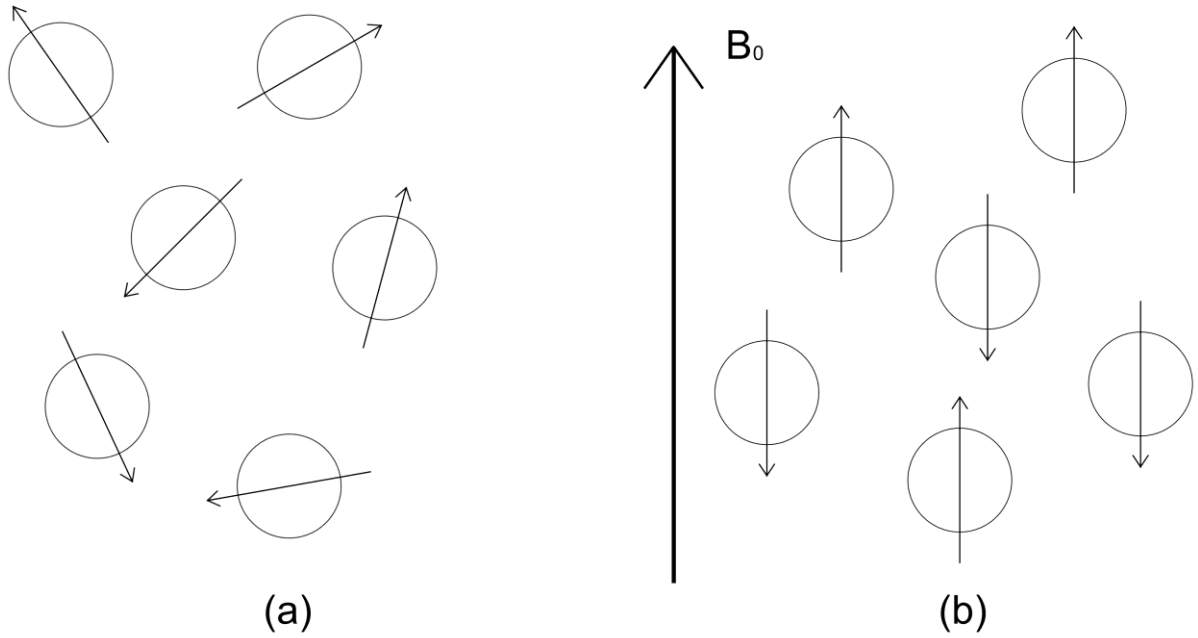

Figure 12 : Représentation du spin de particules soumises à un champ magnétique.

Les particules ne s'alignent en réalité pas complètement sur l'axe du champ, mais leur axe de rotation tourne autour de cet axe selon un mouvement de précession. Toutefois leur orientation moyenne se trouve dans l'axe du champ et les particules ne tournant pas en phase les une avec les autres, la somme de leurs composantes dans le plan orthogonal à $\overrightarrow{B_0}$est nulle.

Une fois soumises à un champ, les particules ne s'orientent pas de la même manière dans les deux sens du champ : une infime quantité de particules dites surnuméraires s'oriente préférentiellement dans le sens du champ $\overrightarrow{B_0}$. Cette orientation se traduit par une augmentation du champ $\overrightarrow{B_0}$, qui n'est néanmoins pas suffisante pour être mesurable, car elle n'est pas significative en comparaison du champ $\overrightarrow{B_0}$. Ce moment magnétique supplémentaire est noté $\vec{M}$.

La Figure 13 représente le moment magnétique $\vec{M}$ induit par l'orientation des particules dans le champ $\overrightarrow{B_0}$. Le vecteur du champ magnétique résultant, noté $\vec{M}$, est égal à la somme des champs magnétiques créés par les particules en précession autour de $\overrightarrow{B_0}$ (Figure 13 et Figure 14).

Afin de pouvoir mesurer cette différence de champs, il faut appliquer une onde électromagnétique d'une fréquence et d'une durée qui sont fonction respectivement de la fréquence de résonance[4] et du spin de la particule. Cette impulsion électromagnétique a pour objectif de faire « basculer » le vecteur $\vec{M}$ dans le plan normal au vecteur $\overrightarrow{B_0}$. L'aimantation longitudinale (parallèle à $\overrightarrow{B_0}$, notée $\overrightarrow{Mz}$) disparait alors, tandis qu'une aimantation transversale (dans le plan normal à $\overrightarrow{B_0}$, notée $\overrightarrow{Mxy}$) apparaît.

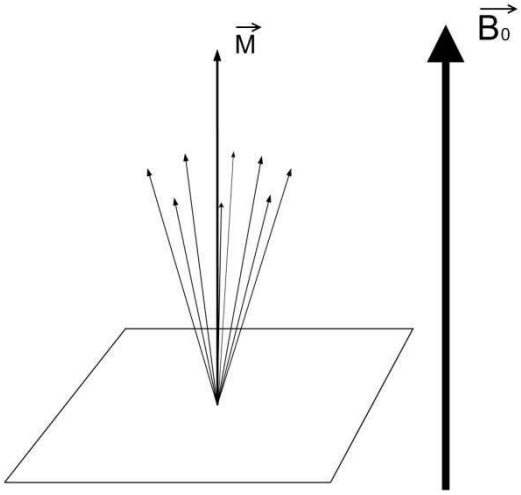

Figure 13 : Champ $\overrightarrow{M}$ créé par l'orientation des particules soumises au champ $\overrightarrow{B_0}$.

[4] Pour ne pas rendre l'explication plus complexe que nécessaire, considérons ici la fréquence de résonance comme une fréquence arbitraire associée à la particule.

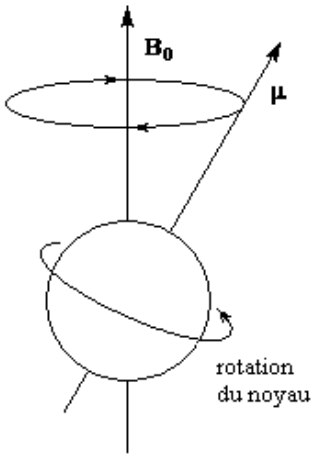

Figure 14 : Mouvement de précession d'une particule autour de $\overrightarrow{B_0}$.

Cette onde magnétique impulsée, notée $\overrightarrow{B_1}$, a une fréquence $F = \frac{\gamma}{2\pi}.B_0$, avec γ le rapport gyromagnétique[5] de la particule à étudier, exprimé en hertz par tesla[6] et $\overrightarrow{B_0}$ l'intensité du champ auquel est soumise la particule, exprimé en tesla.

La Figure 15 illustre la modification du vecteur $\vec{M}$ sous l'effet de l'onde électromagnétique $\vec{B_1}$: avant l'impulsion électromagnétique, $\vec{M}$ est colinéaire à $\overrightarrow{B_0}$; à la fin de l'impulsion, M se trouve dans le plan orthogonal à $\overrightarrow{B_0}$, en tournant autour de ce dernier selon un mouvement de précession.

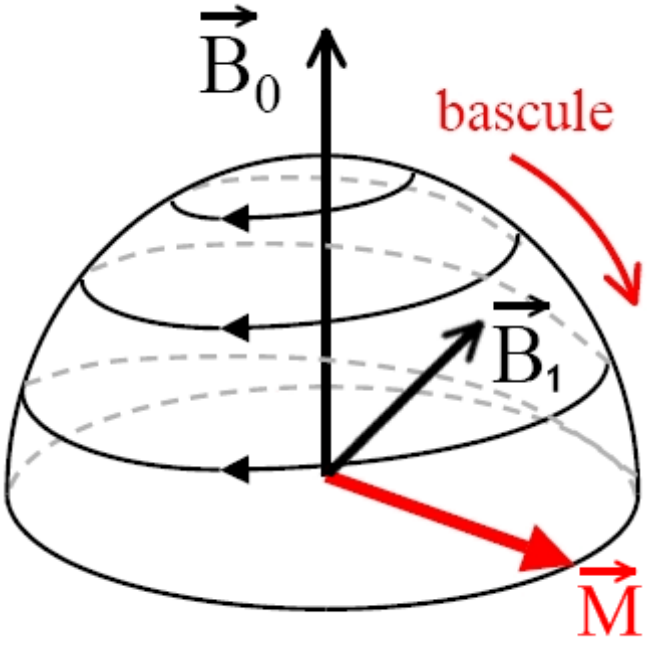

Figure 15 : Effet d'une impulsion électromagnétique.

[5] Le rapport gyromagnétique permet d'obtenir la fréquence de résonance d'une particule en fonction de l'intensité du champ magnétique auquel elle est soumise.
[6] Le tesla (T) est l'unité du système international représentant l'induction magnétique. 1T = 1kg.A^{-1}.s^{-2}

Chaque type de particule ayant un rapport gyromagnétique différent, un choix doit être fait sur le type de particule que l'on souhaite faire rentrer en résonance. Le choix le plus commun se porte sur l'atome d'hydrogène, très présent dans la matière biologique dû notamment à la présence d'eau (de l'ordre de 75%). Son noyau n'est composé que d'un proton, ce qui lui confère de bonnes propriétés de résonance. Le rapport gyromagnétique du proton est de l'ordre de 42, 6Mhz/T.

Dès la fin de l'impulsion, l'orientation magnétique des spins des particules va revenir à sa valeur précédente, c'est à dire de même direction et de même sens que $\overrightarrow{B_0}$, tout en continuant à tourner autour de l'axe de $\overrightarrow{B_0}$. C'est ce qu'on appelle le phénomène de relaxation.

La Figure 16 montre l'évolution du vecteur $\vec{M}$ dès la fin de l'impulsion électromagnétique : $\vec{M}$ va redevenir progressivement colinéaire à $\overrightarrow{B_0}$.

On associe deux mesures temporelles au phénomène de relaxation : le temps de relaxation longitudinale, noté T1 et le temps de relaxation transversale, noté T2.
Lorsqu'il y a relaxation, le moment magnétique selon l'axe longitudinal, noté $\overrightarrow{Mz}$, va retourner progressivement de zéro à sa valeur d'origine, selon l'équation $\overrightarrow{M_z(t)} = \overrightarrow{M_z(0)}.(1 - e^{\frac{-t}{T_1}})$ avec $\overrightarrow{M_z(0)}$ la valeur à l'équilibre de l'aimantation longitudinale, t le temps écoulé depuis la fin de l'impulsion, T_1 le temps nécessaire à la particule pour retrouver son aimantation longitudinale initiale.

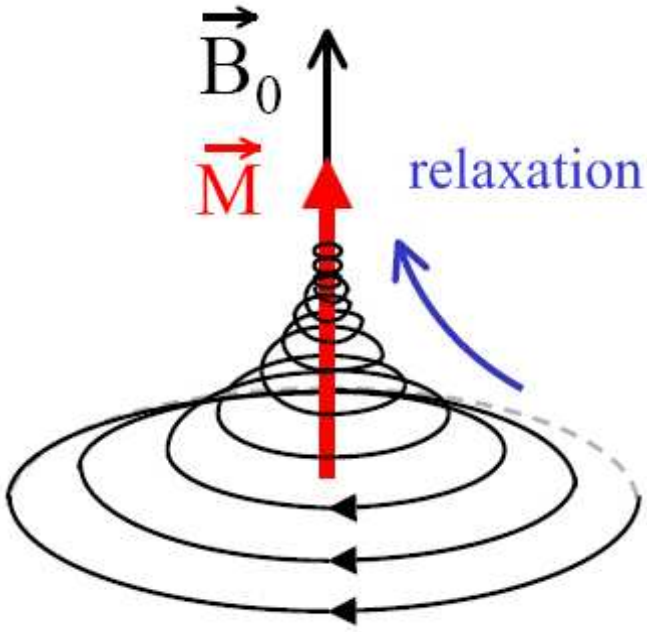

Figure 16 : Relaxation après impulsion.

L'aimantation transversale, créée par l'impulsion $\overrightarrow{B_1}$, va quant à elle diminuer au fil du temps, du fait du déphasage progressif des particules qui ne se trouvent pas toutes dans le même environnement physico-chimique. Elle évolue selon l'équation $\overrightarrow{M_{xy}(t)} = \overrightarrow{M_{xy}(0)}.e^{\frac{-t}{T_2}}$

avec $\overrightarrow{M_{xy}(0)}$ l'aimantation transversale à la fin de l'impulsion, t le temps écoulé depuis la fin de l'impulsion, T_2 le temps nécessaire aux particules pour perdre totalement leur phase.

Ces deux relaxations ne se font pas au même rythme : la relaxation T_1 s'effectue toujours en un temps supérieur à la relaxation T_2. Une fois les relaxations T1 et T2 effectuées, l'aimantation transversale a disparu et l'aimantation longitudinale a repris la valeur qu'elle possédait avant l'impulsion électromagnétique.

La relaxation complète s'effectuant selon une loi exponentielle; il faudrait donc un temps infini pour l'atteindre. Dans la pratique on définit T1 comme le temps nécessaire pour que l'aimantation longitudinale retrouve 63% de sa valeur d'origine et T2 comme le temps nécessaire pour que l'aimantation transversale retrouve 37% de sa valeur d'origine. On pourra alors envoyer une nouvelle impulsion électromagnétique pour effectuer une nouvelle mesure.

2.2.2 Construction d'une image en Résonance Magnétique

Pour réaliser une image IRM, il est nécessaire de mesurer la réponse de différentes régions de l'espace aux impulsions électromagnétiques. Il est donc indispensable de mesurer la relaxation T1 ou T2 d'une impulsion ou d'une séquence d'impulsions.

Cette lecture se fait par le biais d'une antenne qui va capter et mesurer le signal renvoyé après impulsion. Ces antennes sont composées d'un bobinage de cuivre qui est accordé pour correspondre à la fréquence de précession de la particule étudiée (généralement le proton).

Pour localiser en trois dimensions le signal réémis par les particules soumises au champ $\overrightarrow{B_1}$, on utilise des bobines de gradient de champ magnétique, qui vont faire varier spatialement le champ $\overrightarrow{B_0}$. Cette variation, de faible amplitude par rapport à $\overrightarrow{B_0}$, va toutefois modifier la fréquence de résonance des protons. En choisissant la fréquence de l'impulsion $\overrightarrow{B_1}$, il devient alors possible de faire entrer en résonance les particules d'une région prédéterminée de l'espace, pour ensuite lire et interpréter le signal réémis.

La Figure 17 illustre le gradient magnétique généré dans l'IRM dans les trois directions : gauche/droite (en haut à gauche), devant/derrière (en haut à droite) et haut/bas (en bas). Ces gradients sont créés par des bobines de gradient de champ magnétique, placées parallèlement aux 3 axes des gradients l'espace.

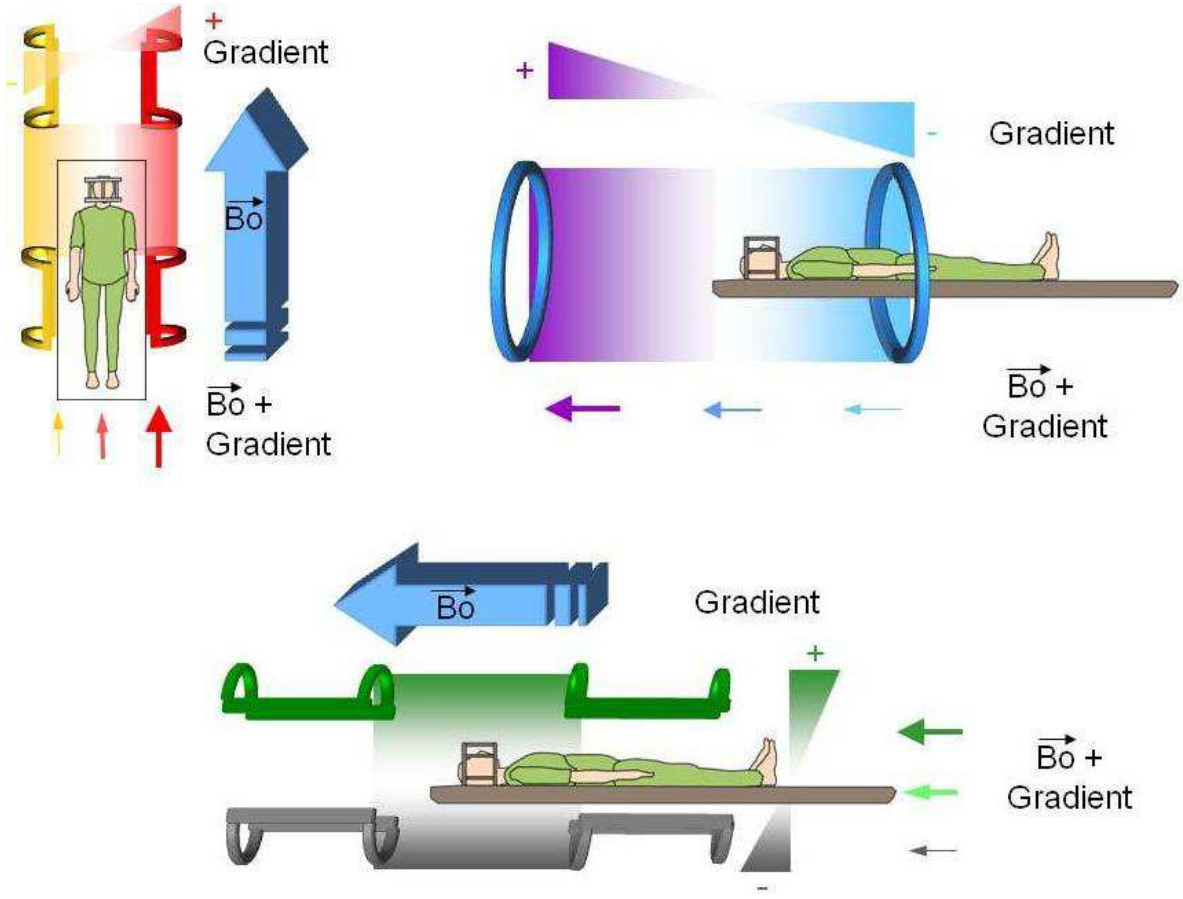

Figure 17 : Gradient magnétique généré dans les trois axes de l'espace.

Les images obtenues dépendent de l'impulsion ou de la séquence d'impulsions émises. En faisant varier le temps de répétition entre deux excitations (TR) et le temps entre le signal d'excitation et la réception de l'écho (appelé temps d'écho, ou TE), le signal lu possèdera des propriétés différentes : on peut ainsi favoriser la lecture du signal longitudinal ou transversal.

- En choisissant un TR et un TE court, le contraste de l'image dépendra surtout de T1 et très peu de T2 car seule l'aimantation longitudinale est mesurée. On obtient une image dite pondérée en T1. Cette pondération est dite « anatomique » et elle est utilisée par exemple pour différencier la substance blanche de la substance grise dans le cerveau,

- en choisissant un TR et un TE longs, le contraste de l'image est dit pondéré en T2 ou ”tissulaire”, car le choix de TE et TR a pour but de neutraliser T1 et favoriser T2,

- en choisissant un TR long et un TE court, le contraste obtenu est appelé ”densité de protons” car l'ordre des contrastes obtenus est équivalent aux densités protoniques des différents tissus.

Certaines séquences d'impulsions ont pour objectif d'atténuer le signal renvoyé par certains matériaux tels que la graisse ou l'eau libre dans le corps humain. On peut citer la

séquence FLAIR, qui est une séquence pondérée T2 qui permet de supprimer le signal de l'eau libre dans l'image et la séquence SPGR[7], ou séquence écho de gradient avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle, qui est un type de séquence fortement pondérée T1

La Figure 18 présente des acquisitions de la même coupe d'un même patient mais avec des pondérations différentes. De gauche a droite, les pondérations sont respectivement appelées T1, FLAIR et SPGR par certains fabricants d'IRM.

Dans cet exemple, la séquence FLAIR met en valeur un œdème qui apparaît en hyper signal. Dans la séquence SPGR, les bornes de la lésion sont très visibles, leur intensité étant proche de celle de l'os. L'image pondérée T1 est quant à elle mieux contrastée et moins bruitée que l'image en séquence SPGR, ce qui permet de mieux délimiter l'anatomie du cerveau.

Certaines séquences sont spécifiques à certains constructeurs et unités d'acquisition IRM. Les séquences FLAIR et SPGR, présentées dans la Figure 18, en font partie.

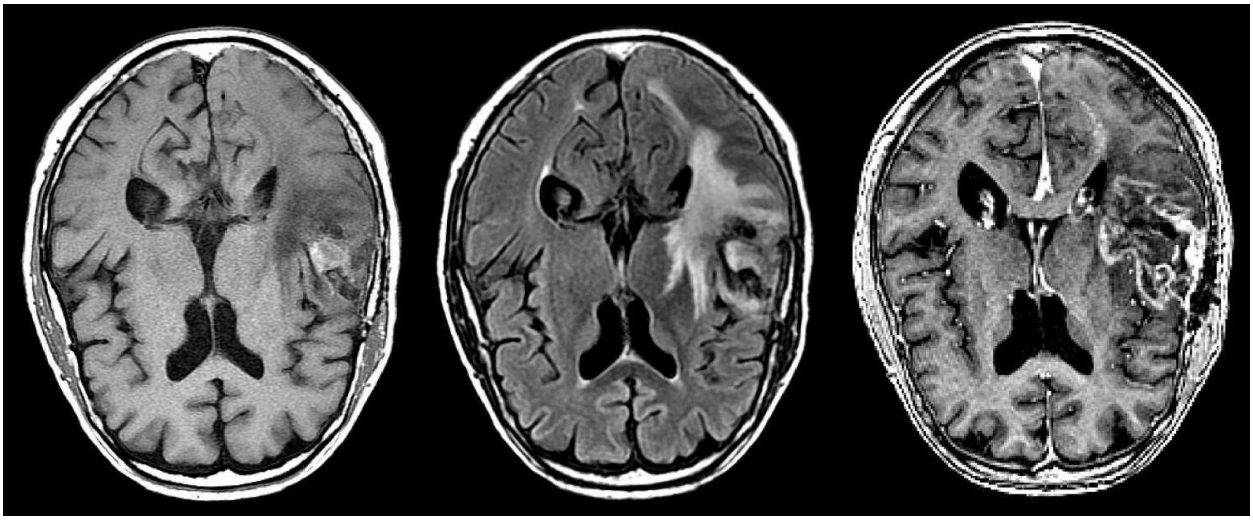

Figure 18 : IRM cérébrale en pondérations T1, FLAIR et SPGR.

2.2.3 Utilisation médicale de l'Imagerie par Résonance Magnétique

Lors de la réalisation d'une IRM, le patient est placé sur la table d'examen, qui est amenée au centre de la bobine qui génère un champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ constant. Des correcteurs de champ, appelés *shims*, sont adjoints à cette bobine, pour obtenir une plus grande homogénéité du champ.

Le champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ des appareils actuels se situe entre 1,5 et 3 teslas en utilisation clinique. A titre de comparaison, un champ magnétique de un tesla équivaut à 20 000 fois le champ magnétique terrestre.

[7] la séquence SPGR est utilisée en particulier dans l'angiographie après injection d'un produit de contraste, le gadolinium.

La résolution des images est proportionnelle à la valeur du champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$. Pour une IRM de 3 teslas, la résolution spatiale est de l'ordre du millimètre.

L'IRM est largement utilisée pour réaliser des examens ostéo-articulaires et crâniens. L'IRM crânienne a comme avantage de donner une image de bonne qualité même au travers de l'os du crâne, contrairement aux rayons X.

L'IRM est une modalité d'examen non invasive. Son avantage par rapport à la TDM est qu'il n'y a pas d'émission de rayonnements ionisants et de ce fait elle ne présente pas de dangers pour la santé des patients. Un appareil IRM coûte en revanche beaucoup plus cher à l'achat et à l'utilisation, ce qui explique en partie pourquoi la TDM est encore aujourd'hui beaucoup plus utilisée que l'IRM, même lorsque les deux modalités sont également efficaces pour le diagnostic.

Les artéfacts qui peuvent être présents dans une image IRM sont principalement dus aux mouvements du patient ou à la présence d'objets perturbant le champ magnétique, comme un objet métallique (plombage, pacemaker, prothèse).

L'IRM peut aussi être utilisée pour imager l'activité du cerveau (IRM fonctionnelle, ou IRMf) : en exploitant la légère différence de fréquence de résonance entre la vascularisation oxygénée et non oxygénée et en acquérant des images suffisamment rapidement, on peut mesurer l'activité métabolique des différentes régions du cerveau.

2.3 L'échographie

L'échographie est une technique d'imagerie utilisant les ultrasons. Dans son principe, une onde acoustique est envoyée vers le corps du patient et l'écho généré par les structures anatomiques est mesuré et restitué à l'opérateur sous forme d'une image.

2.3.1 Principe Physique

Un échographe dispose de sondes comportant une céramique piézoélectrique, qui oscille lorsqu'elle est soumise à un champ électrique. Cette oscillation se fait généralement à une fréquence entre 1Mhz et 18Mhz, selon les applications.

Cette oscillation va être transmise via le contact entre la sonde de l'échographe et la peau du patient, pour ensuite être réfléchie par les tissus, les organes et d'une façon générale toute structure rencontrée. Lors de cette rencontre, une partie de l'onde va être réfractée (transmise), l'autre réfléchie (renvoyée).

Les ondes réfléchies sont captées et mesurées a l'aide de transducteurs. En mesurant les caractéristiques de ces ondes, il est possible de déterminer des informations quant à la structure rencontrée. Ainsi, le temps avant mesure du signal de retour donne une

information sur la profondeur de la structure; l'intensité de ce signal, indiquant l'onde réfléchie, déterminera l'intensité du niveau de gris associé.

Les tissus rencontrés réagissent vis-à-vis de l'onde de façon spécifique : cette réponse s'appelle l'échogénicité. Plus le tissu est profond, moins celui-ci reçoit d'intensité de l'onde émise. Sa réponse sera alors moindre qu'un tissu analogue situé à une moindre profondeur. Pour compenser la perte de signal en fonction de la profondeur, le gain de l'image est adapté : plus l'écho arrive avec du retard, plus le signal est amplifié. Ce mécanisme est souvent appelé TGC (Time Gain Compensation).

Chaque récepteur ne mesure l'écho que selon un axe bien précis. Pour obtenir une image en deux dimensions, il est nécessaire d'utiliser plusieurs transducteurs. Cette série de transducteurs prend le nom de barrette. La barrette peut être disposée en ligne, permettant d'avoir une bonne précision malgré un faible champ de vision, ou en courbe, pour augmenter le champ de vision en contrepartie d'une précision plus faible. Les barrettes actuelles comportent de plusieurs centaines à plusieurs milliers de transducteurs.

L'image résultante (Figure 19) est souvent très bruitée. Cette image correspond à un examen gynécologique, dans lequel un œil expert peut voir l'utérus, un ovaire et les trompes. La forme de l'image indique nettement la courbure de la barrette.

Il est possible d'obtenir des images de meilleure qualité en utilisant un échographe émettant des ondes de plus haute fréquence. Ce choix a toutefois comme inconvénient de produire des images de moindre profondeur, les ondes de plus haute fréquence ayant une moins bonne pénétration dans les tissus.

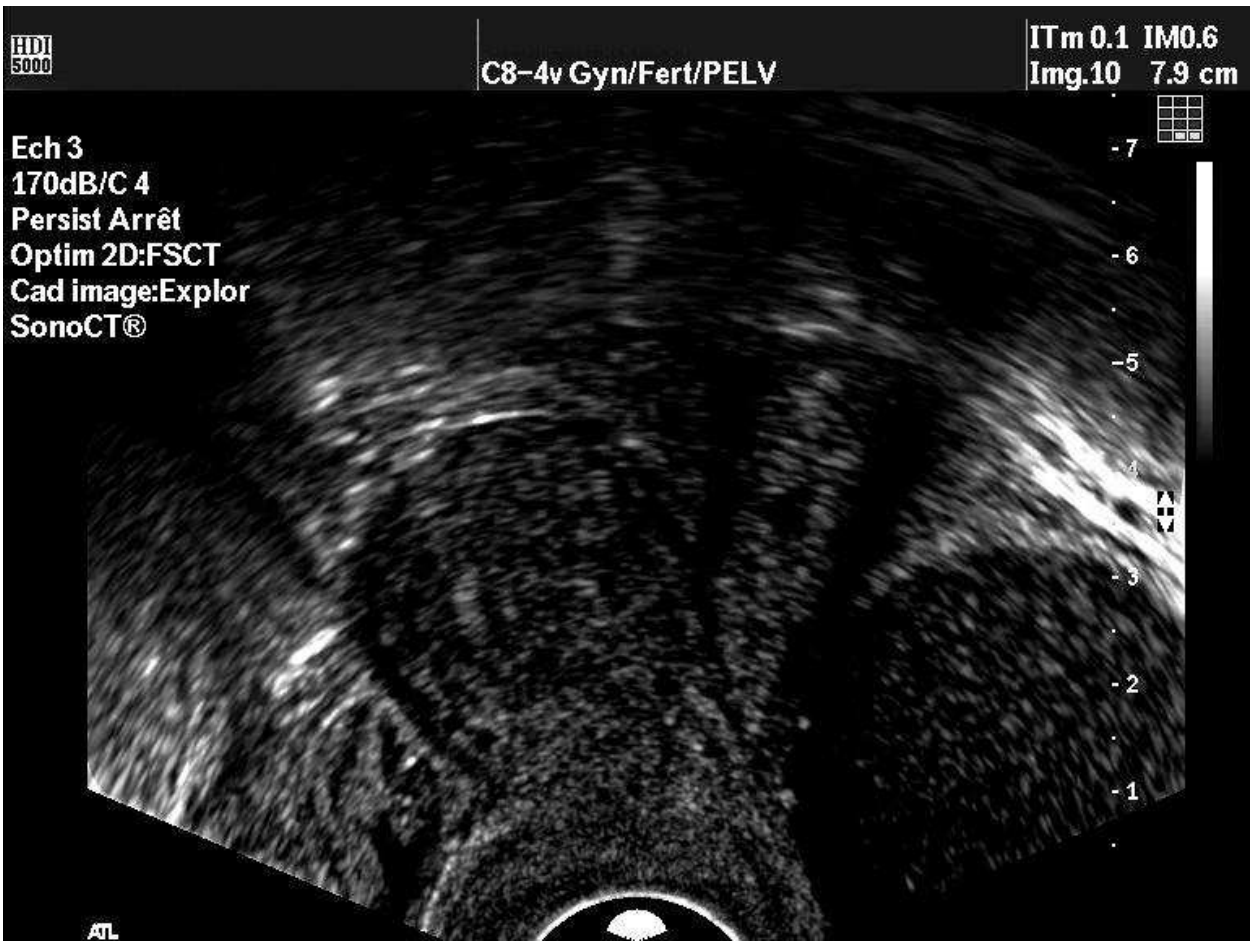

Figure 19 : Un exemple d'image échographique.

2.3.2 Echographie 3D

L'échographie 3D consiste à effectuer des acquisitions 2D successives, en changeant la position de la sonde entre deux acquisitions. Ce déplacement de la sonde peut être manuel, auquel cas l'échographie 3D est réalisée avec des sondes "classiques", ou être réalisé automatiquement par une sonde volumique. Parmi les sondes volumiques, certains effectuent un déplacement latéral ou angulaire entre deux acquisitions, d'autres effectuent une rotation sur elles-mêmes.

L'image 3D ainsi obtenue permet une meilleure visualisation des données acquises; elle permet la reconstruction de surfaces, qui est très souvent utilisée en obstétrique et en gynécologie.

On appelle parfois échographie 4D la visualisation successive de plusieurs images 3D. La principale utilisation de cette technique est d'obtenir des dynamiques en mouvement, notamment en cardiologie.

2.3.3 Utilisation clinique

L'échographie présente de nombreux avantages pour une utilisation clinique. Son utilisation ne présente pas de contre-indication et donne des résultats immédiats. Elle est

la méthode d'imagerie de prédilection en obstétrique, pour acquérir des images du fœtus et est très souvent utilisée en gynécologie, en gastroentérologie et en imagerie vasculaire.

Le contact entre la sonde et la peau du patient peut altérer la qualité du signal émis, car il peut subsister une mince couche d'air. C'est pour assurer une meilleure propagation de ce signal qu'un gel aqueux est appliqué avant la réalisation de l'échographie.

L'échographie est parfois utilisée pour d'autres applications que l'imagerie 2D : elle est employée pour mesurer la vitesse du flux sanguin et la forme des vaisseaux, en exploitant l'effet Doppler, ou pour effectuer le suivi temporel le long d'un seul axe pour mesurer le rythme cardiaque.

Les échographes sont très largement utilisés en médecine depuis de nombreuses années. Leur coût est très faible par rapport au prix d'un scanner ou d'une IRM et il ne présente aucune contre-indication ni aucun effet secondaire.

Dans le cas de ponctions, l'échographe permet d'aider le praticien à positionner l'outil dans la région souhaitée. Au bloc opératoire, il aide à la localisation d'organes et de lésions, notamment dans les interventions sous cœlioscopie. Dans l'évaluation d'un traitement, notamment en cancérologie, il fournit des mesures assez fiables des lésions.

Malheureusement, l'échographie continue à être très dépendante de l'opérateur. Contrairement aux appareils de TDM et d'IRM, qui bénéficient d'un cadre fixe et de mesures permettant de connaître précisément la position d'une image par rapport à l'autre, l'échographe est tenu à la main par un opérateur et possède donc une forte mobilité de position et d'orientation faisant qu'il est très difficile sinon impossible de connaître la position relative de deux images d'un même ensemble. Le choix du type de sonde et les réglages associés (fréquence de l'émetteur, réglages d'intensité, …) font que la qualité de l'image résultante dépend en partie de ces choix et de l'expérience de l'opérateur.
Les fabricants travaillent depuis de nombreuses années sur des algorithmes susceptibles de garantir une qualité d'image optimale.

2.4 Les amplificateurs de brillance

Les amplificateurs de brillance sont des imageurs radiographiques en deux dimensions qui, dans leur version la plus simple, utilisent une source de rayons X et un récepteur couplés a un écran fluorescent pour obtenir des images radiologiques en temps réel. Ils tiennent leur nom "usuel" de la partie amplificatrice de rayons X, qui permet d'obtenir une image de bonne qualité tout en limitant la dose de rayonnement émise.

Les amplificateurs de brillance récents ont remplacé le capteur fluorescent par un capteur CCD, de façon à pouvoir récupérer l'image sous forme numérique.

La Figure 20 présente un amplificateur de brillance mobile classique. On peut y voir l'émetteur et le récepteur, au bout d'un bras incurvé, ainsi que le moniteur permettant de visualiser l'acquisition. La forme du bras est adaptée à la réalisation d'acquisitions alors

que le patient est couché sur une table. Il est de plus articulé de façon à pouvoir tourner sur lui-même, de façon à changer l'angle d'incidence de l'acquisition.

Ces appareils sont souvent appelés C-arm en anglais, en référence à la forme du support de l'émetteur de rayons X et de l'amplificateur associé.

Figure 20 : Un exemple d'amplificateur mobile.

La Figure 21 présente une image crânienne acquise par un amplificateur de brillance. Cette image illustre la faiblesse du contraste de l'image obtenue. Les images de ce type permettent toutefois d'acquérir durant l'intervention des images de la trajectoire d'un outil, lors de la réalisation d'une ponction, pour permettre de la corriger si nécessaire.

Figure 21 : Un exemple d'acquisition par amplificateur de brillance.

La mobilité de l'amplificateur de brillance permet son utilisation en ligne en salle d'intervention, bien qu'ils soient assez encombrants et ionisants pour le personnel médical. Ils peuvent être utilisés lors d'une première phase de ”guidage” ou de ”vérification” d'une trajectoire de ponction.

Dans nos travaux, nous avons utilisé les images fournies par ce type d'appareil pour effectuer le suivi informatisé de trajectoires, où l'image 2D acquise est recalée dans l'image 3D préopératoire, afin de valider la trajectoire de ponction par rapport a la trajectoire planifiée.

3. Visualisation et navigation dans des images radiologiques

La visualisation de données est une étape déterminante dans l'analyse d'images radiologiques. Les données obtenues par IRM ou TDM sont très riches en quantité d'information et par nature tridimensionnelles ; il est de ce fait difficile sinon impossible pour l'œil humain de les visualiser de façon simple. Il est donc nécessaire de proposer à l'opérateur des modes de visualisation qui soient intuitifs et qui permettent un affichage efficace des régions d'intérêt.

Différents modes de visualisation et de navigation sont proposés dans ce chapitre, allant de l'affichage successif de coupes bidimensionnelles à des représentations tridimensionnelles. Notre choix d'interface de navigation 3D dans un examen radiologique est détaillé en fin de chapitre.

Tous les systèmes utilisés pour acquérir des images médicales utilisent un format de représentation et d'échange commun, décrit dans le standard DICOM. Ce standard est malheureusement mal compris ou peu utilisé dans le monde informatique du traitement d'images, c'est pourquoi il fera tout d'abord l'objet d'une description détaillé. Ce format est le support de l'ensemble des données représentées en contexte clinique et il spécifie des contraintes concernant la représentation des données et leur visualisation.

3.1 Le standard DICOM

Le standard DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine), est un format de communication et d'archivage utilisé en imagerie radiologique. Ses spécifications ont été publiées pour la première fois en 1985 par l'American College of Radiology (ACR) et le National Electrical Manufacturers Associations (NEMA). En 2009 est publiée la version 3.1, aussi connue comme version 9, qui reste au moment de la rédaction de cette thèse la version de référence [11].

Le standard DICOM a été créé pour répondre à plusieurs objectifs :

- promouvoir l'interopérabilité entre différents appareils, par exemple un appareil IRM et une unité de visualisation externe, indépendamment des fabricants,

- faciliter le développement de systèmes d'archivage et de communication d'images (en anglais PACS, pour Picture Archiving and Communication System), s'interfaçant avec d'autres systèmes d'information hospitaliers,

- permettre la création de bases de données de diagnostics pouvant être interrogées à distance,

- mettre en œuvre le « dossier patient » incluant imagerie, comptes rendus, rapports d'interventions, résultats d'analyses, hospitalisations, etc.

Pour ce faire, la norme DICOM définit un ensemble de protocoles et services réseau, ainsi qu'un format de stockage de données et une structure de dossier médical (dossier patient).

Le standard DICOM a donc été conçu dans l'intention de régir le stockage et la distribution d'information dans le cadre d'une utilisation médicale.

Le standard est découpée en 16 parties, chacune détaillant un des aspects de la gestion de données médicale : le stockage, la représentation informatique, le transfert, l'affichage, la sécurité des données, etc. Pour la bonne compréhension des enjeux informatiques liés à l'exploitation d'images médicales dans un environnement DICOM, il est nécessaire de détailler son utilisation en environnement médical et de présenter plus en détail certaines de ses parties.

Le manque de littérature sur le sujet est flagrant dans la communauté informatique du traitement d'images, qui porte son attention uniquement sur le contenu ”média” de ce format, à savoir l'image en elle-même, négligeant de nombreuses informations complémentaires qui peuvent en être extraites.

Cette partie tente de détailler les intérêts à utiliser les informations proposées par la norme, en sus des images codées.

3.1.1 Le modèle DICOM

Le standard DICOM est en même temps un standard d'image et un standard de ”dossier patient”. Dans sa partie « examen » il a été créé de façon à représenter le déroulement logique d'un examen médical :

Lors d’un examen radiologique et quelle que soit la modalité, on peut considérer qu’un patient est l’objet d’une ou plusieurs « études », (scanner ou IRM ou échographie ou radiologie ou un ensemble de ces modalités). Lors d'une étude, une ou plusieurs acquisitions d'image vont être réalisées, appelées « séries ». Chaque série comprend « l’image » ou l'ensemble d'images produites par une unité d'acquisition (appelée « modalité » dans le standard) ainsi que des données associées tels que le type de modalité en question, des paramètres concernant cette modalité, des données patient ou bien encore des informations concernant l'image produite.

Ainsi, deux acquisitions différentes de la modalité IRM, en pondérations T1 et T2, constituent deux séries d'une même étude pour un patient donné. Une radio réalisée par la suite constituerait quant à elle une étude différente pour le même patient, ayant sa propre

série. La Figure 22, reprise de la norme DICOM, schématise le modèle proposé et les étapes équivalentes dans le monde médical.

La représentation d'un dossier patient permet de stocker de nombreuses données spécifiquement médicales, tels que l'ensemble d'événements intervenus durant un traitement médical ou les informations relatives à un essai clinique. La totalité du « dossier patient » est prise en compte dans la norme DICOM. Ces informations ne sont pas détaillées dans ce document, au profit des informations plus spécifiquement liées à la réalisation et l'interprétation d'images médicales.

3.1.2 Le format de stockage DICOM

Dans le modèle DICOM (Figure 22), un patient est soumis à une ou plusieurs études, qui contiennent des séries. Chaque série peut contenir une ou plusieurs images, des informations sur des marqueurs fiduciaires, des données de recalage par rapport à un référentiel, des documents associés, etc. Chacune de ces informations est facultative; le modèle permet donc de représenter aussi bien des données d'imagerie que la description d'un protocole expérimental.

Les données image sont habituellement stockées comme suit :

- l'ensemble des données relatives à un patient sont stockées dans un dossier,
- à l'intérieur de ce dossier, les études sont représentées par autant de sous-dossiers,
- chacun de ces dossiers d'étude comporte à son tour un ensemble de sous-dossiers, représentant chacun une série,
- chaque série comporte un ou plusieurs fichiers portant parfois l'extension « .dcm » (cette extension est facultative), correspondant généralement à une image, qui porte de nombreuses informations annexes,
- optionnellement, un fichier nommé « DICOMDIR » peut se trouver dans le dossier patient et fournit une description globale d'une ou plusieurs séries.

Toutes les interprétations et rapports concernant le patient sont inclus dans un nombre variable de répertoires.

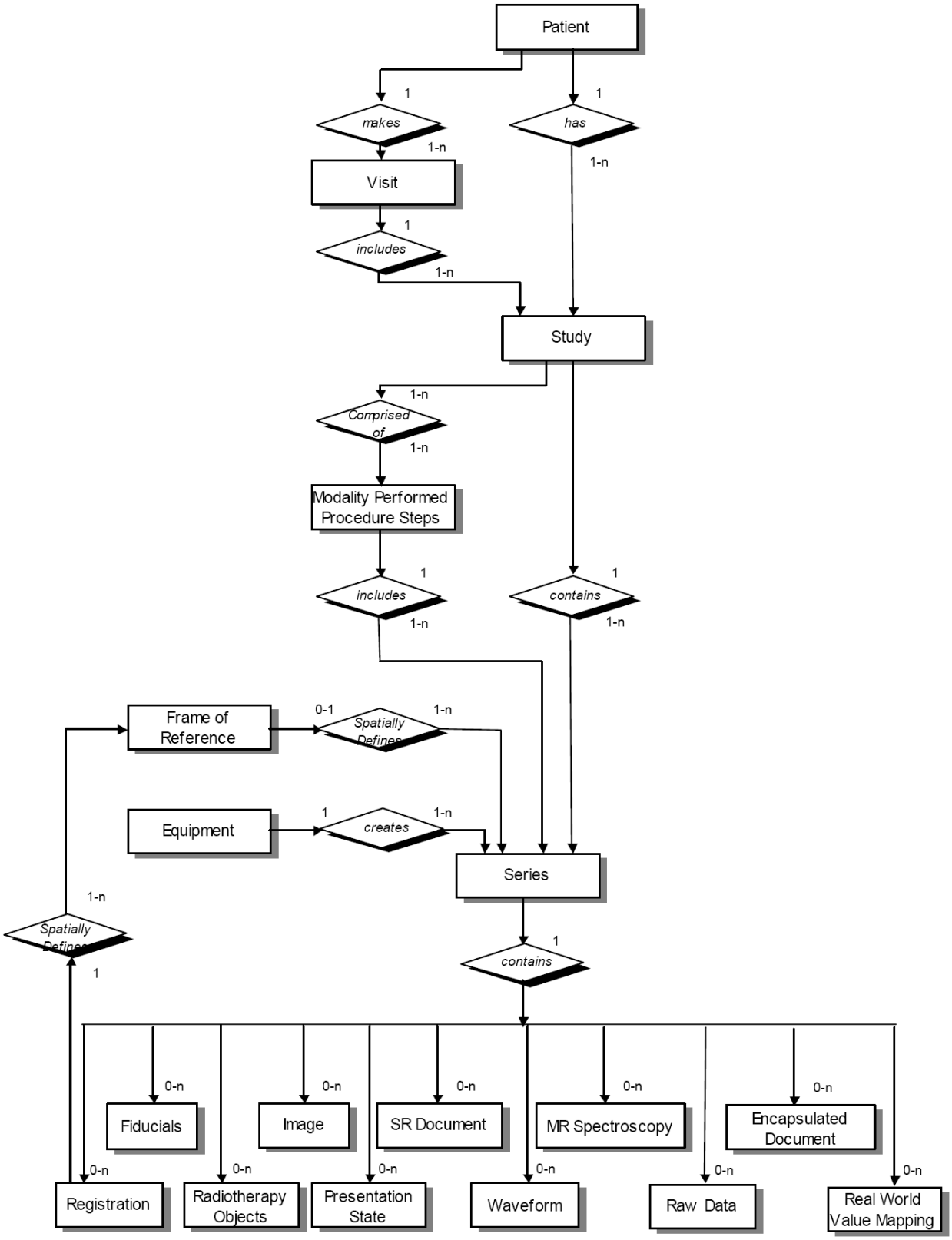

Figure 22 : Représentation du modèle DICOM et des étapes médicales équivalentes.

La grande diversité d'instructions incluses dans un dossier DICOM est responsable de sa relative complexité. Dans sa formulation, un dossier DICOM est composé d' « objets » décrits par un ensemble de deux paramètres (groupe, élément), suivis de la valeur correspondante. On peut ainsi à tout moment ajouter un nouveau « groupe » ou un nouvel « élément » pour ajouter à la norme des objets qui n'existaient pas au moment de sa création.

On peut citer le groupe 0x0008, qui identifie le patient (nom, adresse, numéro de téléphone, etc.), l'objet (0x0008, 0x0032) qui contient l'heure de l'acquisition, l'objet (0x0018, 0x0087) qui contient la force du champ magnétique d'une IRM ou encore l'objet (0x0018, 0x1120) qui référence l'inclinaison de la tête du scanner.

Beaucoup d'informations dans un dossier DICOM sont redondantes. L'une des difficultés rencontrées lors de la réalisation du sous système de lecture DICOM du système informatique PTM3D est l'existence de redondances non concordantes entre les fichiers DICOMDIR et les fichiers comportant les images 2D (coupes). Chaque image doit comporter les informations nécessaires pour sa complète identification. En cas de conflit entre ces informations et tout autre fichier, ce sont les informations de l'image qui priment. Chaque image va donc comporter un entête qui décrit toutes ses caractéristiques et son contexte. Ce point est l'un des points forts et spécifiques de la norme, car il garantit que les métadonnées d'une image sont toujours présentes.

Chaque série est donc composée d'un ensemble d'images au format DICOM, qui comportent notamment :

- la série d'appartenance,
- les dimensions (la taille) des pixels,
- l'épaisseur de la coupe,
- l'espace entre deux coupes,
- la position de la coupe dans la série,
- les paramètres d'acquisition spécifiques à la modalité,
- des données sur le patient et l'examen,
- les données de la coupe,

Ainsi qu'un nombre variable d'informations. L'une des caractéristiques de la norme DICOM est que l'on peut trouver n'importe quel objet (ensemble (groupe, élément)) à l'intérieur de n'importe quel autre objet. Par ailleurs, pratiquement tous les objets sont optionnels dans le codage DICOM. Chaque fichier peut donc être utilisé indépendamment, en excluant toute autre information. La description complète de la norme DICOM est accessible en ligne[8].

[8] ftp://medical.nema.org/medical/dicom/

3.2 Visualisation par coupes

Le mode de visualisation le plus simple consiste à afficher l'ensemble des coupes de l'examen, une par une et de naviguer entre les coupes à la demande de l'utilisateur. Ce mode imite la visualisation « traditionnelle » des examens imprimés sur du celluloïd.

La Figure 23, issue du logiciel PTM3D, illustre ce mode de visualisation. Elle correspond à une coupe axiale de TDM.

Figure 23 : Visualisation d'une coupe radiologique.

La visualisation des coupes en 2D peut aussi être effectuée en faisant apparaître plusieurs coupes simultanément, sur une même vue. L'intérêt de ce mode est de pouvoir comparer les dimensions de structures de petites tailles : si une lésion est visible sur cinq coupes consécutives, il suffit de multiplier ce chiffre par la taille de la coupe pour avoir la hauteur de la structure anatomique. Ce mode de visualisation est présenté dans la Figure 24. La coupe visualisée dans la Figure 23 correspond à la coupe centrale de la Figure 24.

Pour améliorer la visualisation d'une coupe, nous avons développé dans PTM3D un système original de visualisation couleur des coupes 2D successives en affectant aux valeurs des niveaux de gris des couleurs correspondantes.

A chaque plage de valeurs est associée une couleur de façon à représenter uniformément des données correspondant à un intervalle de niveaux de gris. Ainsi, dans une image TDM, tous les pixels ayant une valeur négative proche de -1000 peuvent être représentés par une

couleur unique; l'extérieur du corps sera alors affiché dans cette couleur. On peut procéder ainsi pour plusieurs intervalles de valeurs, comme celles correspondant à la peau, la graisse, le muscle ou l'os.

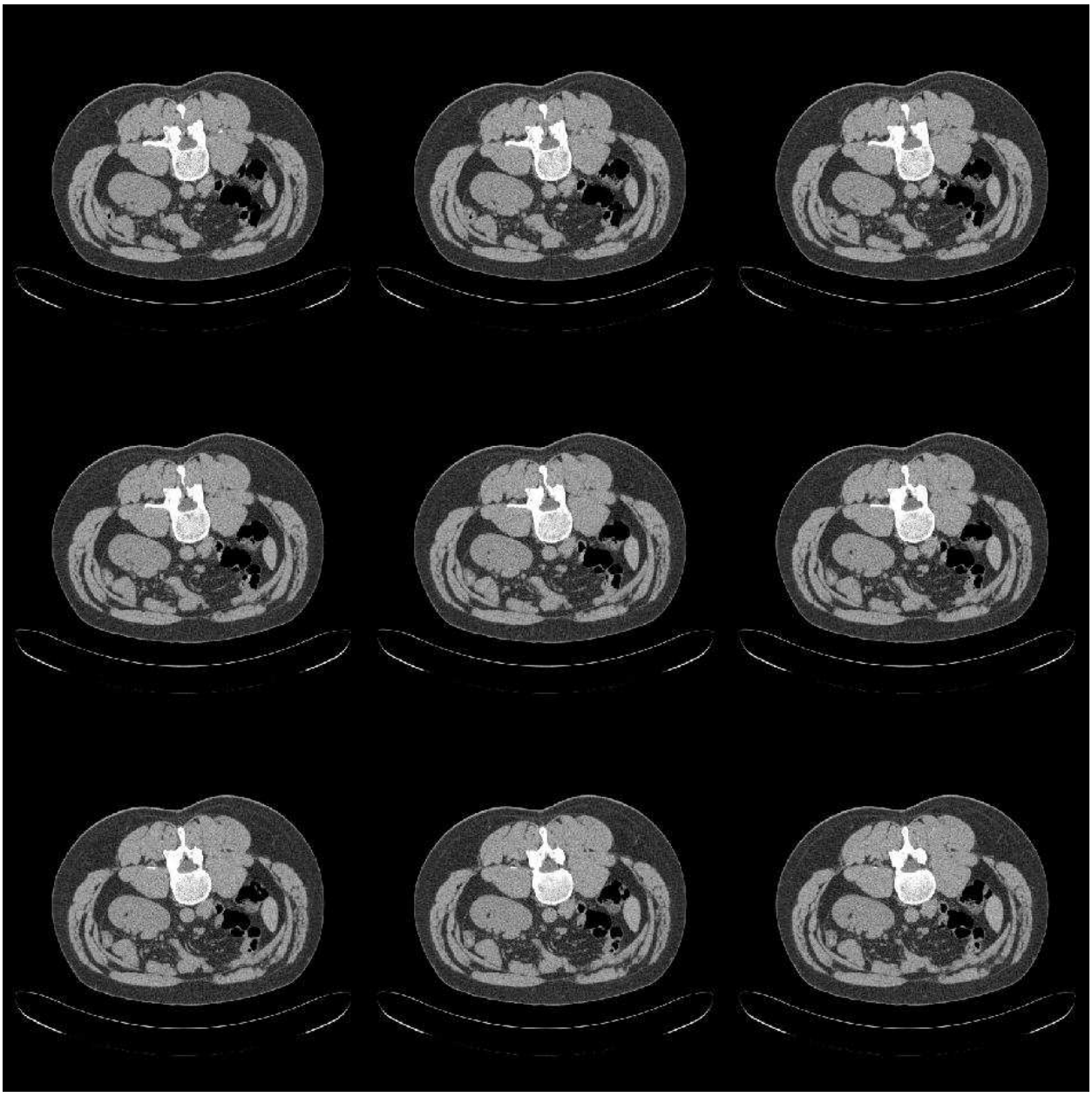

Figure 24 : Visualisation de plusieurs coupes radiologiques dans PTM3D.

La Figure 25 montre la visualisation d'une coupe d'un examen abdominopelvien en utilisant un fenêtrage couleur. La Figure 26 montre la table de correspondances, dans le logiciel PTM3D, entre les valeurs des pixels et les couleurs associées à ce fenêtrage.

Ce type de fenêtrage permet de mettre en évidence les différentes structures dans des coupes, tout en permettant de filtrer simplement une partie du bruit.

Le fenêtrage couleur, présenté ici dans le cas d'une image TDM, peut être utilisé de façon analogue pour les images IRM ou provenant d'autres modalités. Il suffit d'affecter à chaque couleur un intervalle de valeurs lui correspondant.

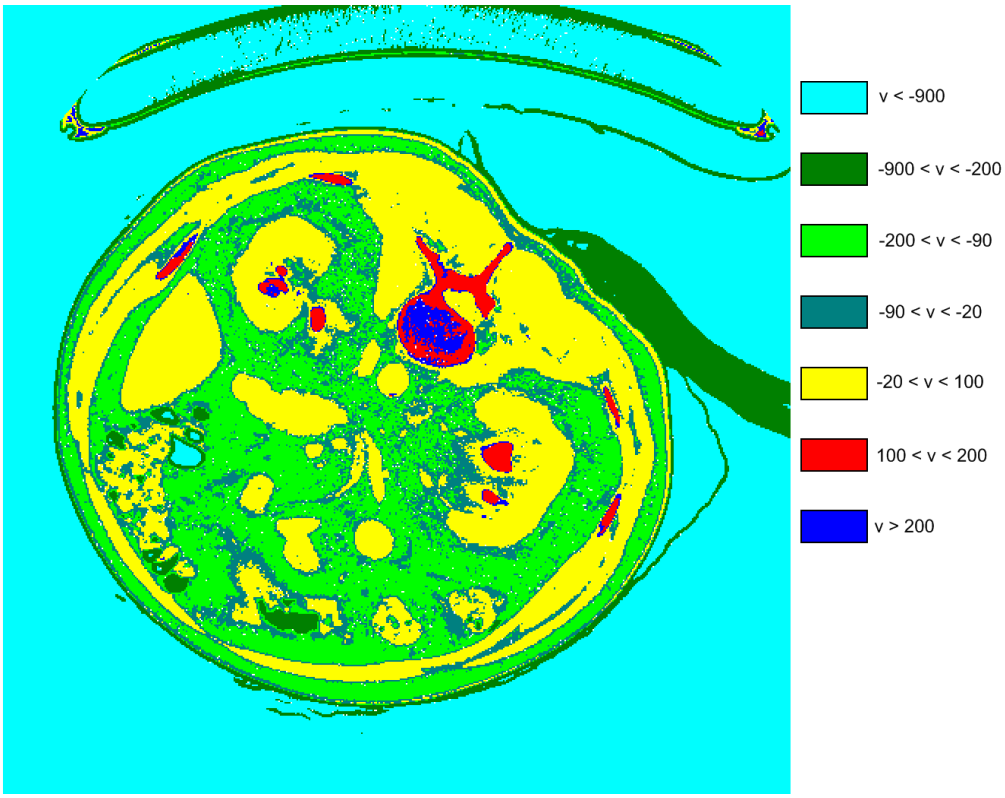

Figure 25 : Visualisation d'une coupe TDM en utilisant un fenêtrage couleur.

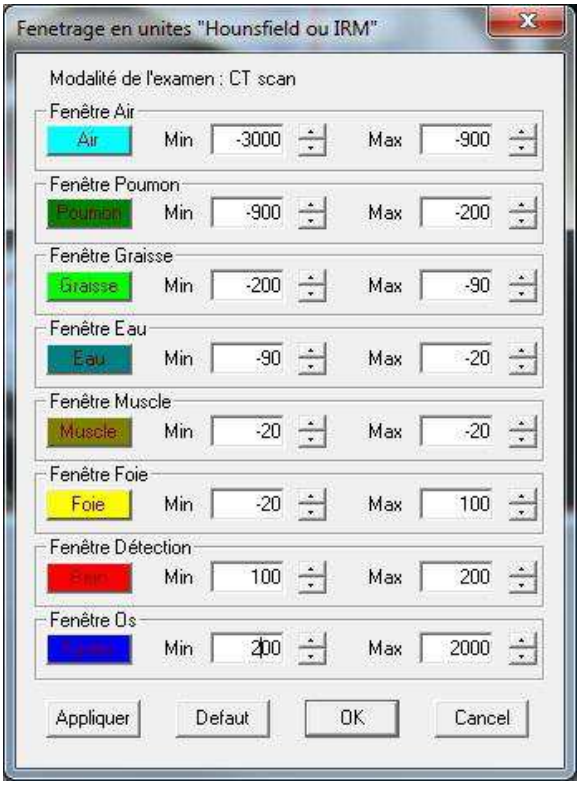

Figure 26 : Paramétrage de la visualisation avec fenêtrage couleur.

3.3 Fenêtrage d'images radiologiques

La quantité d'information présente dans une coupe d'IRM ou de TDM (plusieurs milliers de niveaux de gris par pixel) est bien plus importante que celle affichable par un écran d'ordinateur (256 nuances d'un point de vue informatique, souvent beaucoup moins, selon les écrans) ou une feuille de celluloïd (une centaine de niveaux de gris identifiables), ou identifiables par l'œil humain. Il est alors nécessaire de disposer de fonctionnalités permettant de choisir, parmi les niveaux de gris, ceux qui présentent un intérêt dans la visualisation et ceux qui n'ont pas d'intérêt particulier. En radiologie, ce processus s'appelle le fenêtrage.

Ce fenêtrage, tel qu'utilisé et défini dans la norme DICOM, consiste à afficher en noir toute valeur de l'examen inférieure à un certain seuil (appelé par la suite v_{min}), en blanc toute valeur supérieure à un second seuil (appelé v_{max}) et en dégradé de gris les valeurs dans la plage $[v_{min}, v_{max}]$.

Les consoles d'interprétation proposent un moyen de changer le fenêtrage : en supposant que le fenêtrage courant se trouve dans la plage de valeurs $[v_{min}, v_{max}]$, en choisissant le mode de changement de fenêtrage, déplacer la souris selon un axe changera la largeur de la fenêtre (v_{max} - v_{min} augmente ou diminue) et selon l'autre axe changera la position de la fenêtre (v_{min}et v_{max} changent dans le même sens, v_{max}- v_{min}reste constant). C'est le mode le plus utilisé en radiologie.

La Figure 27 présente la méthode de fenêtrage de visualisation, que j'ai développé dans le cadre de ce travail et implémenté dans PTM3D. Dans cette figure, la ligne bleue représente l'histogramme cumulé des valeurs de l'examen courant (allant ici de -2048 à +2605).

La ligne verte représente le fenêtrage et l'intensité correspondante des pixels affichés :

- en dessous d'une certaine valeur v_{min}, représenté par le cercle du bas, le pixels sera affiché comme noir (ligne verte horizontale la plus basse),

- au dessus d'une certaine valeur v_{max}, représenté par le cercle du haut, le pixels sera affiché comme blanc (ligne verte horizontale la plus haute),

- entre ces deux valeurs, le pixel sera affiché comme ayant un niveau de gris (densité dans le cas TDM) proportionnel à sa valeur (ligne oblique).

Cette représentation en niveaux de gris est présentée sous forme d'une barre de dégradé du noir vers le blanc, visible sous l'histogramme.

Sous cette représentation, l'ensemble des plages de valeurs associées à un fenêtrage couleur sont représentées, ce qui permet de savoir quelle valeur de l'histogramme est

associée avec un type de tissu, lui-même représenté par une couleur. De plus, les boutons situés à droite de la fenêtre permettent d'attribuer des fenêtrages préenregistrés.

Cette visualisation simultanée de l'histogramme, du fenêtrage et des plages de couleurs associées aux tissus permet une prise en compte rapide et efficace des données de l'examen. On peut ainsi savoir rapidement dans quelle plage de valeurs se situent les données intéressantes pour l'analyse de la série.

Dans l'exemple de la Figure 27, on peut ainsi déterminer, uniquement à partir de la fenêtre, que la série comporte un ensemble de pixels associés à la valeur −2048, correspondant aux données hors du champ de vue du scanner, un ensemble de valeurs (comprises entre −900 et +200) correspondant à la région d'intérêt de l'examen, ainsi qu'un pic au-delà de +2000 correspondant à un artéfact dans l'image.

Une édition manuelle du fenêtrage reste toujours disponible par l'intermédiaire de deux boîtes de dialogue permettant d'insérer le niveau (v_{min}) et la largeur ($v_{max} - v_{min}$) du fenêtrage.

Par ailleurs, au moment de l'ouverture d'un examen, un menu contextuel permet la sélection de la méthode de fenêtrage traditionnel en modifiant le ”biais” et la ”pente” en déplaçant l'outil de pointage horizontalement ou verticalement.

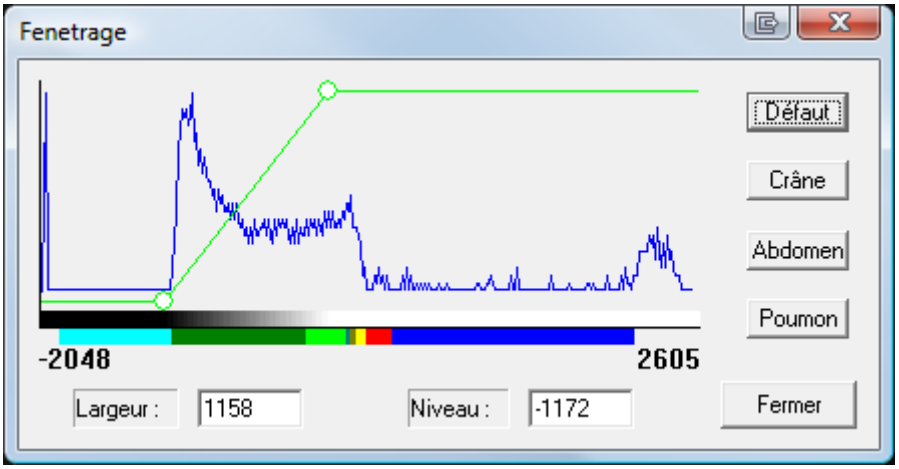

Figure 27 : Interface PTM3D de choix de la fenêtre de visualisation.

3.4 Visualisation tridimensionnelle volumique

La visualisation en 3D des données radiologiques que nous avons implantées dans PTM3D consiste à afficher, sur trois faces d'un cube virtuel, les données volumiques selon trois plans de coupe.

Ces plans de coupe sont nommés souvent en radiologie plan axial, plan coronal et plan sagittal; ils sont définis comme indiqué dans la Figure 28.

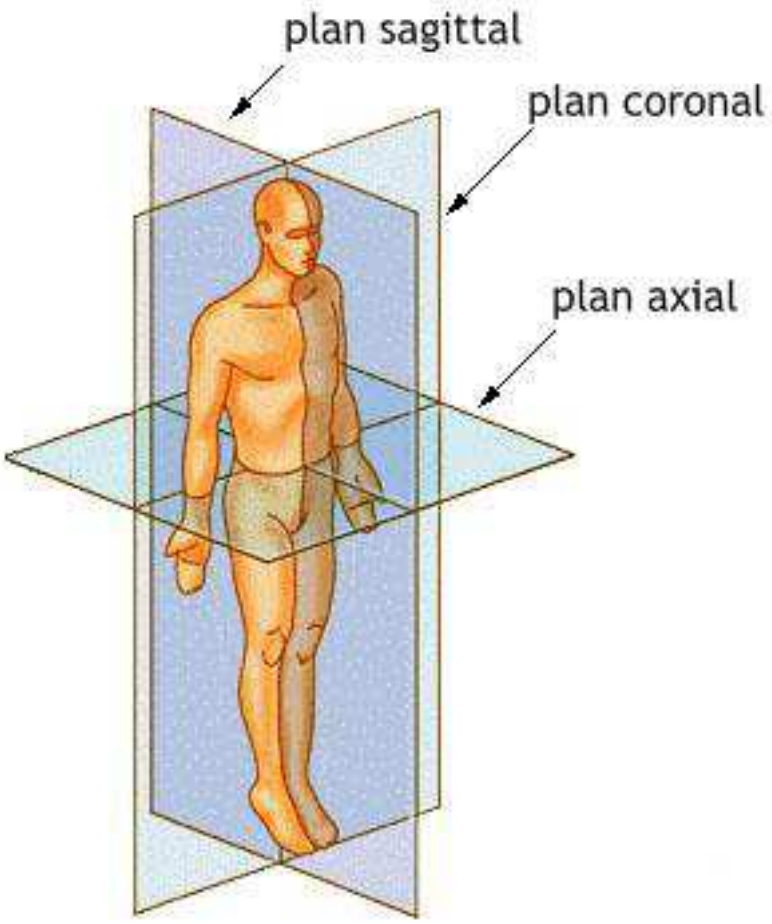

Figure 28 : Plans de coupe utilisés en radiologie.

La visualisation des trois plans de coupe est réalisée comme indiqué dans la Figure 29. Les lignes rouges visibles sur chacun de ces plans correspondent à la position dans l'espace des deux autres coupes. Les volumes de données radiologiques étant composées d'une succession d'images 2D, généralement réalisées selon le plan axial et dont on connait l'épaisseur et l'espacement, les deux autres plans sont le résultat d'un tri des valeurs des voxels à l'intérieur de ce volume de données : les coupes de la série à afficher sont parcourues et le pixel correspondant à l'intersection des lignes de pointage avec la coupe pointée est affiché. Aucune interpolation n'est donc effectuée pour l'affichage, le système respectant ainsi les données d'origine.

Parfois, les coupes ne sont pas présentées projetées sur les faces du cube, mais dans leurs positions relatives. Cette visualisation « en contexte » (Figure 30) permet à un utilisateur de mieux visualiser les données en 3D et peut donner une idée intuitive du volume (l'extérieur du corps sur l'image). Ces deux méthodes ont été implémentées dans PTM3D, d'où sont extraites la Figure 29 et la Figure 30.

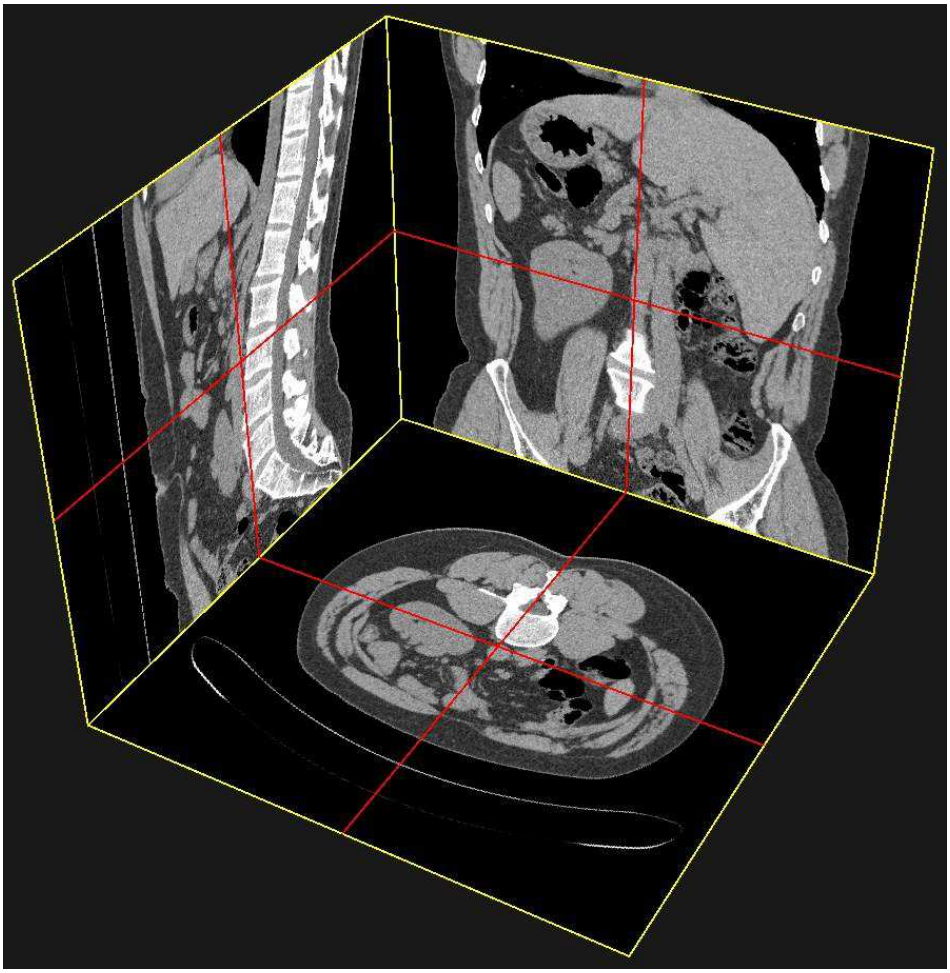

Figure 29 : Visualisation 3D selon trois plans de coupes.

Anatomiquement il est souvent souhaitable, voire nécessaire, de visualiser un plan de coupe qui n'est pas orthogonal aux coupes axiale coronale ou sagittale. Nous avons développé un sous-système interactif qui permet de définir un plan oblique de coupe du volume des voxels et sa visualisation instantanée tout en parcourant interactivement le volume de données. Ce mode d'analyse 2D est très utile dans le suivi d'un examen lorsqu'il s'agit de mettre en évidence de lésions qui ne sont pas coplanaires avec les plans de référence cités. L'opérateur peut ainsi définir un plan oblique dans l'espace (position et angles d'Euler) et le déplacer et le tourner à l'aide d'un outil de pointage (souris ou pointeur). Ce sous-système s'avère très efficace dans la visualisation d'intersection entre volumes ou la définition de trajectoires anatomiquement intéressantes. La Figure 31 présente une visualisation d'un examen en incluant un plan oblique de coupe.

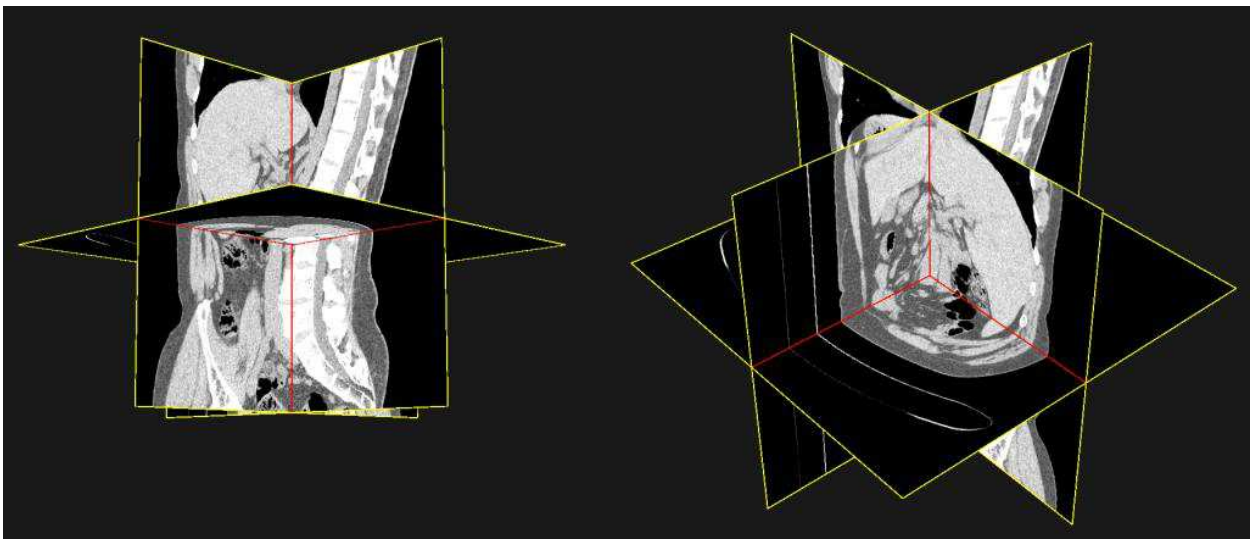

Figure 30 : Visualisation 3D avec coupes « en contexte », selon deux incidences.

Dans PTM3D, ce plan est défini par un point dans l'espace et une normale. A l'aide des touches du clavier, le point de référence peut être déplacé selon un référentiel propre au plan, ce qui permet tous les déplacements relatifs possibles du propre plan ; le vecteur normal peut être tourné selon les trois angles d'Euler afin d'orienter le plan dans toutes les directions possibles. Les valeurs des pixels de ce plan ne sont pas en mémoire de l'application mais calculés en temps réel. Plusieurs choix de calcul de la valeur associée à un voxel sont possibles : valeur du voxel le plus proche, interpolation bilinéaire ou bicubique. Dans tous les cas le calcul et la visualisation s'effectuent en temps réel (temps de calcul inférieur à 10 ms) au fur et à mesure des déplacements effectués par l'opérateur, et la représentation des transformations sous forme de quadriques[9] permet une grande liberté dans les rotations. En raison du nombre important de paramètres modifiables pour la visualisation du plan dans la position souhaitée (3 translations, trois rotations) ainsi que des choix possibles d'algorithme de calcul, les touches du clavier ont du être utilisées en plus des déplacements de la souris et de ses touches.

Les différents algorithmes de détection et d'extraction qui sont présentés dans les chapitres suivants sont applicables en temps réel au plan incliné et ils permettent une mesure beaucoup plus précise des volumes d'organes et des lésions, précision qui est cliniquement très importante dans le cas du traitement de lésions de très petite taille.

[9] Une quadrique est la représentation d'une rotation tridimensionnelle en quatre dimensions. Elle est abondamment utilisée en informatique graphique car elle permet de s'affranchir d'une situation de blocage pouvant apparaître dans la représentation Eulérienne.

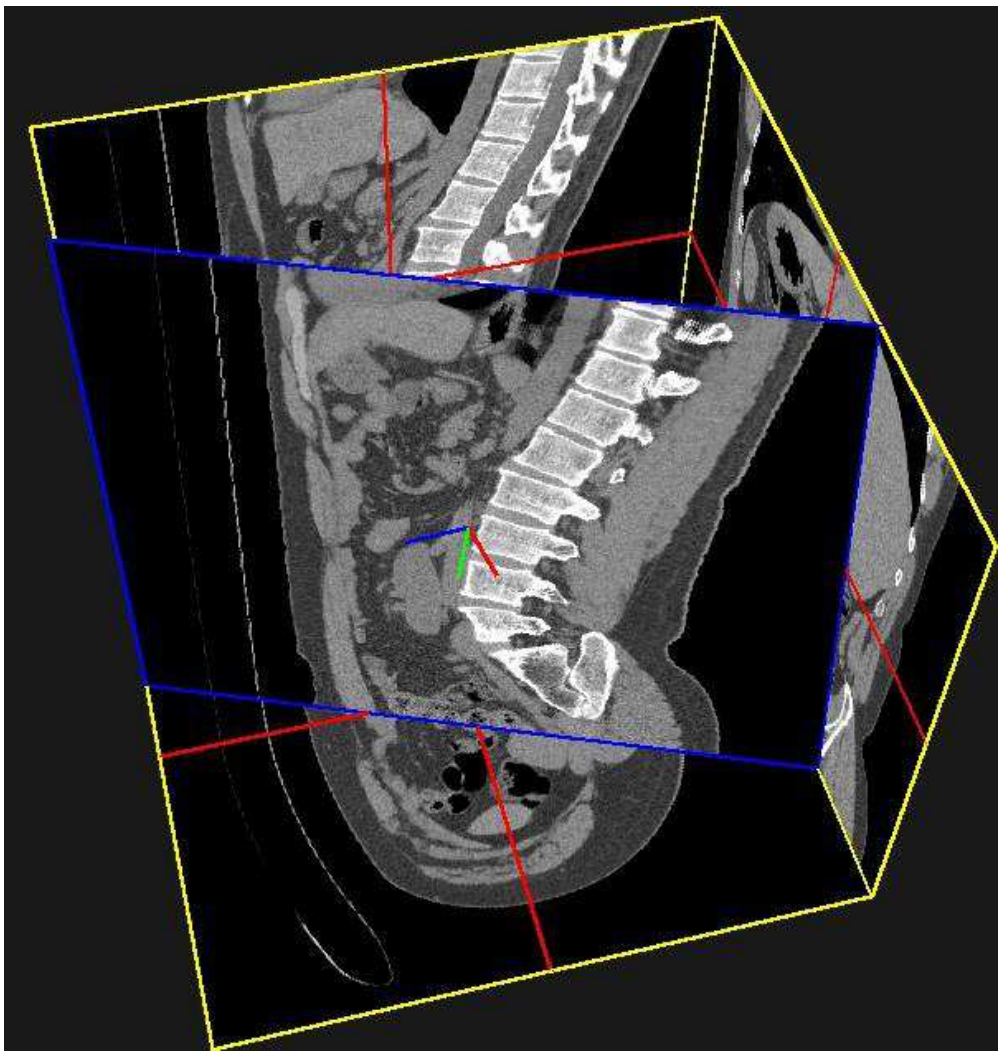

Figure 31 : Visualisation 3D d'un plan oblique.

Ces modes de visualisation permettent de mieux appréhender l'aspect tridimensionnel des données acquises.

3.5 Visualisation de structures 3D

L'un des enjeux de la visualisation des images radiologiques est de proposer des modes permettant de bien prendre en compte la nature tridimensionnelle des structures d'intérêt. Les modes de visualisation 2D doivent ainsi être avantageusement complétés par des visualisations 3D permettant une meilleure interprétation de la spatialité des structures.

Dans cette partie, trois méthodes de visualisation de structures sont successivement présentées : la visualisation par coupes, dans laquelle les structures d'intérêt ont été mises en valeur, la visualisation par rendu volumique et la visualisation par rendu de surfaces.
Les méthodes de segmentation permettant d'obtenir ces structures tridimensionnelles sont présentées au chapitre 4.

3.5.1 Visualisation de structures par coupes

Une façon intuitive de visualiser les données segmentées en même temps que les images acquises consiste à les superposer sur l'image de départ. Les données acquises par IRM ou TDM étant généralement représentées sous forme de niveaux de gris, les données superposées peuvent être représentées en couleurs, de façon à gêner le moins possible la lecture de l'image associée.

La Figure 32 illustre ce mode de visualisation : dans une IRM pondérée en T1, les structures cérébrales, préalablement segmentées, sont visualisées par superposition avec la coupe correspondante.

Ce mode de visualisation permet de tirer parti des avantages de la visualisation par coupe, tout en incluant la visualisation de structures segmentées. Toutefois, la coloration, ou d'une façon générale la mise en valeur des structures segmentées ne permet pas une très bonne visualisation des données de la coupe. Par ailleurs, si l'on visualise de manière « complète » les volumes segmentés (enveloppe plus contenu) la quantité de données à visualiser est tellement importante que même les unités graphiques les plus performantes des ordinateurs les plus récents n'arrivent pas à répondre à des contraintes de visualisation en temps réel. Il est donc préférable, comme on présentera dans les sections suivantes, de visualiser l'enveloppe volumique des objets segmentés approche qui conduit à une manipulation interactive dont la réponse à l'opérateur est vraiment en temps réel.

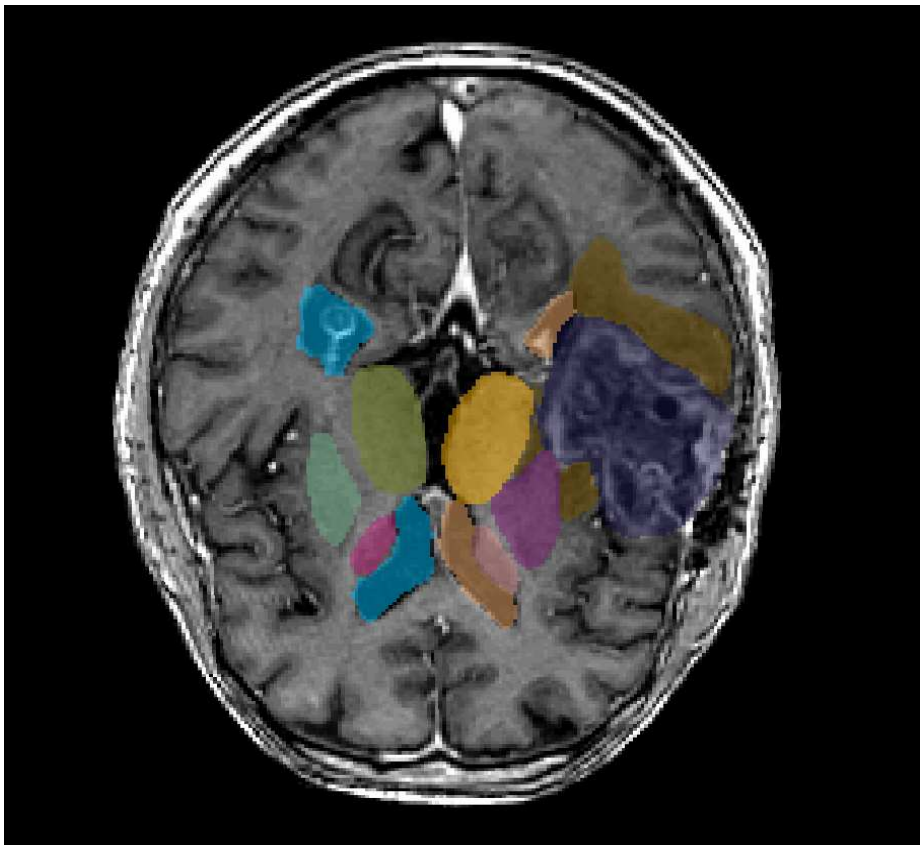

Figure 32 : Visualisation 2D de segmentations.

3.5.2 Visualisation par rendu volumique

Le rendu volumique consiste à affecter à chaque voxel une couleur et une opacité en fonction de sa valeur mesurée (en IRM comme en TDM). Ce rendu est celui utilisé par certaines consoles d'interprétation pour effectuer des visualisations 3D des acquisitions.
En faisant varier la couleur et les transparences associées aux voxels, on peut adapter le rendu volumique pour correspondre au type de diagnostic à réaliser.

La Figure 33 présente trois choix de rendus volumiques, réalisés à l'aide du logiciel VRRender de l'IRCAD sur une image TDM [12]. De gauche à droite, on a choisi une fenêtre osseuse (sur laquelle les intestins apparaissent après injection d'un produit de contraste), rénale et musculaire. Ces différentes possibilités permettent de filtrer les données de l'examen pour ne garder que les structures d'intérêt pour le diagnostic.

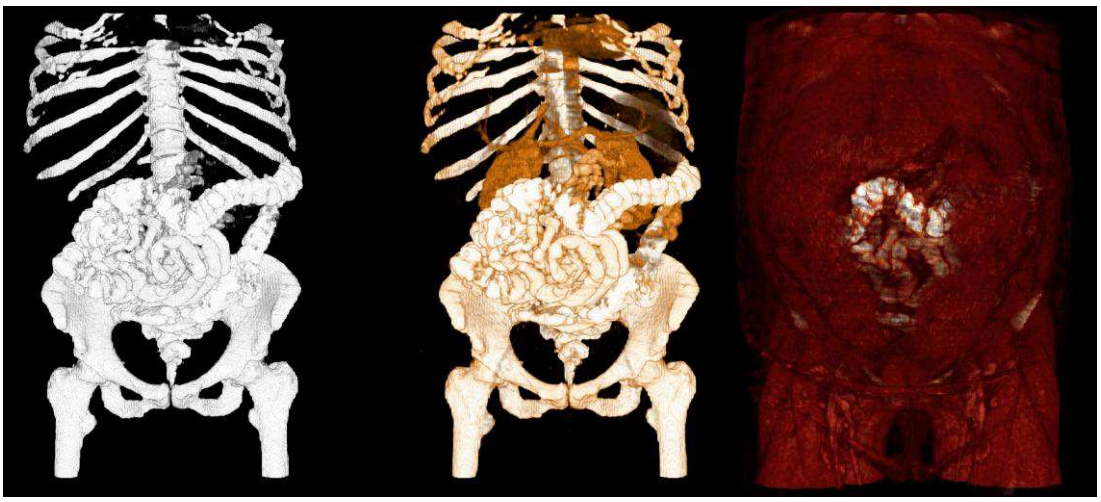

Figure 33 : Visualisation d'un examen abdominopelvien par rendu volumique.

Par ce moyen, il n'est en revanche pas possible d'obtenir instantanément des informations précises sur un organe particulier (segmentation volumique anatomique).

Ce mode de visualisation est donc adapté au diagnostic d'une pathologie (par exemple la présence d'une lésion) et à sa localisation intuitive dans le corps du patient mais beaucoup moins à la réalisation des mesures précises associées (localisation et mesure du volume d'une lésion hépatique secondaire ou d'une lithiase).

3.5.3 Visualisation d'organes par rendu 3D surfacique

La visualisation par rendu de surfaces permet de visualiser en trois dimensions des données segmentées dans un examen notamment les structures osseuses, les organes et les lésions. Elle consiste à représenter l'organe ou la lésion par son enveloppe externe et à les afficher dans la position pertinente dans le cube de données. Les données reconstruites sont alors visualisables « en contexte » et peuvent être comparées avec les données d'origine.

La Figure 34 illustre ce mode de visualisation : les structures cérébrales segmentées (comprenant une lésion en violet et son hématome en marron) sont visualisées en 3D au milieu du volume de données. Sur les trois plans de référence figurent les intersections des coupes avec les segmentations en utilisant les mêmes couleurs afin d'aider intuitivement à leur localisation.

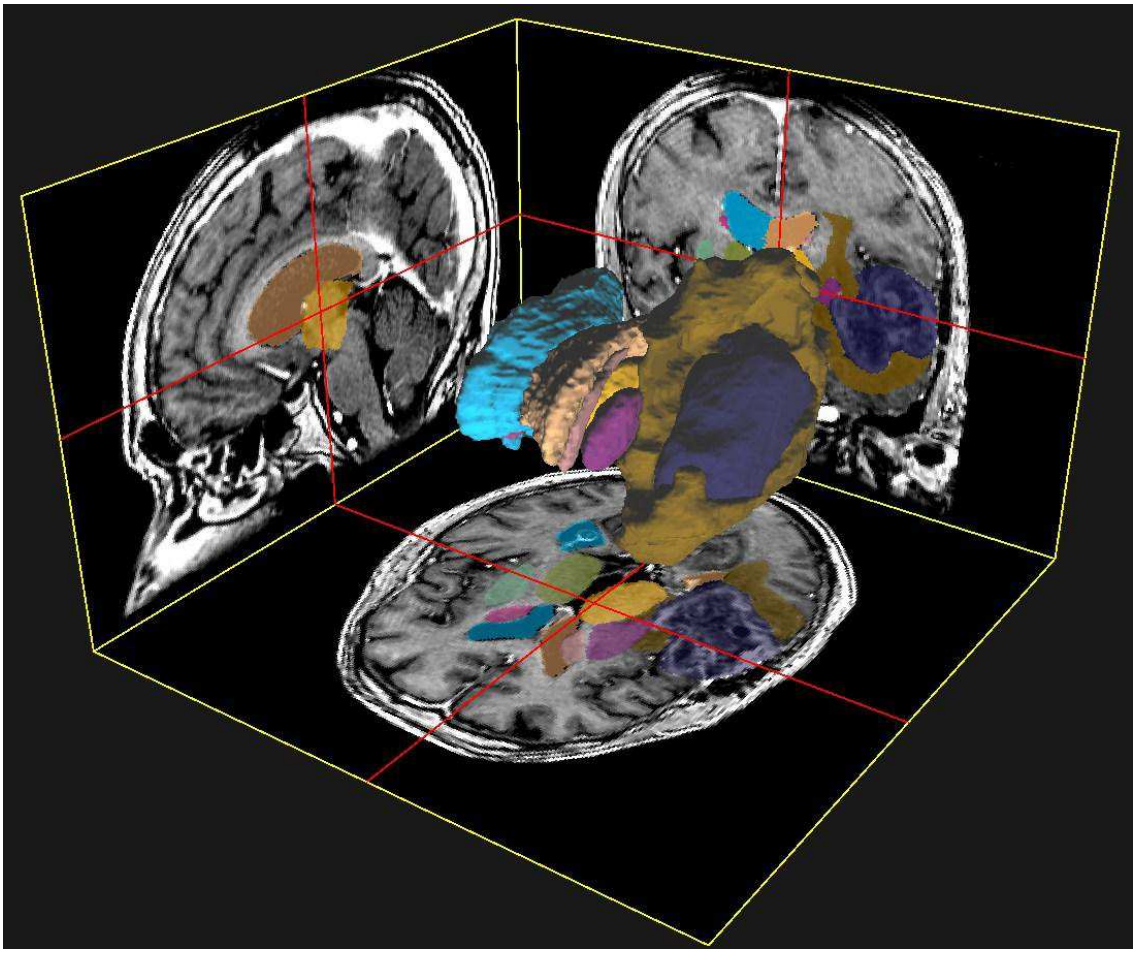

Figure 34 : Visualisation 3D d'organes et de lésions.

Ce type de représentation permet une bonne visualisation de la géométrie des structures tridimensionnelles et de leurs relations spatiales. Les segmentations permettent de donner une valeur précise à la position et au volume des organes et des lésions, accroissant ainsi la finesse du diagnostic.

Contrairement au rendu volumique, ce mode de visualisation peut être utilisé pour planifier une intervention. En revanche, il s'avère plus fastidieux que le rendu volumique pour effectuer un premier diagnostic, car il est nécessaire de reconstruire les objets segmentés.

3.6 Les consoles d'interprétation

Les consoles d'interprétation sont des systèmes informatiques de visualisation des données radiologiques. Elles sont généralement fournies par les constructeurs de scanners et d'IRM pour visualiser les données acquises. A titre d'exemple, on peut citer la console *Advantage Windows Workstation*, de General Electrics ou la console *Vitrea*, de Toshiba.

Ces consoles sont très adaptées à la visualisation par coupes des données acquises et présentent généralement un rendu volumique global. Ce rendu ne correspond toutefois pas à une segmentation et ne permet pas de mesurer automatiquement ou semi automatiquement des volumes.

La Figure 35 présente l'affichage d'une console d'interprétation, comprenant trois visualisations 2D (plans axial, coronal et sagittal), ainsi que la visualisation 3D, par rendu volumique, de l'extérieur du crâne. Cette interface correspond à la console d'interprétation Vitrea de Toshiba. Des outils de navigation et de métrologie sont incorporés au système.

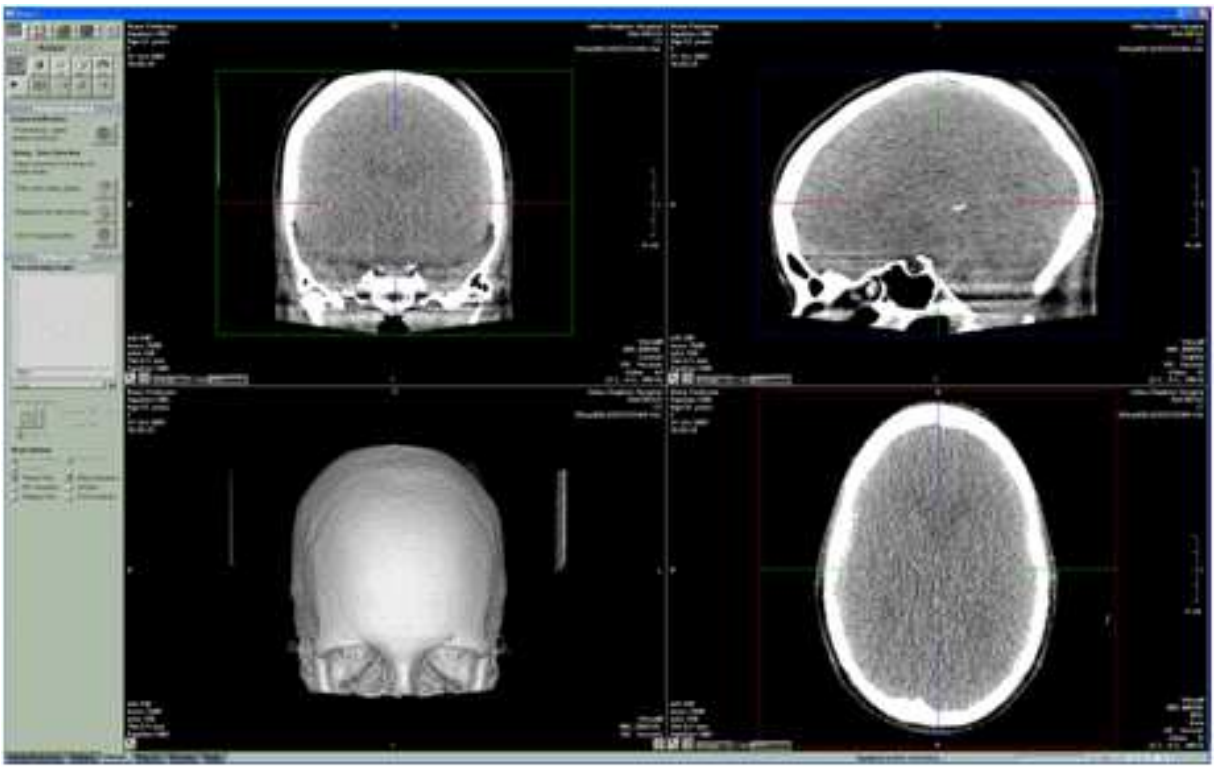

Figure 35 : Visualisation par une console d'interprétation.

3.7 Visualisations multiples

Dans le cadre de ce travail de thèse, il fut nécessaire de développer un mode de visualisation multiple, permettant d'utiliser simultanément plusieurs modes de visualisation et de visualiser plusieurs séries d'examen à la fois.

La visualisation multiple permet de cumuler les avantages de chaque mode de visualisation, mais aussi de traiter plusieurs séries complémentaires d'un même examen, aidant notablement à la comparaison entre séries.

Le chargement et l'affichage simultanés de plusieurs séries ont été un travail préalable à la fusion de données entre séries. L'optimisation de l'utilisation de la mémoire, compte tenu de la taille des examens ayant été l'une des difficultés majeures à surmonter.

Le chargement et la visualisation de différents volumes s'effectuent dans des fenêtres différentes. Ces fenêtres restent totalement indépendantes.

La visualisation multiple s'effectue en subdivisant la fenêtre en deux ou quatre parties. Chacune de ces vues d'une même série peut être configurée indépendamment des autres.

Cette visualisation diffère de celle présente dans les consoles d'interprétation par sa flexibilité : chaque sous-fenêtre peut afficher n'importe quel type de vue, qui peut être modifiée à nouveau à tout moment.

La Figure 37 illustre cette subdivision : une seule série est ici ouverte et dans les quatre vues sont affichés une coupe axiale avec fenêtrage couleur, neuf coupes axiales consécutives, une coupe sagittale et le cube 3D de données incluant des reconstructions et la visualisation du plan incliné. L'opérateur peut interagir avec chaque sous-fenêtre en utilisant toutes les fonctions de PTM3D.

Ce type de visualisation permet de profiter en même temps des avantages de plusieurs modes de visualisation différents. La contrepartie est que chacun de ces modes de visualisation dispose de moins d'espace d'affichage, pouvant gêner leur lisibilité. Néanmoins la taille des sous-fenêtres est modifiable par l'utilisateur et les images visualisées sont automatiquement ajustées aux différentes tailles. Par ailleurs il est possible de passer à tout moment du mode « visualisation avec sous-fenêtrage » au mode « visualisation à fenêtre unique ».

A partir de la version 7 de PTM3D qui a constitué l'activité principale de ce travail de thèse, il est possible de lire et de mémoriser plusieurs séries d'un même examen voire plusieurs examens (Figure 36). Seule la taille de la mémoire vive de l'ordinateur utilisé limite le nombre d'examens pouvant être lus. L'adaptation de PTM3D aux systèmes d'exploitation 64 bits permet l'utilisation de la totalité de la mémoire vive disponible.

Malgré le fait que la version 7 et les suivantes de PTM3D aient été développées dans un environnement Windows en utilisant OpenGL comme interface graphique, le codage des procédures de lecture et de visualisation des examens, développé en C/C++ est très indépendant de l'environnement informatique d'accueil, son implantation dans des environnements du type Unix étant aisée.

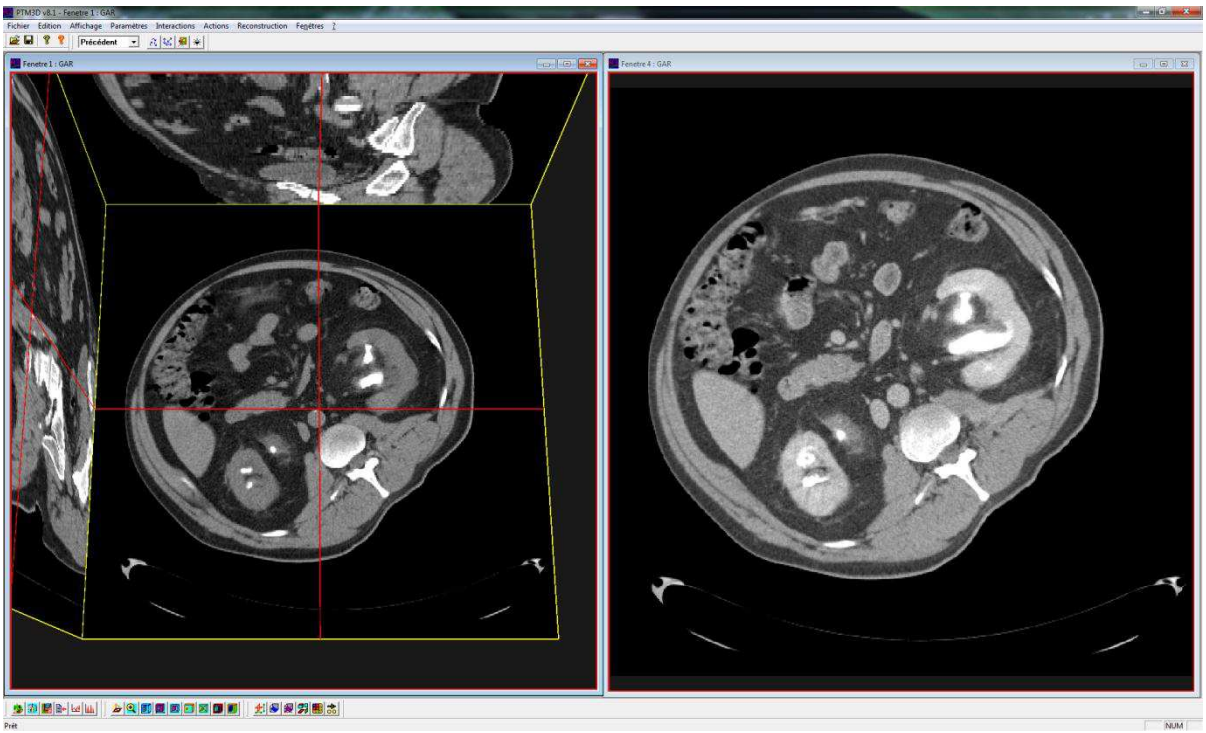

Figure 36 : Visualisation de deux séries d'un examen.

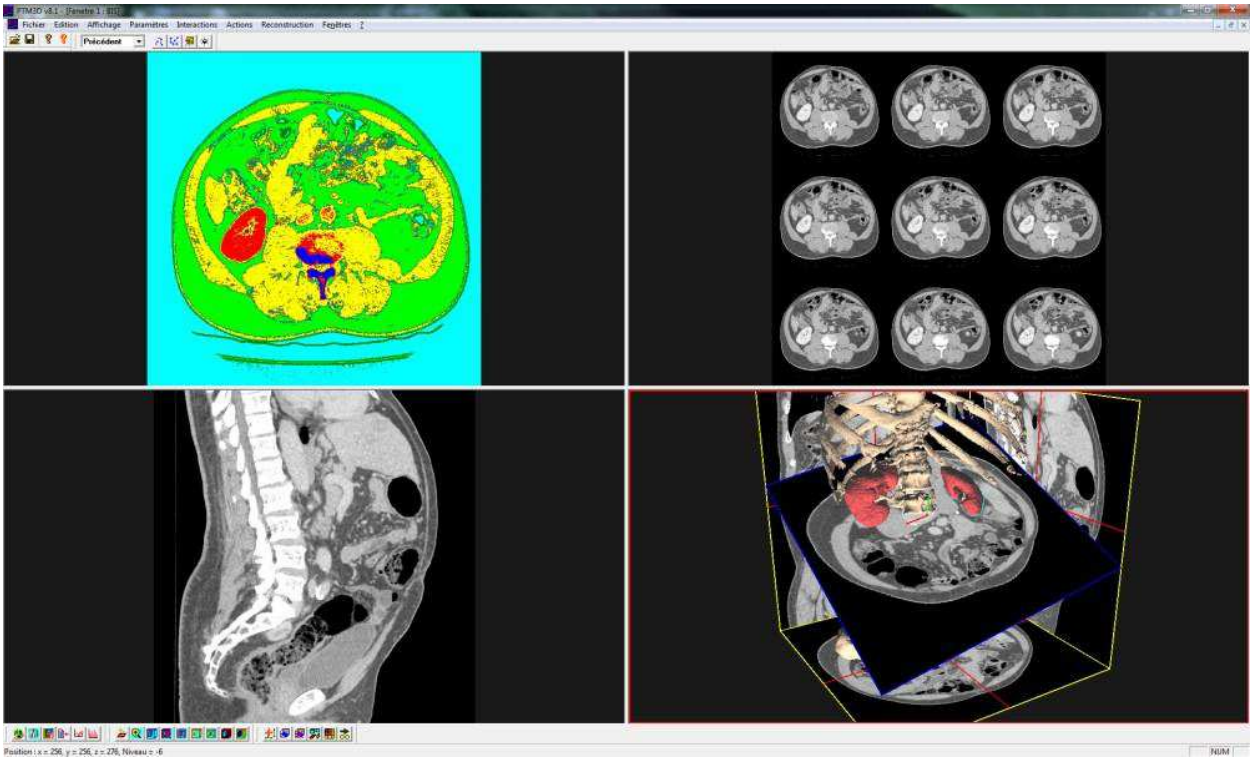

Figure 37 : Visualisation multiple d'une série d'examen.

Par défaut, les vues multiples au sein d'une même séries sont synchronisées : ainsi lorsque l'on change une coupe axiale, toutes les visualisations affichant cette coupe sont mises à jour. Cela garantit une cohérence dans la navigation qui permet de comparer différents points de vue sur les même données (par exemple la vue en niveau de gris et celle en

couleurs d'une même coupe). Cette synchronisation peut à tout moment être désactivée pour laisser plus de liberté dans la visualisation des données, au risque de plus de confusion dans la visualisation.

La synchronisation entre plusieurs séries n'est pas implémentée, car elle nécessiterait un recalage entre deux séries : le référentiel n'est pas nécessairement le même, et le patient peut avoir bougé (c'est généralement le cas) entre deux séries. La méthode de recalage présentée et discutée dans ce manuscrit est réalisée ultérieurement à la visualisation, et n'est donc pas disponible à ce stade de l'étude. Cela pourrait faire l'objet de travaux futurs.

3.8 Planification d'une trajectoire interventionnelle

Lors de la planification d'une intervention, le praticien a pour tâche de définir et évaluer les paramètres de l'action. Ainsi, lors d'un prélèvement à objectif de diagnostic (les biopsies notamment) ou chirurgical (ponction d'un liquide), le chirurgien doit décider du point d'entrée de l'outil, de son angle et de sa destination. Une mauvaise planification de cette trajectoire de ponction peut entraîner l'échec de l'intervention (par exemple le prélèvement d'un mauvais tissu lors d'une biopsie), ou des risques supplémentaires pour le patient (lésions). Dans [13], pour des ponctions rénales, si le résultat est négatif, il y a seulement 64% de chances qu'il n'y ait réellement aucune lésion.

Dans nos travaux, nous avons développé des outils permettant une meilleure planification, par la visualisation interactive de la trajectoire de ponction souhaitée et son interaction avec les volumes reconstruits.

Nous présentons ici une méthode de visualisation interactive permettant de choisir et d'évaluer le point d'entrée d'un outil dans le corps du patient, l'angle de l'outil, le point cible, la distance entre le point d'entrée et le point cible et le contrôle des structures traversées (organes, lésions, structures anatomiques, artères...).

La méthode développée dans le cadre de ce travail comporte les étapes suivantes :

- l'opérateur clique, sur une coupe de l'examen[10], dans la région visée par la ponction,
- lorsqu'il déplace ensuite la souris, la trajectoire de l'outil est matérialisée en 3D par un segment entre le point d'arrivée et le point pointé par la souris,
- le long de cette ligne sont indiquées les structures traversées, l'angle l'outil et le point d'entrée de la structure, la distance entre le point d'entrée et la cible, ainsi que des informations de distance entre les structures traversées,

[10] Axiale, coronale, sagittale ou n'importe quelle coupe oblique interpolée et matérialisée par un plan

- l'opérateur interagit avec cette ligne tant qu'il pense pouvoir optimiser les paramètres de la trajectoire,
- une fois la trajectoire optimale choisie, celle-ci est mémorisée par le programme et sera réutilisée durant la phase opératoire pour guider le chirurgien lors de la phase d'insertion de l'outil.

La Figure 38 illustre quelques aspects de cette visualisation dans un contexte neurochirurgical. La Figure 39 illustre la même approche dans une intervention rénale lors de la planification d'une nephrolithotomie percutanée. On peut notamment y voir la représentation de l'outil (segment jaune), le point d'entrée planifié (croix rouge et label "P0") et le plan supportant la trajectoire (plan d'intersection entre les volumes 3D segmentés et les données radiologiques de l'examen).

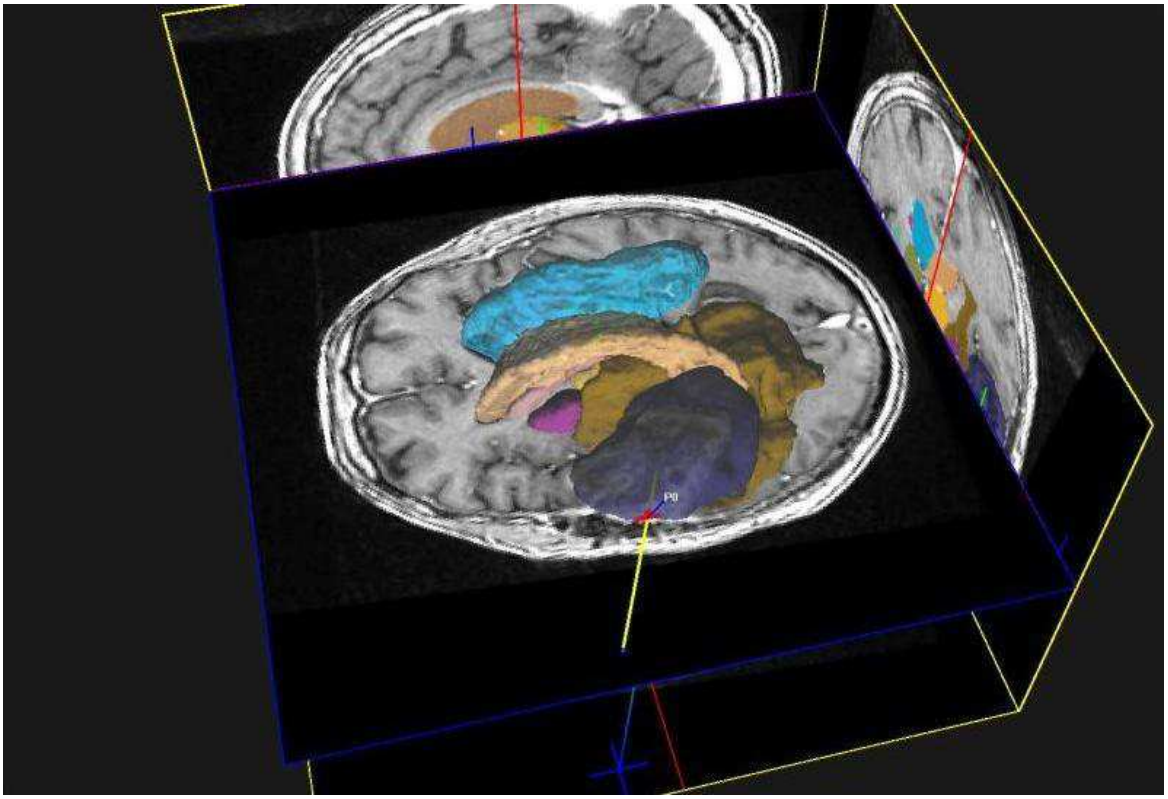

Figure 38 : Visualisation interactive d'une trajectoire de ponction.

Les deux clés du système interactif développé sont, d'une part, une interactivité simple et efficace permettant de définir la trajectoire de ponction en trois dimensions et de visualiser de façon pertinente le résultat et d'autre part, une bonne performance des calculs associés à la trajectoire pour garantir la fluidité de l'interaction.

Une première étude de définition et d'interaction avec la trajectoire elle-même dans les représentations 2D et 3D des images médicales est antérieure à cette thèse; elles a été présentées dans [14].

Cette section a pour objectif la présentation, le détail du calcul et la visualisation des paramètres associés à la traversée d'organes et de lésions par l'outil dont la trajectoire est en cours de planification.

Figure 39 : Visualisation interactive d'une trajectoire de ponction.

3.8.1 Calcul de l'intersection entre l'outil et une structure

Lorsqu'une trajectoire de ponction est tracée, le calcul de l'intersection entre l'outil et les structures précédemment reconstruites est réalisé.

Le calcul de cette intersection est fait en deux étapes :

- un calcul à faible résolution est réalisé en déterminant si le segment représentant l'outil coupe une ou plusieurs faces du cube englobant le volume,

- en cas d'intersection avec le cube, l'intersection entre le segment et le maillage du volume lui-même est réalisée.

Le calcul de l'intersection avec la boîte qui englobe le maillage permet de gagner beaucoup de temps lorsqu'il n'y a pas intersection, mais reste facultatif. La détermination de

l'intersection de l'outil avec le maillage se réalise en calculant l'intersection de l'outil avec chacun des triangles. La méthode de calcul et les algorithmes utilisables pour calculer le ou les points d'intersection sont expliqués en annexes E.1 et E.2.

Lorsque l'on sait que le maillage est joint et fermé et si une normale est associée à chaque triangle, dont la direction est opposée à la région délimitée[11], alors chercher la première intersection revient à chercher l'intersection entre le segment de droite représentant l'outil et le sous-ensemble des triangles en face avant[12] par rapport à ce segment.

3.8.2 Visualisation des paramètres de planification

Une fois les intersections entre l'outil et les structures reconstruites ont été calculées, il est nécessaire de les visualiser.

Dans la visualisation 3D que nous avons conçu apparaissent les informations suivantes :

- la trajectoire de l'outil en 3D et ses projections 2D sur les trois plans de l'examen,
- la position tridimensionnelle des points d'intersection entre l'outil et les différents volumes, ainsi que l'angle entre le volume et l'outil au point d'intersection, symbolisé par une croix orientée,
- le nom associé au point d'intersection : P0, P1, etc.,
- les « poignées » du segment représentant l'outil, permettant son déplacement.

Ces informations sont visibles dans la Figure 38, complétée par la Figure 41. On peut y voir notamment :

- la visualisation 3D de l'outil,
- (en haut) la trajectoire dans les données de l'examen, affichée indépendamment de la lésion cérébrale,
- (en bas) l'intersection de l'outil avec la lésion, matérialisée par une croix orientée de la même façon que la surface de la lésion au point d'intersection.

En plus de ces informations visuelles, une fenêtre supplémentaire donne des informations sur la trajectoire de l'outil :

[11] C'est généralement le cas lorsque le maillage doit être affiché en 3D, car le calcul de l'éclairage repose sur la définition de ces normales.
[12] Un triangle est dit en face avant si le produit scalaire entre le vecteur portant le segment et la normale associée au triangle est négatif.

- les points d'intersection et leur position le long de l'outil,
- la distance entre chaque point et l'extrémité de l'outil,
- le nom de la structure rencontrée,
- la longueur de l'outil dans la configuration actuelle.

Dans l'exemple illustré dans la Figure 41 (planification crânienne), la distance entre P0 et l'extrémité de l'outil est de 20,22mm. Dans le cas de la Figure 39 (nephrolithotomie percutanée) la distance est de 134,2mm.

Plusieurs autres informations peuvent être incluses, comme l'angle de l'outil avec la structure au point d'intersection, ou l'épaisseur de la structure traversée. Il est cependant important de choisir les informations utiles en fonction du contexte de planification pour ne pas encombrer le praticien d'informations qui ne lui sont pas très utiles.

Il est possible que la trajectoire planifiée traverse plusieurs régions d'intérêt, auquel cas les intersections sont toutes représentées par une croix et une étiquette, la fenêtre d'information de la trajectoire mentionnant les informations citées pour chacun de ces points.

La méthode de planification de ponctions présentée ici a eu plusieurs applications cliniques, notamment en neurochirurgie [15], en chirurgie abdominale et en chirurgie rénale. Ces applications sont présentées au chapitre 9.

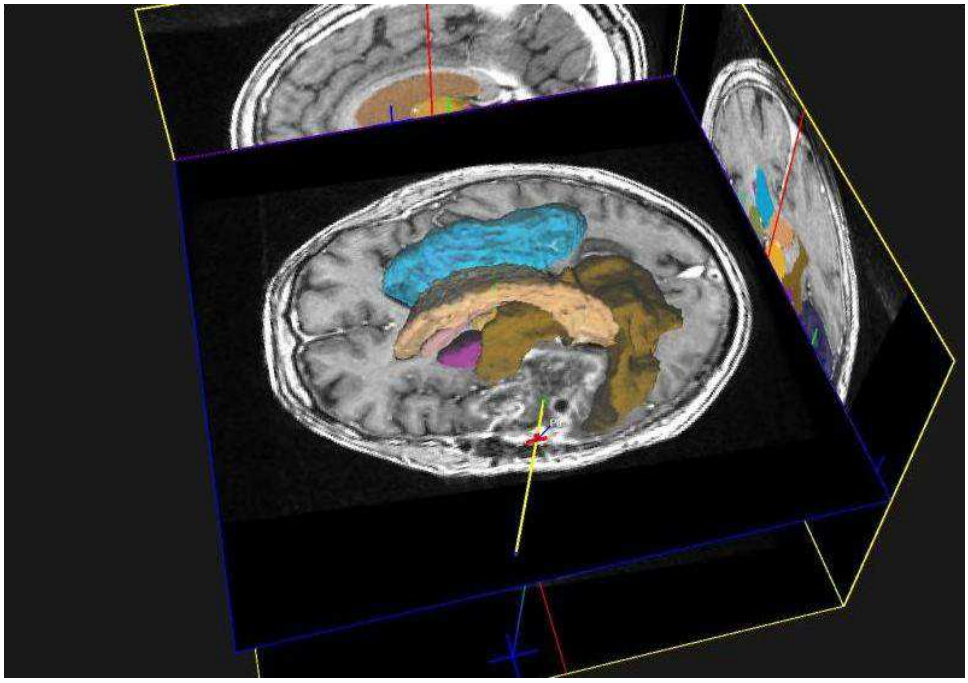

Figure 40 : Planification hors ligne d'une trajectoire de ponction.

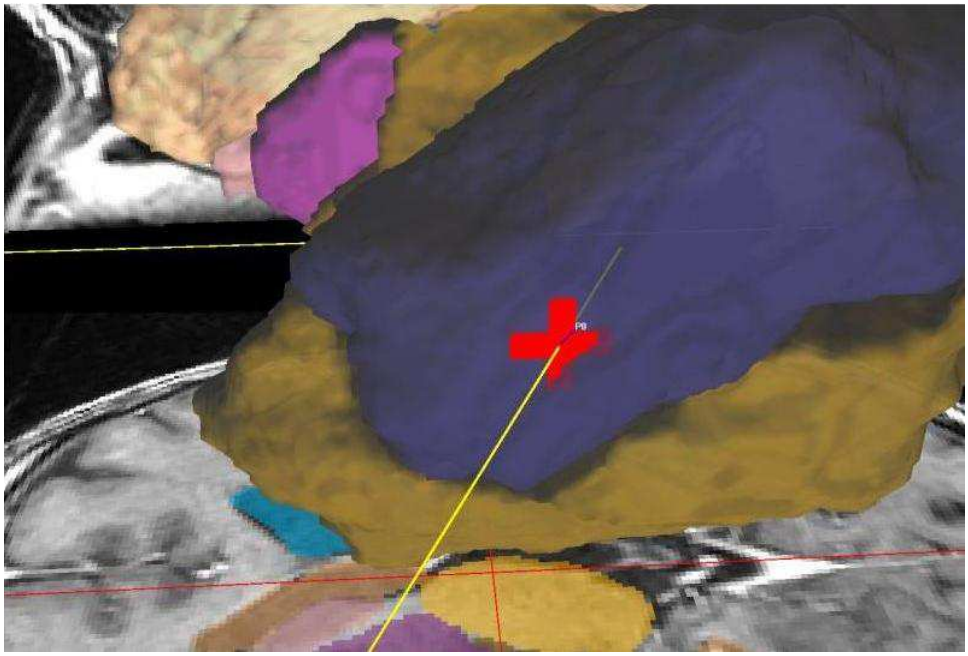

Figure 41 : Visualisation du point d'entrée d'une ponction planifiée.

3.9 Navigation dans un volume de données

La visualisation interactive et compréhensible d'un volume de données est un problème majeur tant pour la méthode de navigation choisie que pour le choix de l'interface. La visualisation des données en trois dimensions n'est pas triviale, de même pour la navigation dans ces visualisations. De plus il faut que le système développé soit facilement compréhensible par des praticiens non informaticiens qui sont habitués aux interfaces des consoles d'interprétation.

Les deux périphériques de saisie utilisés dans les équipements informatiques grand public sont le clavier et la souris, auxquels les praticiens sont généralement bien habitués. Beaucoup d'autres périphériques existent, tel que les joysticks utilisés pour des simulations de vol, qui disposent de deux axes de rotation et jusqu'à une vingtaine de boutons, ou les périphériques de saisie 3D constituant en la manipulation d'un « plot » permettant de représenter trois translations et trois rotations. Visant une utilisation sur tout matériel grand public, nous avons travaillé sur la définition d'une méthode pouvant être utilisée en n'utilisant que le clavier et la souris.

Nous avons identifié plusieurs points importants en clinique lors de la visualisation et la navigation dans un volume de données tridimensionnel : le choix du fenêtrage des images, le choix de visualisation des plans de coupe individuels ou séquentiels et le changement de point de vue dans la scène.

Le fenêtrage des images est un facteur primordial ; ce fenêtrage délimite une plage de valeurs visualisées dont le choix doit être adapté à un type de diagnostic. Ainsi en

choisissant un fenêtrage adapté à la recherche de lésions hépatiques, le choix de la plage de valeurs affichée empêche la visualisation de nodules pulmonaires, alors qu'une série d'un examen abdominopelvien peut permettre d'effectuer les deux diagnostics. Dans notre implémentation, nous avons choisi de représenter deux types d'interaction :

- la visualisation d'un histogramme et des valeurs affichées associées (Figure 27, page 56), dans lequel on peut déplacer des curseurs ou rentrer des valeurs précises. Ce type d'interaction est adapté à des utilisateurs habitués à cette représentation et cette méthode d'interaction,

- les déplacements de la souris en maintenant le bouton droit appuyé, durant lequel le déplacement selon un axe augmente ou diminue la pente du fenêtrage et le déplacement selon l'autre axe déplace le fenêtrage. Ce type d'interaction est moins précis mais plus intuitif pour les radiologues car il correspond à la méthode utilisée par les stations d'interprétation radiologiques.

La navigation dans des données tridimensionnelles implique d'être capable d'effectuer de nombreuses actions : translations selon trois axes (correspondant au choix d'affichage des coupes axiale, coronale et sagittale), translation et rotation du plan de coupe oblique (deux rotations et au moins une translation[13]). En permettant d'effectuer chaque action dans les deux sens, cela implique de disposer de disposer de 12 actions différentes. Là-aussi le système informatique PTM3D propose deux méthodes d'interaction :

- une première méthode au clavier, où à chaque action est associée une touche du clavier paramétrable (« a » et « q » pour se déplacer entre coupes axiales). Cette méthode est très adaptée à tout mouvement décomposable en actions atomiques, comme le changement de coupe mais ne permet pas de représenter l'étendue des rotations ou des translations du plan oblique. Dans ce cas, des valeurs par défaut (une rotation de 5° ou le déplacement de 1mm) sont proposées, avec la possibilité d'en changer à tout moment,

- une seconde méthode à la souris, où le clic droit sur un plan de coupe permet de changer la coupe visualisée, et le clic sur le plan incliné permet de translater ce plan. Cette méthode permet un meilleur contrôle des actions nécessitant une interaction de type continu, comme le choix de la translation du plan incliné, mais est moins précis que l'utilisation du clavier dans le cas où le choix des valeurs est discret, comme le choix de la coupe axiale. Le second problème qui se pose est la multiplicité des actions à réaliser avec le même périphérique, tel que le choix d'effectuer une translation ou l'une des deux rotations possibles lors d'un clic sur le plan oblique. Cette difficulté rend l'utilisation de la souris assez peu intuitive lorsque le nombre d'actions devient important.

[13] La coupe oblique correspond à la visualisation d'un plan. La rotation d'un plan sur lui-même est inutile, et la translation du plan selon un quelconque axe est équivalente à la translation selon sa normale, à un coefficient multiplicateur près.

Les figures Figure 34 et Figure 38 présentent les mêmes données, mais sous un angle de vue différent. Il est ainsi possible de changer l'orientation de la vue 3D comme si l'on tournait autour de l'objet ou de la scène 3D. Cette possibilité est particulièrement nécessaire lors de la visualisation de volumes 3D segmentés à partir des données. Pour réaliser ces modifications, notre choix s'est porté sur l'utilisation principale de la souris : en effectuant un clic hors de la vue de l'examen, il est possible de tourner autour de celui-ci selon deux axes (tourner autour de n'examen et l'orienter vers le haut ou le bas) et le translater, selon que l'on appuie sur le bouton modificateur « Ctrl » ou non. La molette de la souris sert quant à elle à s'approcher ou s'éloigner de la visualisation des données (zoom), auquel cas l'utilisation du modificateur « Ctrl » permet de ralentir la vitesse du zoom pour un contrôle plus précis. Ce choix de l'utilisation principale de la souris se justifie par la nécessité de déplacements continus du point de vue de l'utilisateur autour de la scène 3D, la visualisation étant rapidement altérée lorsque ce déplacement est discret.

Tous ces choix ont été réalisés après différents essais et en concertation avec nos partenaires cliniques dans le but d'obtenir des méthodes d'interaction qui doivent pour certaines être continues et précises, pour d'autres intuitives, en fonction de leur façon d'interagir avec l'outil informatique, qui diffère souvent de la façon qui serait la plus naturelle et intuitive à un utilisateur situé en dehors de ce domaine. Ces méthodes d'interaction sont donc basées sur l'expérience acquise au contact des praticiens et constituent un choix adapté à leur méthode de travail sans toutefois pouvoir prétendre être la meilleure réalisable.

4. Segmentation 3D d'images radiologiques

Deux définitions existent pour définir le processus de segmentation d'images : Dans la communauté informatique du traitement d'images, la segmentation est définie comme le processus de partitionnement d'une image en plusieurs régions. En regroupant et catégorisant des pixels, elle permet d'extraire des informations de plus haut niveau. Dans la communauté du traitement d'images médicales, la segmentation est définie comme le processus permettant d'identifier, de traiter, de visualiser et de reconstruire une région d'intérêt (ROI) dans une image ou dans un ensemble d'images, cette région correspondant généralement à un organe, une lésion ou une structure anatomique. Cette définition peut être considérée comme un sous-ensemble du traitement d'images généraliste, dans lequel on ne considère que le cas de deux régions, la région d'intérêt et le reste de l'image.

Dans l'ensemble de ce manuscrit, le terme segmentation fera donc référence à la définition admise dans le domaine du traitement d'images médicales. De plus, nous ne nous intéressons qu'à la segmentation d'images TDM et IRM, avec pour objectif de reconstruire des organes et lésions en trois dimensions.

Ce chapitre présente l'intérêt et les modalités de la segmentation informatique d'images radiologiques, pour discuter ensuite de différentes méthodes de segmentation adaptées à ces images. Des problèmes spécifiques à la segmentation de certaines structures anatomiques sont également présentés.

Les contributions réalisées durant mon travail de thèse, concernant les marching cubes et les contours actifs, sont présentées à la suite des méthodes concernées.

La liste de méthodes de segmentation présentées n'a pas pour ambition d'être exhaustive, mais de donner un aperçu des méthodes les plus fréquemment utilisées dans le milieu médical.

D'autres méthodes potentiellement utilisables pour l'analyse d'images radiologiques sont présentées en fin de chapitre.

4.1 Intérêt de la segmentation

Dans le diagnostic de nombreuses pathologies, il est nécessaire de connaître précisément le volume, la forme et la position d'un organe ou d'une lésion. Ainsi, pour évaluer l'efficacité d'un traitement, la mesure du volume des lésions primitives et secondaires est primordiale. Dans le cadre des critères RECIST [16] (Response Evaluation Criteria In Solid Tumors) la mesure de la réponse au traitement est uniquement basée sur un critère unidimensionnel : la longueur des lésions.

Malheureusement, les normes actuellement utilisées en milieu médical pourraient être beaucoup plus précises. Ce manque de précision peut être illustré par l'exemple suivant : dans la définition des critères RECIST, il est précisé que les mesures doivent être réalisées à l'aide d'une règle ou d'un pied à coulisse sur un écran ou une impression papier ou celluloïd, la mesure prise ne concernant que le plus grand diamètre de la lésion. Le volume total est alors calculé en fonction de la somme de ces mesures. La méthode RECIST 1.1 [17], publiée fin 2008, simplifie encore cette mesure, en limitant le nombre maximum de cibles à mesurer.

La réalisation de la segmentation des organes ou lésions à l'aide d'une méthode informatique présente donc un intérêt potentiel très grand car elle peut permettre non seulement d'effectuer la mesure précise de volume, de forme ou de position, mais aussi la reproductibilité, en limitant la variabilité intra-opérateur et inter-opérateur. Elle pose néanmoins un problème de validation, la précision du résultat devant être jugée par l'opérateur qui porte la responsabilité de l'étude réalisée.

Un autre intérêt de la segmentation 3D d'organes est l'aide au recalage, qui dans nos applications se base sur l'appariement de structures définies par l'opérateur comme homologues.

Enfin, la visualisation 3D de structures segmentées permet une meilleure planification d'un acte chirurgical et une aide à la réalisation du geste chirurgical pendant l'intervention.

Cette section détaille les spécificités de la segmentation d'images radiologiques et présente une méthodologie d'évaluation en utilisant la segmentation 3D.

4.1.1 Spécificité de la segmentation d'images radiologiques

L'ensemble des structures décrites n'a pas vocation à être exhaustif ; elles sont présentées car elles peuvent être considérées comme représentatives des différents types de problèmes que l'on peut rencontrer lors de la segmentation :

- lorsque la structure d'intérêt est peu différenciée des structures environnantes,
- lorsque la structure est plus contrastée que le milieu environnant,

- lorsque la structure est de très faible taille,
- lorsque la structure présente une grande variabilité de forme et de volume,
- lorsque plusieurs séries d'examens peuvent compléter la segmentation,
- lorsque la structure est complexe.

L'ensemble des descriptions fournies est valable pour les deux types d'images traitées durant la réalisation de mon travail de thèse : l'IRM et la TDM.

Les structures osseuses

Les structures osseuses sont relativement simples à segmenter. Sur une image TDM, les valeurs de densités sont très supérieures à celles obtenues pour la matière biologique. La plupart des outils de segmentation arrivent à segmenter correctement les structures osseuses de part cette facilité d'identification.

Le foie

Le foie est très difficile à segmenter car les structures périphériques (graisse périhépatique, cœur, muscles intercostaux) présentent des densités proches sur des images IRM comme TDM. Il présente aussi une grande variabilité tant par sa forme que par sa taille. Cette variabilité est frappante dans le cas de patients ayant subi une hépatectomie le volume foie étant réduit de moitié et sa forme étant très altérée.

Les poumons

Les poumons sont relativement faciles à segmenter car la présence d'air dans le parenchyme provoque l'existence d'un contraste très élevé avec l'environnement surtout dans le cas des examens TDM (scanners). En revanche, les nodules et lésions pulmonaires sont très difficiles à segmenter de par leur petite taille. Par ailleurs les nodules peuvent aussi être confondus avec la vascularisation pulmonaire ou les bronches. D'ailleurs, malgré le nombre très important d'équipes de recherche travaillant dans le monde sur le problème de la reconnaissance automatique de nodules pulmonaires, force est de constater qu'aucun résultat applicable en routine clinique n'est disponible à ce jour.

Les reins

Dans les TDM abdominopelviennes sans injection de produit de contraste, le rein présente une densité très proche de celle des tissus environnants. Les lithiases (calculs rénaux) sont en revanche bien contrastées, avec des densités d'absorption approchant voire dépassant celles de l'os.

Dans le cadre du traitement chirurgicale de ces lithiases, il est nécessaire de visualiser les cavités calicielles ainsi que la localisation des lithiases. L'utilisation d'un produit de contraste lors de l'acquisition d'une série TDM assure une très bonne visualisation des cavités, mais les lithiases ne sont plus distinguables. Il est alors nécessaire de disposer d'outils permettant de fusionner les données acquises lors de ces deux séries.

Le cerveau

Le grand nombre de structures à segmenter dans le cerveau pose de nombreuses difficultés de segmentation. Certaines sont aisément identifiables, comme le ventricule qui apparaît en hyposignal (IRM T1) ou hypersignal (IRM T2). D'autres sont plus difficiles à étudier car elles ont une réponse similaire aux tissus environnants, comme l'ensemble putamens-noyaux caudés. La voûte crânienne rend difficile l'étude du cerveau en TDM, car seule une intensité très forte de rayons X permet d'obtenir un contraste suffisant. Au cours des dernières années l'IRM a pris la place du scanner dans les examens crâniens. Les structures anatomique et les lésions apparaissent bien différenciées aussi bien si on utilise des séquences T1 ou T2. Néanmoins, la différence de niveaux de gris entre l'enveloppe osseuse et le cerveau est très différente de celle constaté dans les examens TDM. Ce fait nous a conduits à développer des méthodes de segmentation spécifiques pour la segmentation cérébrale d'examens obtenus par IRM.

4.1.2 Les méthodes de segmentation

On peut classer les méthodes de segmentation en quatre catégories en fonction de l'interactivité entre l'utilisateur et la machine.

- Les méthodes purement manuelles, dans lesquelles l'utilisateur réalise une segmentation à l'aide d'une souris ou tablette graphique et dans lesquels aucun algorithme ne vient modifier cette segmentation,

- les méthodes semi-automatiques, dans lesquelles l'utilisateur et l'ordinateur réalisent chacun une partie de la segmentation. Le degré de collaboration entre l'utilisateur et l'ordinateur peut varier fortement d'une méthode à l'autre, la partie segmentation et la partie guidage étant réalisée par l'utilisateur ou l'ordinateur en fonction de la méthode. Certaines méthodes se contentent de proposer une interaction lors de l'initialisation (choix de points de départ, de paramètres), d'autres proposent ou nécessitent une interaction tout au long du processus de segmentation,

- les méthodes purement automatiques, dans lesquelles l'intervention de l'utilisateur n'est pas nécessaire. La segmentation automatique est par nature très répétable, mais l'absence de contrôle et de validation du résultat pose d'importants problèmes car dans les cas cliniques des décisions médicales peuvent être prises à partir des résultats proposés et potentiellement erronés. C'est pourquoi une segmentation complètement automatique est peu souhaitable en environnement clinique.

Ce classement des méthodes de segmentation transcrit une différence de philosophie dans l'attribution des compétences entre l'utilisateur et l'assistance informatique :

- Une méthode essentiellement basée sur l'interaction de l'utilisateur transcrit généralement la vision implicite que l'expertise est détenue par l'utilisateur. Ce

choix est généralement fait pour tenir compte soit des connaissances de l'utilisateur, alors qualifié d'expert, soit de ses capacités d'interprétation ; c'est le cas lorsque le manque de contraste limite les performances de la segmentation automatique,

- inversement, une méthode essentiellement automatisée tente de remplacer la vision et l'expertise humaines. Lorsque ce choix est fait, l'automatisation a pour objectif d'économiser du temps à l'opérateur, d'améliorer la précision du résultat et d'augmenter la reproductibilité de la segmentation.

L'un des objectifs de cette thèse a été de développer des outils permettant d'aider le radiologue dans son travail d'interprétation.

Comme vu précédemment, la segmentation doit tenir compte des connaissances et de l'expérience de l'opérateur. Il est de plus nécessaire, sinon indispensable, dans le contexte d'une utilisation en milieu clinique, de « laisser la main » périodiquement à l'utilisateur, pour lui permettre de valider le déroulement du processus, ou de corriger une erreur de segmentation qui apparaîtrait.

Notre choix s'est donc porté sur des méthodes de segmentation semi-automatiques, car elles aident l'opérateur dans sa tâche tout en permettant par leur interactivité de tenir compte de son interprétation de l'image.

Ce choix a plusieurs conséquences dans la sélection et la réalisation des algorithmes de segmentation :

- l'utilisation des outils développés est confiée à un expert en milieu clinique. Cela implique que le temps total d'utilisation de ces outils pour obtenir un résultat concluant doit être aussi court que possible. L'opérateur ayant généralement peu de temps à passer sur un examen (de l'ordre de quelques minutes pour l'interprétation), un outil informatique nécessitant son intervention doit diminuer ce temps et doit prouver une amélioration dans la qualité d'interprétation des images,

- le déroulement de l'algorithme de segmentation peut faire appel à l'opérateur pour tirer parti de son expertise. Cela implique que si une méthode détecte une ambiguïté entre deux possibilités de segmentation, il est préférable de laisser l'opérateur la lever,

- la grande variabilité des organes et lésions rencontrés dans le domaine médical et les possibilités d'interprétations qui en résultent imposent que la méthode ou les méthodes de segmentation utilisées doivent toujours laisser le choix final à l'opérateur. Si l'opérateur souhaite imposer un contour différent de celui proposé par la méthode de segmentation, des outils doivent être proposés pour lui permettre d'imposer son choix.

4.1.3 Propriétés des méthodes de segmentation

Il existe de nombreuses stratégies permettant de segmenter des structures. Cette partie vise à proposer des critères de classification des algorithmes de segmentation par leurs propriétés.

- **Choix de l'initialisation.** Dans de nombreuses méthodes, la segmentation prend comme point de départ des informations fournies par l'utilisateur. Ces informations peuvent être des choix de paramétrage de l'algorithme, la définition de régions de départ, ou bien encore un contour grossier de l'image à segmenter.

- **Méthode d'interaction**. Hormis les cas d'une segmentation purement manuelle ou dont le déroulement est totalement automatique, où le choix de segmentation est laissé respectivement totalement à l'utilisateur ou totalement à l'ordinateur, tout algorithme de segmentation exige une certaine interaction entre l'utilisateur et la machine. Cette interaction passe par la définition d'actions permettant de guider l'algorithme durant le processus de segmentation. Ces actions peuvent comprendre l'ajout de contraintes telles que des points de passage ou la fusion de plusieurs régions en une seule.

- **Type de partitionnement.** Selon la méthode utilisée pour partitionner l'image en régions cohérentes, le résultat obtenu peut être très différent. Certaines méthodes permettent d'obtenir deux régions, l'une correspondant à la structure à délimiter, l'autre au reste de l'image, alors que d'autres proposent un partitionnement plus complexe de l'image en plusieurs régions d'intérêt.

- **Complexité et temps de calcul.** Comme mentionné dans la section précédente, le temps de calcul est dans certains cas un paramètre de choix de l'algorithme. Selon les méthodes, une complexité peut être avancée, ou un temps de calcul peut être donné sur une machine de référence.

- **Spécificité.** Certaines méthodes sont susceptibles de segmenter un grand nombre de structures différentes et sont souvent basées sur des critères de bas niveau. D'autres sont conçues pour caractériser une structure particulière. Une méthode plus spécifique doit alors justifier d'un meilleur résultat que les méthodes génériques, que ce soit en temps de calcul, en précision ou en répétabilité.

- **Domaine d'application.** En plus du critère de spécificité, ce critère met en avant les structures anatomiques les mieux segmentées à l'aide d'une méthode donnée. Certaines méthodes seront plus performantes pour segmenter des structures osseuses, d'autres pour séparer les organes des lésions. Nous ne nous intéresserons ici qu'aux applications aux images médicales.

- **Précision, Reproductibilité et Robustesse.** Ces trois critères, peuvent aussi être utilisés pour classer les méthodes de segmentation. Ils sont détaillés ci-après.

4.1.4 Evaluation d'une méthode de segmentation

Instinctivement, on attend d'une segmentation que son résultat représente la structure d'intérêt aussi fidèlement que possible. De plus, on souhaiterait que l'osque l'on demande d'effectuer deux segmentations identiques à un même opérateur ou à deux opérateurs différents utilisant le même outil informatique, les résultats soient aussi proches que possibles.

L'évaluation d'une méthode de segmentation est donc importante pour caractériser ses performances, déterminer si elle est adaptée à la résolution d'un problème posé, ou la comparer à une autre méthode.

Ces attentes se traduisent, lors de l'évaluation d'une méthode de segmentation, par les critères suivants :

- **Précision :** La précision quantifie l'erreur maximale d'une segmentation. On dit qu'une segmentation est précise lorsque le résultat qu'elle donne est proche du résultat attendu. La Figure 42 illustre la différence entre segmentation précise (à gauche) et moins précise (à droite) du foie sur une coupe de tomodensitométrie. Une des difficultés de l'évaluation de la précision est de décider à partir de quand on considère qu'une segmentation est "suffisamment" précise. Cette décision dépendra notamment du type d'application considéré : pour visualiser la position d'un organe, la précision a moins d'importance que lorsque l'on souhaite mesurer précisément un volume. Dans [18], un état de l'art est présenté, comprenant plusieurs méthodes d'évaluation du résultat d'une segmentation, lorsqu'il y a ou non présence d'une segmentation de référence. Lorsqu'une segmentation de référence, appelée gold standard, est disponible, l'évaluation se fait en comparant la segmentation obtenue avec cette référence. Cette segmentation de référence est généralement obtenue par le biais d'un ou plusieurs expert(s) ayant segmenté l'image manuellement. La mesure de dissimilarité entre la segmentation de référence et la segmentation à évaluer est fonction de la différence entre les deux surfaces considérées.

  Dans [18], plusieurs mesures de dissimilarité sont proposées. Les plus simples comptent le nombre de voxels présents dans une segmentation et non dans l'autre, les plus complexes prennent en compte la distance d'un voxel sous-segmenté ou sur-segmenté par rapport à la segmentation de référence. Lorsqu'une segmentation de référence n'est pas disponible, il reste toujours possible de quantifier la qualité ou la cohérence de la segmentation. Cette quantification peut être effectuée en comparant la texture interne au contour de segmentation avec la texture environnante : plus la texture interne est uniforme et différente du reste de l'image, plus la segmentation va être jugée pertinente. La précision de la segmentation peut

aussi être évaluée a posteriori lorsque la structure segmentée est mesurable in vitro ou après ablation chirurgicale. Cette mesure porte le nom de vérité-terrain. On peut évaluer la précision de la mesure de volume de calculs rénaux segmentés une fois ceux-ci retirés, ou le volume d'un segment du foie après hépatectomie. On dit alors que l'on compare la segmentation à la vérité-terrain. Un second problème est que la mesure du volume d'une pièce opératoire est très difficile à quantifier en raison notamment de sa vascularisation.

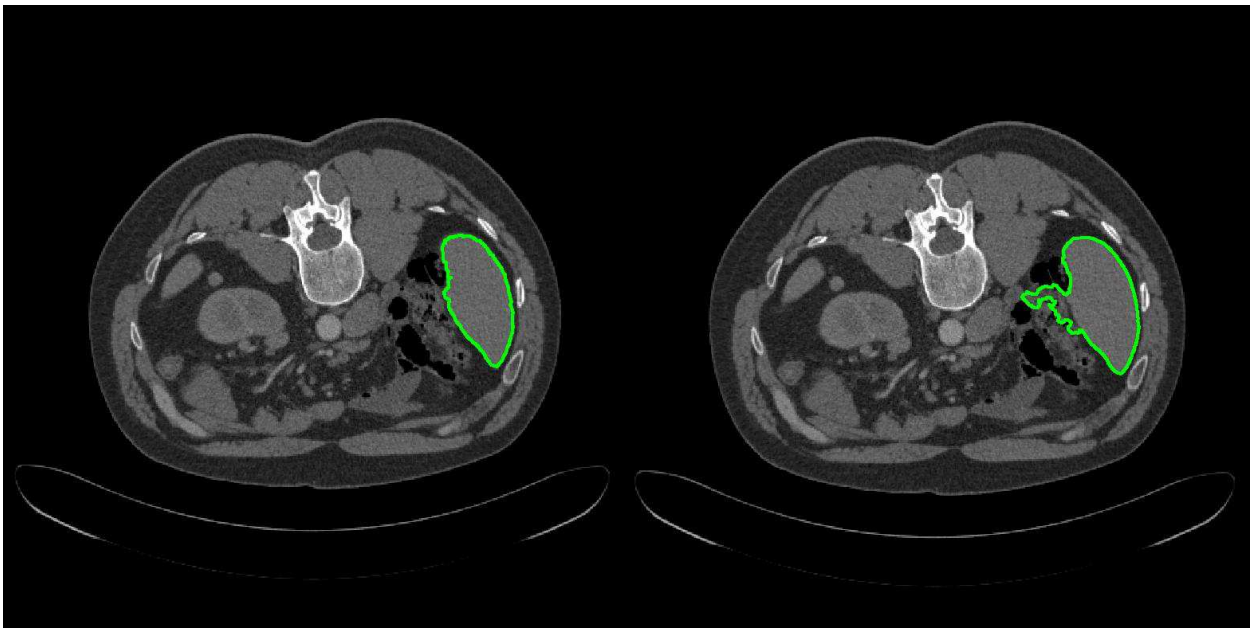

Figure 42 : Illustration de la précision d'une segmentation.

- **Reproductibilité :** La reproductibilité définit la dispersion obtenue entre plusieurs résultats d'une même segmentation. Une segmentation est dite reproductible lorsque l'on obtient un résultat similaire en effectuant des segmentations successives dans des conditions similaires (si possible identiques). Un algorithme de segmentation donnant à chaque fois le même résultat, même imprécis, comme sur l'image de droite dans la Figure 42, serait considéré comme ayant une bonne reproductibilité, alors qu'un algorithme donnant tantôt le résultat de gauche, tantôt celui de droite serait considéré comme peu reproductible. Dans le cas de segmentations semi-automatiques, la reproductibilité sera dépendante en partie des actions de l'opérateur. La méthode d'interaction nécessitera d'être elle-même facilement reproductible. On peut évaluer la reproductibilité d'une méthode de segmentation en faisait répéter les interventions réalisées un certain nombre de fois par le même opérateur ou par des opérateurs différents. On parle aussi de variabilité; une bonne reproductibilité est équivalente à une faible variabilité. Lorsque l'on évalue la reproductibilité d'un résultat pour un même utilisateur sur un même ensemble d'images, à des temps différents, on parle de variabilité intra-opérateur. Lorsque l'on évalue la reproductibilité d'un résultat pour des opérateurs différents sur un même ensemble d'images, on parle de variabilité inter-opérateur.

- **Robustesse :** La robustesse exprime la capacité d'une méthode de segmentation à produire un résultat qui reste exploitable lorsque l'on applique une modification aux données ou aux paramètres de départ. La capacité à produire un résultat identique lors de l'ajout d'un faible bruit dans l'image est un exemple de critère de robustesse. La robustesse d'une méthode de segmentation peut être évaluée en faisant varier certains paramètres de l'image, comme sa résolution ou plus souvent le bruit. Ces mesures sont généralement réalisées sur des images de synthèse, dans lesquelles on peut contrôler la variation des paramètres.

- **Complexité et temps de calcul :** Lorsque la segmentation est au moins partiellement manuelle, on attend que le temps d'interaction soit le plus court possible. Lorsque la segmentation est réalisée automatiquement, le temps de segmentation est moins primordial, si la segmentation réalisée apporte un gain en termes de précision par rapport à une segmentation réalisée manuellement. Dans la littérature, le temps de segmentation d'un algorithme est généralement discuté mais est rarement un critère retenu comme rédhibitoire, contrairement à la précision ou la reproductibilité. Il est toutefois très important dans la communauté médicale, car un algorithme rallongeant le temps de segmentation du clinicien ne sera probablement pas utilisé en contexte clinique et jamais en contexte temps réel lors de la réalisation d'une intervention. La complexité et le temps de calcul sont des méthodes d'évaluation courantes en informatique. Il est commun d'évaluer les complexités en temps et en espace dans le meilleur des cas, le pire des cas et en moyenne. La plupart des algorithmes sont aussi évalués empiriquement, en mesurant une performance sur un jeu de test représentatif et sur une machine donnée. Lors de la comparaison de plusieurs méthodes de segmentation, il est souvent peu aisé de comparer les complexités algorithmiques des différentes méthodes, car leur complexité varie souvent selon des critères différents : la complexité d'un détecteur de contours sera directement dépendante du volume de données, alors que celle d'un algorithme de contour actifs sera dépendante principalement du contour de départ, de la structure des données et de la fonction d'énergie. On devra alors en revenir à la comparaison des temps de calcul mesurés sur un jeu de test commun aux différentes méthodes de segmentation.

4.2 Les marching cubes

L'algorithme des marching cubes réalise une segmentation en calculant, dans une image volumétrique, la ou les surfaces présentant une valeur constante prédéfinie, appelées isosurfaces. Il a été décrit pour la première fois en 1987 dans [7]. Cet algorithme utilise une technique de subdivision de l'espace en pavés, généralement des cubes (d'où son nom). Pour chaque pavé, l'algorithme détermine si l'isosurface le traverse et dans ce cas calcule une approximation de la surface passant au travers du pavé.

Les méthodes de marching cubes trouvent des applications directes dans le domaine de la visualisation médicale : ils peuvent servir à segmenter directement les structures osseuses dans des TDM. Il existe cependant des applications dans de nombreux autres domaines, parmi lesquels on peut citer la visualisation d'écoulement de fluides en mécanique des fluides ou la représentation de métaballes [19][14].

La Figure 43 donne un exemple de segmentation par marching cubes.

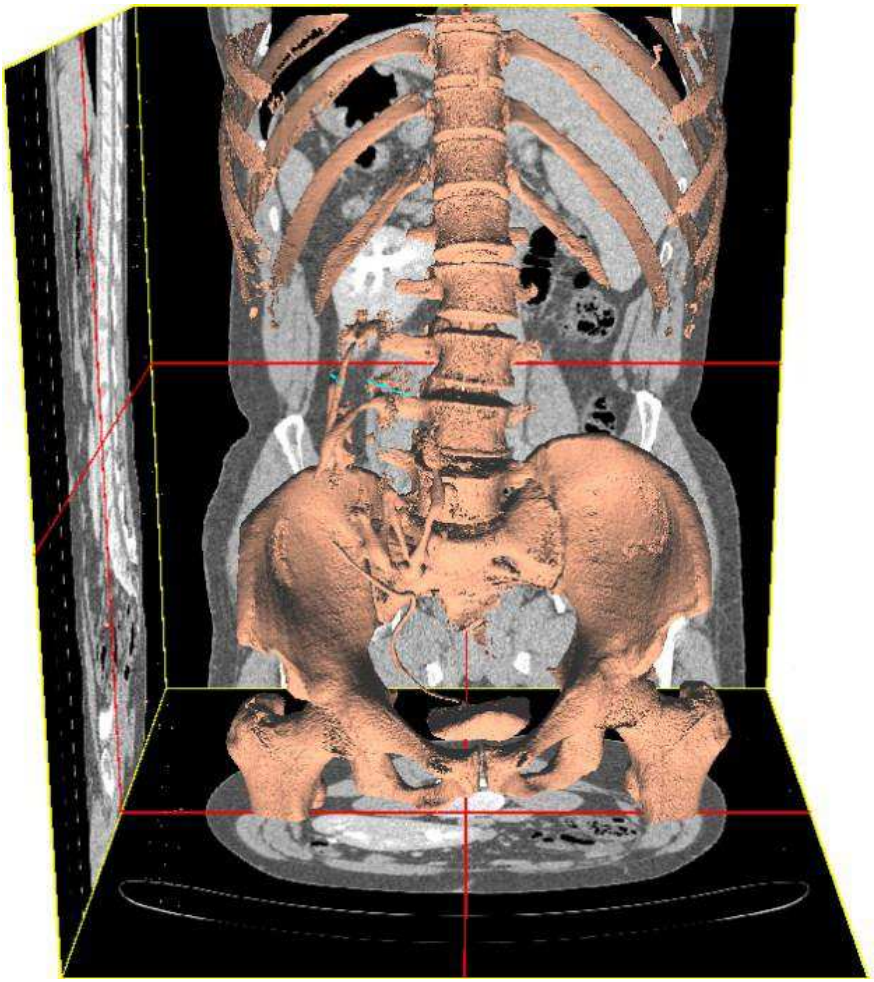

Figure 43 : Exemple de segmentation par marching cubes en utilisant PTM3D.

[14] Un exemple de projet utilisant les marching cubes pour visualiser les métaballes : http:// eldeann7.chez-alice.fr/meta3D/indexen.htm

L'interactivité avec les marching cubes se fait principalement dans le choix de la valeur de l'isosurface. Différentes possibilités sont présentées dans la suite du document.

4.2.1 Principe de fonctionnement

Soit un volume de données dans lequel nous souhaitons obtenir l'isosurface de niveau N. A chaque voxel de l'image est associée une valeur scalaire. Cette image est tout d'abord subdivisée en un certain nombre de cubes. Aux sommets de chacun de ces cubes est affectée une valeur, correspondant à la valeur du voxel de notre image en ce point. Pour chaque cube ainsi considéré, si un ou plusieurs points ont une valeur inférieure à N et qu'un ou plusieurs points ont une valeur strictement supérieure à N, on considère alors que l'isosurface traverse le cube et on calcule une approximation géométrique de cette isosurface. Le calcul de l'isosurface est donc ramené à un calcul local, effectué indépendamment dans chaque cube. Cette approximation est constituée d'un ou plusieurs triangles. L'ensemble des triangles calculés dans chacun des cubes définit l'approximation de l'isosurface de niveau N telle que calculée par l'algorithme des marching cubes.

La Figure 44 montre des exemples de reconstructions par marching cubes sur une image de scanner abdomino-pelvien à niveau N constant (N=1250) et de dimension de cube variable : 1x1 (en haut à gauche), 2x2 (en haut à droite), 5x5 (en bas à gauche) et 10x10 (en bas à droite)[15] . La Figure 45 montre les intersections respectives de ces reconstructions avec une coupe de cet examen. La ligne bleue symbolise cette intersection.

4.2.2 Calcul de l'isosurface à travers un cube

La valeur associée à chacun des 8 sommets du cube pouvant être soit ”supérieure” au niveau N de l'isosurface, soit ”inférieure ou égale”, on peut construire 28 = 256 cubes différents. Seules deux de ces combinaisons, « tous supérieurs » et « tous inférieurs ou égaux », ne sont pas traversées par l'isosurface et ne définissent aucun triangle lui appartenant. Ces différentes combinaisons peuvent être factorisées en 15 cas génériques, par une ou plusieurs des opérations suivantes :

- rotation d'un angle quelconque autour de l'un des 3 axes principaux,
- symétrie autour de l'un des 3 axes principaux,
- inversion des états des sommets (supérieur / inférieur ou égal).

Ces 15 cas génériques sont représentés dans la Figure 46, avec l'isosurface qui leur est associée. On notera toutefois que le cas numéro 14 est symétrique au cas 11 et n'est quelque fois pas compté comme un cas distinct. Les sommets des triangles générés prenant leurs sommets sur les arêtes du cube, il est aisé d'en calculer les coordonnées par la méthode que l'on souhaite. Le plus courant est de réaliser une interpolation linéaire en

[15] Cette reconstruction présente des calcifications importantes entre le rein droit et la vessie et le long d'une sonde reliant les deux.

fonction de la valeur des sommets et du niveau de l'isosurface. Dans la Figure 46, les sommets des triangles prennent leurs coordonnées au milieu du segment du cube traversé.

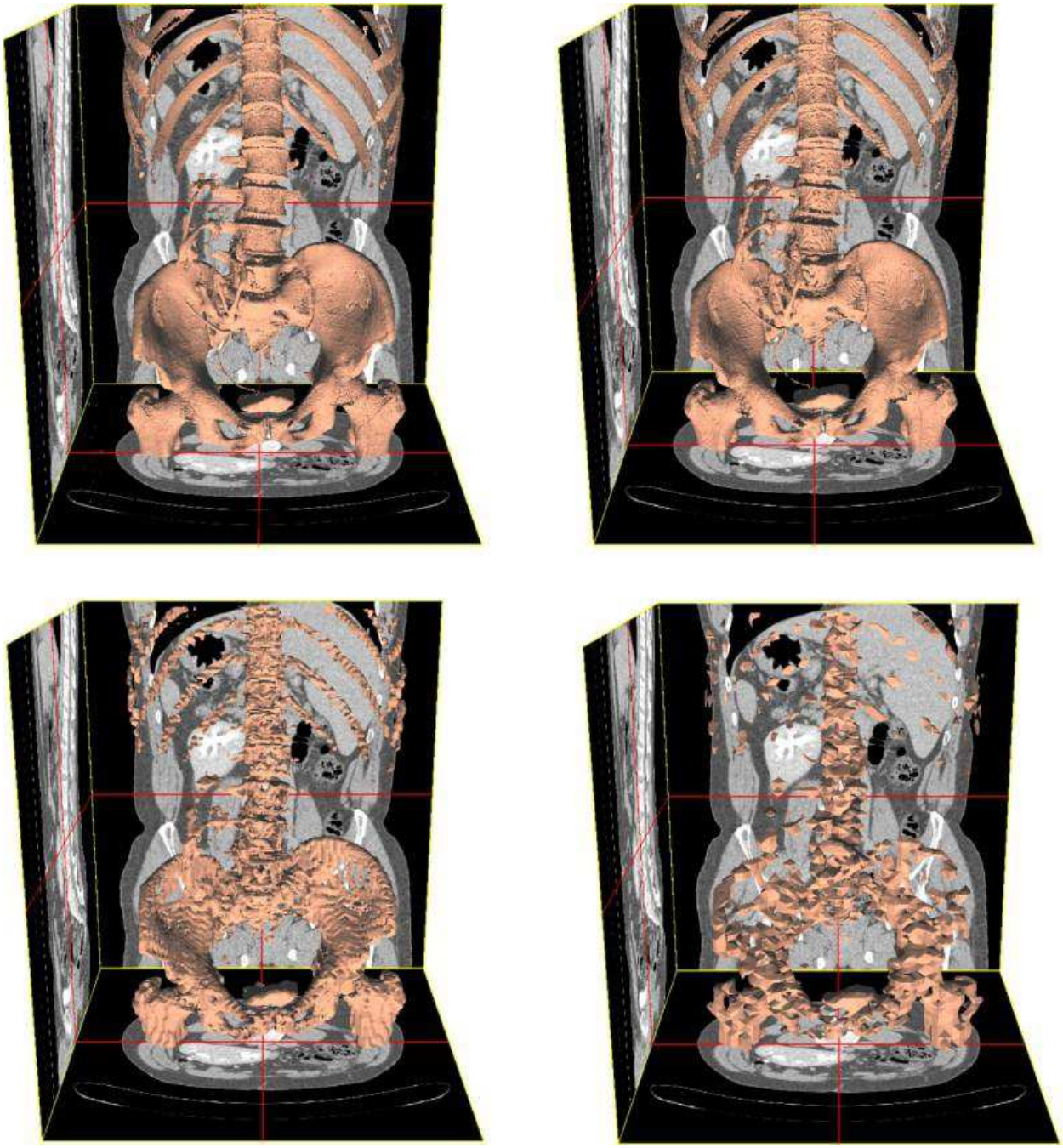

Figure 44 : Segmentation par marching cubes à différents niveaux de précision.

4.2.3 Propriétés des marching cubes

Par construction, l'algorithme des marching cubes possède les propriétés suivantes :

- subdivision de l'espace : l'algorithme est de type ”diviser pour régner”, le volume de départ est subdivisé en cubes dans lesquels l'isosurface peut être calculée indépendamment des autres cubes. Cette propriété rend la parallélisation du calcul très simple,

- continuité de l'isosurface : malgré le découpage du volume en cubes, l'isosurface obtenue est jointive, du moment que le calcul de l'interpolation des points d'intersection de la surface avec les arêtes du cube est la même d'un cube à un autre.

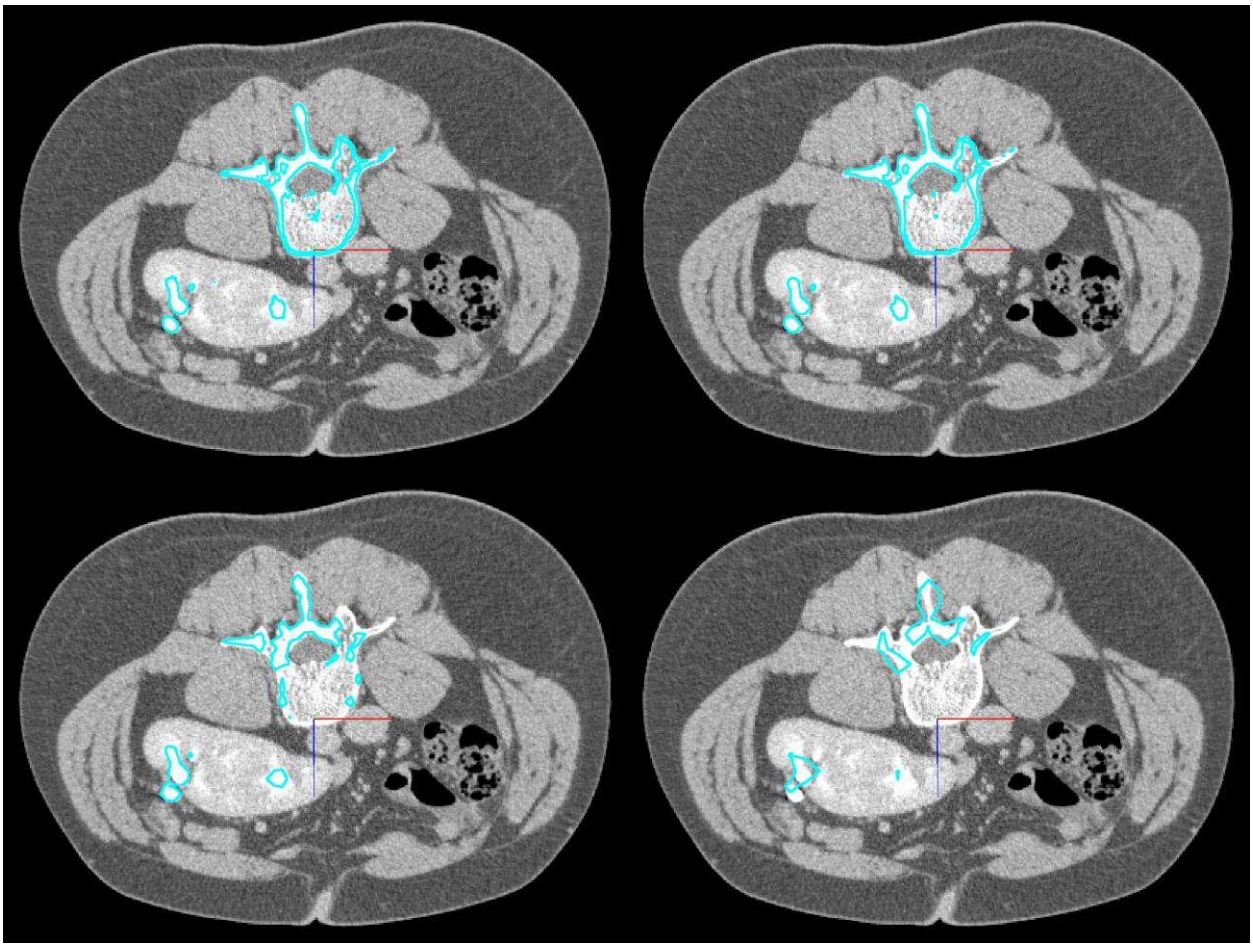

Figure 45 : Segmentations par marching cubes sur une coupe de l'examen.

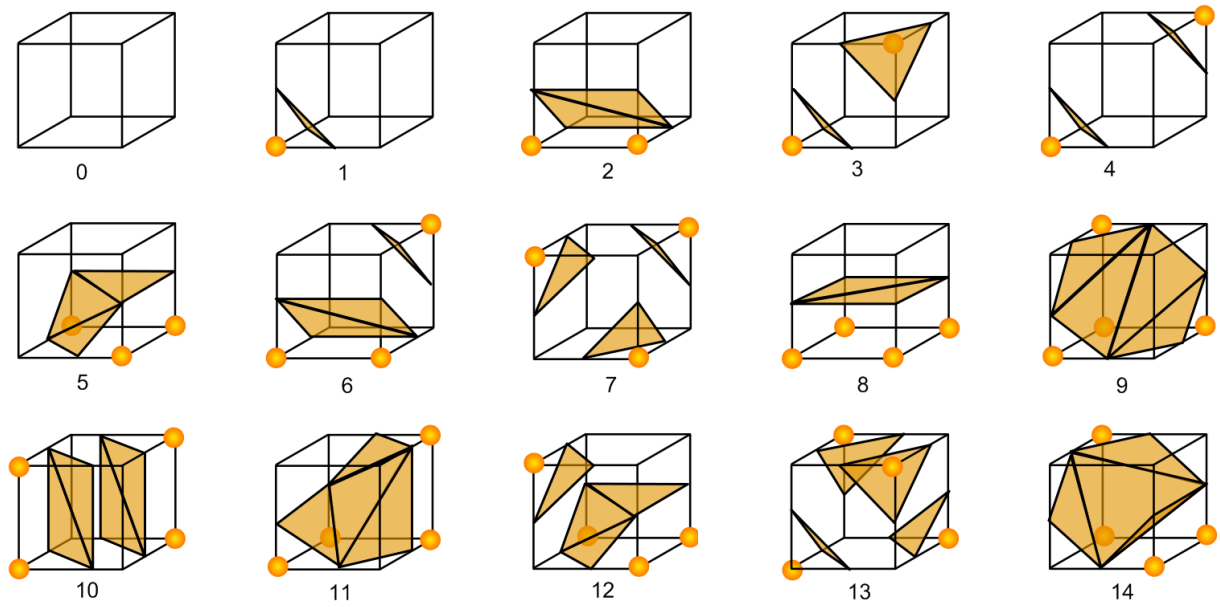

Figure 46 : Les 15 cas génériques de calcul des marching cubes.

- contrôle de la précision et de la vitesse de l'algorithme : par le choix de la taille du cube élémentaire, on peut faire varier à la fois la précision et la vitesse de calcul de l'isosurface. Au plus précis, un cube peut représenter 8 voxels contigus. A chaque fois que l'on multiplie la taille de l'arête du cube par 2, on multiplie la vitesse de l'algorithme par 8, mais la précision de l'isosurface s'en trouve diminuée.

En revanche, l'algorithme souffre des limitations suivantes :

- il n'identifie pas de structures : l'algorithme n'établit aucun lien entre les différentes portions d'isosurface générées et l'isosurface dans son ensemble. L'isosurface calculée peut représenter un ou plusieurs volumes différents sans qu'il soit possible pour l'algorithme de les différencier,

- l'identification de l'intérieur d'un volume est impossible : de façon analogue au point précédent, l'algorithme ne donnant que des éléments de la surface d'un volume, il n'est pas trivial de définir ou de mesurer l'intérieur de ce volume. Il faut aussi prendre en compte que l'algorithme ne cherche pas à obtenir des surfaces fermées (sur une image d'un gradient linéaire, le résultat serait un plan); la définition d'un intérieur n'a donc pas toujours de sens,

- le calcul multi résolution est impossible : bien que l'on puisse choisir le niveau de précision des cubes élémentaires, les résultats donnés par deux niveaux de résolution différents ne se correspondent pas. Si l'on fait varier la taille des cubes élémentaires lors d'une même passe de l'algorithme, l'isosurface obtenue sera généralement non jointive,

- la détection des structures est tributaire de la résolution choisie : lorsque l'on augmente la taille des cubes, un même cube peut englober les données de deux structures dont la proximité est inférieure à la résolution du cube. C'est le cas dans la partie en bas à droite de la Figure 45, où la résolution importante induit une détection commune de deux calculs. C'est un cas néanmoins négligeable en lors d'une utilisation clinique car le choix d'une telle résolution n'est pas viable pour segmenter des structures anatomiques (le niveau de détail est bien trop faible). De plus, en TDM particulièrement, lorsque la résolution d'un cube est bonne (de l'ordre de deux ou trois voxels de côté), si deux structures de forte intensité sont physiquement aussi proches, leur frontière est généralement non distinguable dans l'image.

4.2.4 Limites et évolutions de l'algorithme

Certains cas souffrent d'ambiguïtés dans la création de l'isosurface. La Figure 47 illustre l'un des cas où l'on doit choisir si le contour passe au travers du cube (cas joint, à droite sur la figure) ou s'arrête sur les bords du cube (cas disjoint, à gauche sur la figure),

correspondant au cas n°3 de la Figure 46. Cet exemple illustre les limites de l'approximation de l'isosurface : dans beaucoup de cas, plusieurs façons de représenter l'isosurface sont possibles.

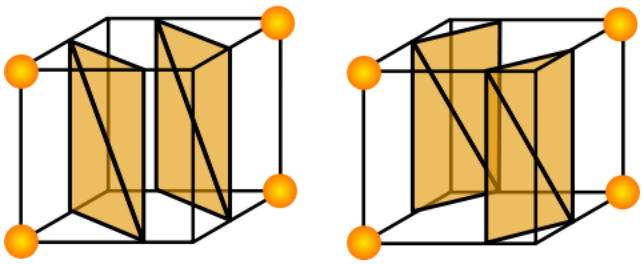

Figure 47 : Exemple d'ambiguïté dans les marching cubes.

Dans certains cas, des « trous » peuvent apparaître dans le calcul de l'isosurface [20]. C'est le cas avec deux cubes de configuration 6 et 3, partageant une face commune. Cet exemple est illustré dans la Figure 48 : un trou est généré entre les deux cubes illustrés et partageant une face commune.

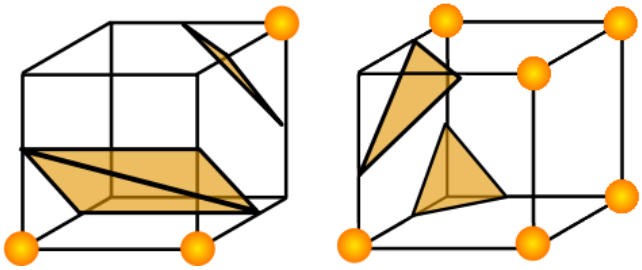

Figure 48 : Problème de choix des faces.

Les faces présentant des ambiguïtés sont définies comme ayant deux côtés opposés de même ”marquage” (inférieur ou supérieur a l'isosurface) et de marquages opposés aux deux autres côtés. Ces cas arrivent dans les cubes de type 3, 6, 7, 10, 12 et 13, tels que numérotés dans la Figure 46. Sur ces faces définies comme ambigües, ils montrent que les deux portions d'isosurface se comportent comme des hyperboles si l'on interpole de façon bilinéaire les valeurs des sommets en tout point de la face et testent la valeur de l'interpolation bilinéaire au point d'intersection de leurs asymptotes. Si la valeur en ce point est plus grande que le niveau N de l'isosurface, les deux portions d'isosurface sont alors connectées. Ce cas de figure, problématique lorsqu'il apparaît, reste néanmoins rare dans la pratique et peut être ignoré dans la majorité des applications.

Dans certains cas, à savoir les types 3, 4, 6, 7, 10, 12 et 13 de la Figure 46, une ambiguïté interne au cube existe, qui impose de choisir de joindre ou non des faces opposées [21]. La Figure 49 illustre ce problème sur le cas numéro 4. Pour pallier cette difficulté, une méthode similaire à celle de [20] est appliquée au cas 3D. En tenant compte des ambiguïtés internes à un cube et entre cubes connexes et en regroupant certains cas par symétrie, un total de 31 cas génériques sont référencés [22].

Néanmoins, alors que la stratégie de triangulation proposée dans l'algorithme originel est simple, en tenant compte des différents cas d'ambiguïté, la triangulation devient plus complexe. Dans la proposition de triangulation proposée dans [22], le cas 2 requiert un minimum de 8 triangles (avant lissage de la surface), contre 2 dans l'algorithme d'origine. Sur une image complète de cerveau, leur méthode génère 693.000 triangles, contre 167.000 avec la méthode de triangulation classique. Ce plus grand nombre de triangles augmente le temps de calcul et l'utilisation mémoire et peut ralentir la visualisation par une plus grande complexité à l'affichage. Dans cet exemple, seules douze configurations nommées « tunnel » (du même type que le cas de droite de la Figure 49) ont été recensées. Cela confirme la remarque originelle concernant les cas ambigus : l'algorithme proposé par Lorensen et Cline [7] ne traite pas tous les cas topologiquement possibles et fait implicitement des choix dans le calcul de l'isosurface; cependant ces cas restent rares et demandent un effort calculatoire beaucoup plus important.

Le choix de l'implémentation des marching cubes devra donc dépendre des objectifs du calcul d'isosurface : l'algorithme originel [7] est suffisant dans la majorité des cas. Il est rapide à calculer et génère peu de triangles, ce qui permet un affichage rapide, alors que les algorithmes tentant de corriger les problèmes de topologie sont plus lents à calculer et à afficher et génèrent une isosurface plus fournie en nombre de triangles, mais également plus précise et plus juste.

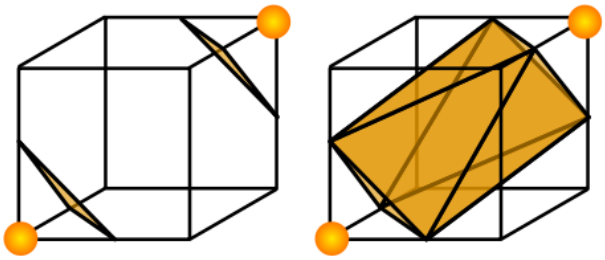

Figure 49 : Choix de connexion des faces opposées.

4.2.5 Isolation d'un volume par marching cubes

L'algorithme des marching cubes est donc un algorithme purement local, qui identifie l'isosurface par morceaux successifs. Lors de son utilisation, par exemple pour reconstruire les structures osseuses ou des structures denses comme des calculs rénaux, le résultat de l'algorithme est l'ensemble des frontières de ces structures, sans pouvoir dire combien de structures ont été délimitées. Il n'est donc pas rare que le résultat de l'algorithme soit les contours de plusieurs calculs, ou l'ensemble des os de l'examen.

De plus, l'algorithme ne tente pas de « fermer » les contours obtenus lorsque la structure n'est pas entièrement incluse dans l'image, ou lorsque les bornes imposées à la segmentation n'incluent pas totalement cette structure.

Il n'est donc pas possible, dans l'état actuel, de garantir que l'on a une seule structure délimitée, ni que cette structure l'est complètement, ce qui empêche de déterminer la

structure ou sa volumétrie. La Figure 43 illustre ce phénomène : la reconstruction inclue tous les os visibles dans l'examen, mais aussi les calcifications du rein, de la vessie et de la sonde JJ reliant les deux.
Le système d'initialisation de la reconstruction par marching cubes développé dans PTM3D est présenté en section 8.3.

Pour être capable d'isoler une structure à l'aide de l'algorithme des marching cubes, nous avons développé, durant mon travail de thèse, une méthode en deux étapes :

- une méthode interactive, qui permet à l'utilisateur d'obtenir le résultat des marching cubes sur une coupe donnée et de choisir manuellement, lorsque plusieurs isosurfaces passent par cette coupe, celle qui délimite la structure d'intérêt,

- une évolution de l'algorithme des marching cubes permettant de construire une isosurface unique.

4.2.6 Méthode interactive d'initialisation des marching cubes

L'algorithme des marching cubes est très faiblement interactif : à partir d'une valeur d'initialisation et éventuellement des bornes sur le volume de voxels à traiter, le traitement se fait sans intervention de l'opérateur pour permettre d'isoler une structure particulière dans la reconstruction, nous avons développé une méthode visuelle aidant au choix de la valeur frontière.

A partir du choix initial de cette valeur, l'algorithme des marching cubes va être appliqué en 2D pour la coupe courante et afficher son résultat sous forme simplifiée : lorsque l'isosurface passe par un des cubes définis par l'algorithme, il est matérialisé par une surface colorée par-dessus les données de l'examen. Tant que ce résultat partiel ne convient pas à l'utilisateur, il peut changer la valeur initiale et voit en temps réel l'évolution du résultat. Une fois la valeur désirée obtenue, l'utilisateur sélectionne un des cubes matérialisés pour le marquer comme point de départ de l'algorithme et lance le calcul définitif de l'isosurface.

La Figure 50 illustre les résultats de la méthode interactive :

- en haut à gauche, la zone verte représente l'ensemble des "cubes" englobant l'isosurface de valeur 1000; les cubes sont de taille 6x6x6 voxels,

- en haut à droite, les cubes sont de dimension 2x2x2 voxels, la valeur est toujours à 1000,

- en bas, les cubes sont de dimension 2x2x2 voxels, la valeur a été définie à 1400.

Après avoir obtenu l'image du bas de la Figure 50, l'utilisateur va cliquer sur l'un des contours verts, puis lancer la reconstruction. Le résultat est illustré dans la Figure 51.

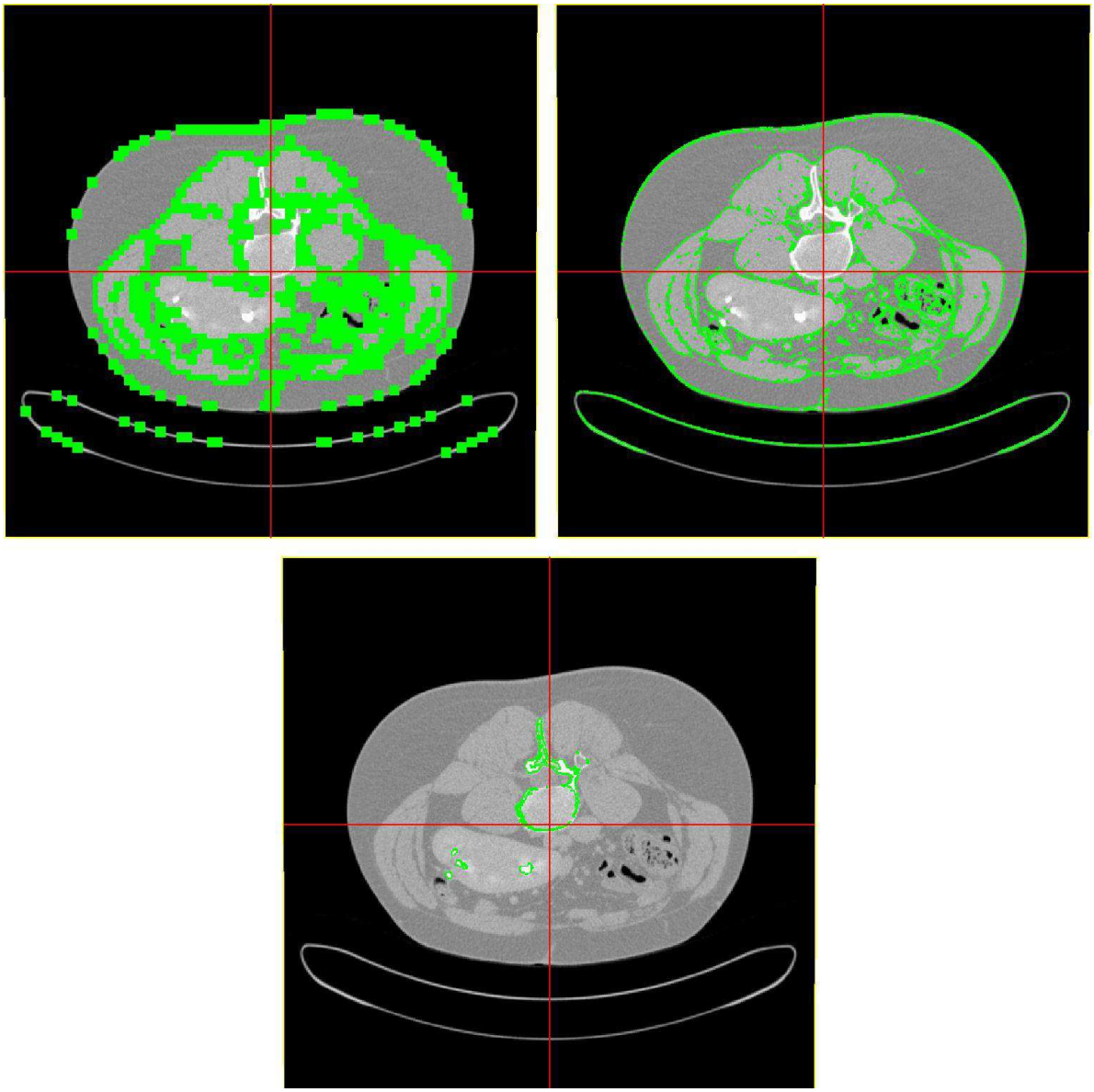

Figure 50 : Différents choix de paramètres pour les marching cubes interactifs.

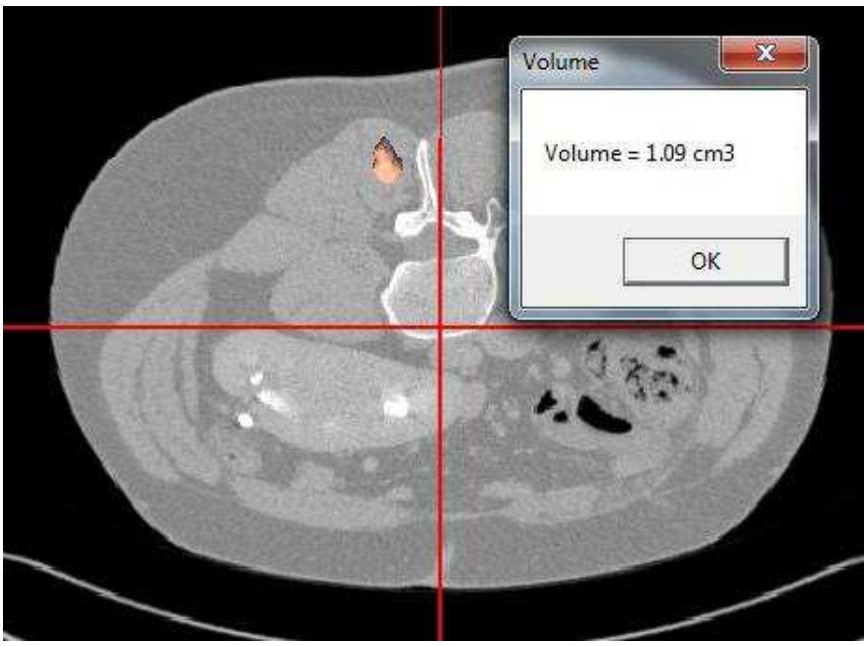

Figure 51 : Reconstruction par marching cubes après sélection du contour.

A l'aide de cette nouvelle méthode interactive, il est désormais possible d'isoler un volume précis lors de la reconstruction, notamment pour mesurer son volume. Cette méthode permet de cumuler les avantages des marching cubes, tels que la rapidité de calcul ou le choix de l'échelle de reconstruction, avec les apports d'une segmentation de région d'intérêt unique.

Par ailleurs, cette méthode apporte un gain de temps dans le processus de reconstruction : dans la version originelle, le contrôle effectué par l'utilisateur se fait uniquement après la fin de l'algorithme des marching cubes, sur la visualisation 3D du résultat. Ce contrôle « tardif » pose un éventuel problème lorsqu'il faut répéter plusieurs fois l'intervention avant de trouver la valeur donnant un résultat correct, ou lorsque l'algorithme est utilisé sur des données volumineuses. En permettant à l'utilisateur de contrôler un résultat partiel de l'exécution des marching cubes, l'utilisateur peut éviter plusieurs reconstructions complètes inutiles, gagnant ainsi du temps.

Lorsque l'on calcule l'isosurface passant par un cube donné, un certain nombre de configurations sont possibles (15 dans la version originelle), comme expliqué précédemment.

Pour chacun de ces cas, on peut définir les voxels adjacents dans lesquels on peut trouver la suite de l'isosurface. Pour le cas 1, les voxels avant, gauche et bas contiendront la continuité de l'isosurface passant par ce cube.

La Figure 52 illustre les faces par lesquelles « sort » l'isosurface, dans les 15 cas de base. De façon générale, si une face présente une valeur inférieure et une valeur supérieure à celle de l'isosurface, alors l'isosurface traverse cette face.

Le cube de cet exemple et le cube à sa gauche partagent une face commune. Si cette face présente au moins une valeur inférieure à celle de l'isosurface et au moins une valeur qui lui soit supérieure, alors l'isosurface passe par cette face, donc par les deux cubes.

Pour utiliser cette propriété, il suffit d'agréger itérativement les voisins des cubes que l'on sait traversés par l'isosurface, jusqu'à avoir trouvé l'ensemble de ces cubes. L'algorithme des marching cubes est ensuite exécuté normalement sur cet ensemble de cubes retenus pour la segmentation. Le détail de l'algorithme est présenté en annexe A.

La méthode présentée ici et illustrée pour les 15 cas de base des marching cubes, est utilisable avec les évolutions de calcul de l'isosurface présentées précédemment, avec certaines restrictions. Dans ces évolutions, certains cas de base présentant des ambiguïtés sont découpés en plusieurs sous-classes. La Figure 47 illustre deux choix possibles pour un même cas de base (le cas n°3). Quel que soit le résultat retenu, l'isosurface traverse les mêmes faces, le critère précédent (valeur supérieure, valeur inférieure sur une même face) n'ayant pas changé.

De même, pour les figures Figure 48 et Figure 49, les faces traversées par l'isosurface ne changent pas.

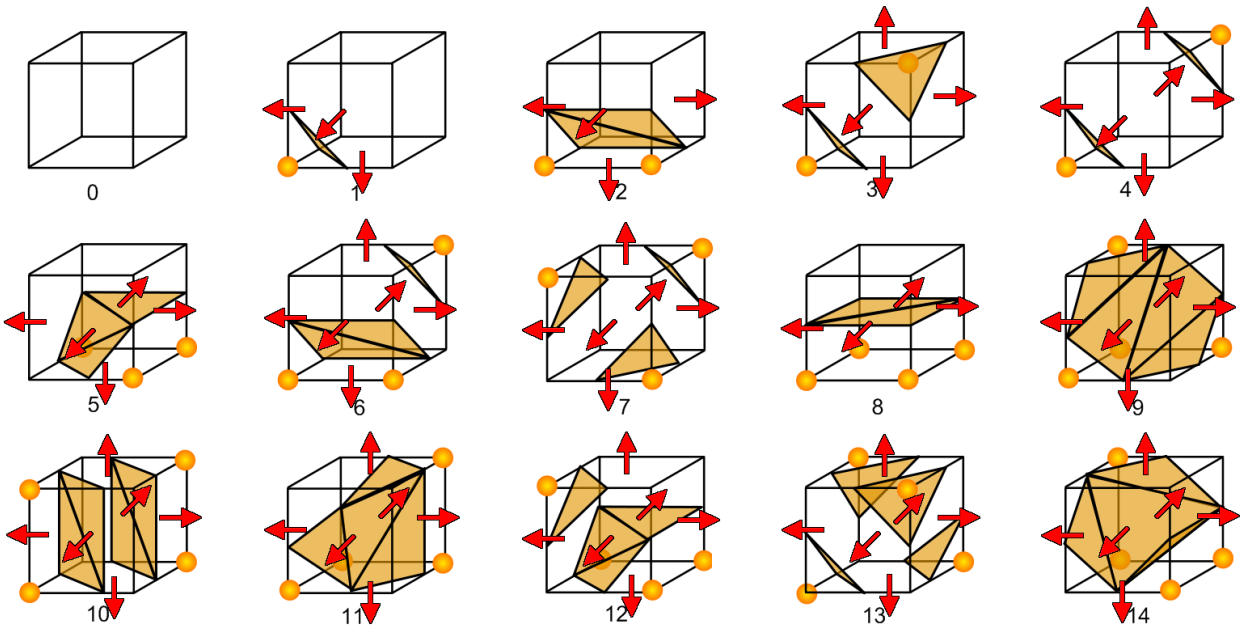

Figure 52 : Faces traversées par l'isosurface dans les 15 cas des marching cubes.

En revanche, la méthode présentée ici n'évalue pas, pour un cube donné, si une ou plusieurs surfaces traversent ce cube. Cela signifie, pour le cas ambigu présenté en Figure 49, que notre méthode considérera dans les deux cas (faces connectées ou déconnectées) que l'isosurface continue de part et d'autre du cube, alors qu'il y a ambiguïté sur l'appartenance ou non d'une des deux faces à notre isosurface dans le cas déconnecté.

Pour remédier à ce problème, il est nécessaire de compléter l'algorithme pour prendre en compte la face de « provenance » lors du parcours des cubes adjacents à un cube donné,

pour déterminer quelle face est concernée par le parcours. Nous n'avons pas développé cet aspect car dans nos applications, à savoir principalement la reconstruction d'images médicales, les reconstructions par marching cubes ont besoin d'une bonne précision pour être utilisables en contexte clinique, aussi la résolution choisie n'excède que très rarement une résolution de (3x3x3) voxels. Dans l'ensemble de nos expériences, deux structures ayant la même valeur d'isosurface étaient toujours distantes de plus de trois voxels.

Les performances de cette nouvelle méthode ne sont pas directement comparables à celles des marching cubes originels. Les performances de l'algorithme originel sont linéairement proportionnelles au nombre de cubes à traiter, alors que celles de la méthode proposée ici dépendent du carré du nombre de cubes par lequel passe l'isosurface. Dans le premier cas, une reconstruction d'une crête iliaque nécessite environ deux secondes de calcul (en fonction de la boîte englobante sélectionnée) et la reconstruction de l'ensemble des structures anatomiques nécessite moins de 30 secondes de calcul.
Avec le nouvel algorithme, la reconstruction de la crête iliaque nécessite moins d'une seconde de calcul, et l'ensemble des structures anatomiques requiert environ quatre minutes. Le nouvel algorithme est donc moins performant sur les reconstructions comportant des grandes isosurfaces, mais permet d'isoler un volume unique, ce que l'algorithme originel ne permet pas. L'utilisation de la nouvelle méthode toutefois n'a pas modifié de façon perceptible par l'utilisateur le temps de calcul sur des reconstructions de lésions, telles que des calculs rénaux.

4.3 Les contours actifs

L'algorithme des contours actifs, connu comme « snakes » ou « active contours »[16] dans la littérature anglaise, fut introduit en 1988 dans [6]. Son principe consiste à faire évoluer les points d'une courbe, éventuellement fermée, soumise à une force (ou énergie) en chacun de ses points, de façon à minimiser cette force le long de la courbe.

La force appliquée en chaque point est généralement divisée en trois composantes :

- une force externe E_{ima}, associée à l'image, qui tend à déplacer la courbe vers les zones d'intérêt de l'image (par exemple, les zones à fort gradient),

- une force interne au contour E_{int}, qui contrôle son apparence selon un critère de régularité ou un apriori sur la forme du contour,

- une force externe E_{con}, plus rarement présente, représentant une contrainte imposée au contour, pour le faire tendre vers une forme prédéterminée, ou le faire passer par un point particulier.

[16] Les « snakes » et « contours » distinguent des contours respectivement ouverts et fermés. Les « contours » sont donc des « snakes » ayant une contrainte supplémentaire, celle d'avoir un point de départ et un point d'arrivée confondus.

Ces trois forces sont pondérées en fonction des objectifs de la reconstruction. Un fort coefficient peut être affecté à la force E_{ima} et un plus faible à E_{int} pour favoriser la précision d'une reconstruction. Au contraire, un plus fort coefficient peut être affecté à E_{int} qu'à E_{ima} pour limiter l'influence du bruit dans une image.

Les contours actifs trouvent des applications dans des domaines très variés. Ces applications comprennent notamment :

- la segmentation de régions d'intérêt dans une image. Ces applications sont les plus nombreuses, particulièrement dans le domaine de l'imagerie médicale. Dans [23], une combinaison de méthode par contour actif et par forme active (« active shape ») permet, après une initialisation manuelle, de délimiter le ventricule gauche dans des images échographiques. Dans [24], les contours actifs sont utilisés pour segmenter des tumeurs hépatiques dans des images échographiques,

- le recalage d'images monomodales ou multimodales. Dans [25], un modèle de contours actifs est utilisé pour créer un recalage entre images radiologiques de plusieurs patients. Dans [26], les contours actifs sont utilisés à la fois pour la segmentation et le recalage; les applications proposées sont la segmentation et le recalage de la surface de la peau dans des images d'IRM cérébrale et la segmentation de vertèbres et le recalage multimodal entre IRM et scanner à rayons X,

- le suivi de mouvement dans des séquences d'images. Dans [27] et [28], les contours actifs sont utilisés pour détecter et suivre des expressions faciales, qui sont reproduites sur un avatar 3D. Dans [29], l'utilisation de contours actifs permet de suivre le mouvement des véhicules sur des routes à plusieurs voies.

Le dernier type d'application utilise spécifiquement la méthode d'évolution dynamique du contour actif pour suivre un objet en mouvement dans une vidéo, en se servant du contour correspondant à la dernière position connue de l'objet comme contour de départ.

Ces différents exemples montrent à quel point les contours actifs sont utilisés dans un grand nombre d'applications et sur des images ayant des propriétés très variables. Chacune de ces applications définit un ensemble de forces permettant de résoudre spécifiquement le problème rencontré.

La Figure 53 donne un exemple de segmentation par contours actifs.

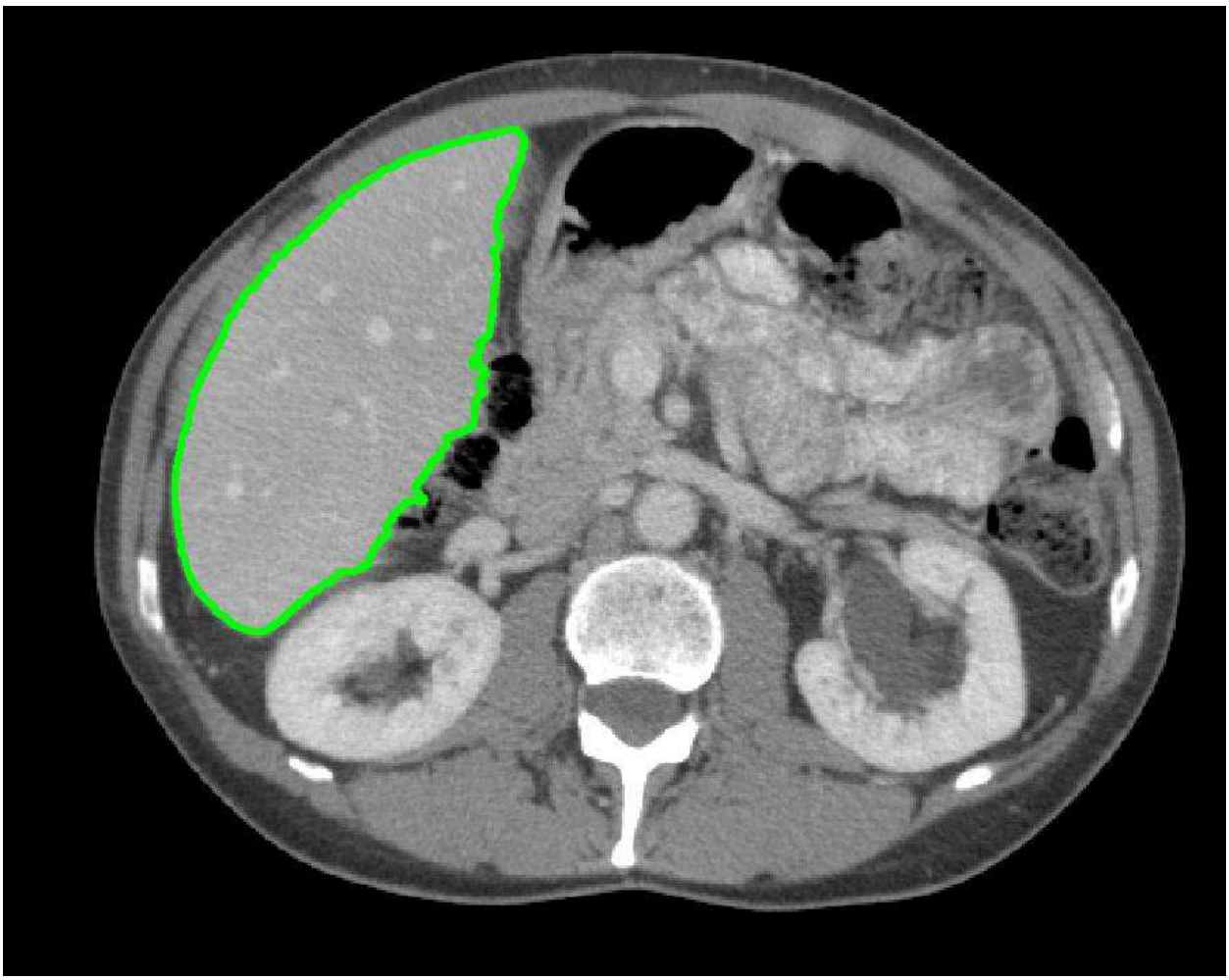

Figure 53 : Un exemple de segmentation par contours actifs.

L'interactivité des contours actifs s'exprime par le choix du contour de départ, par le choix des paramètres de convergence de l'algorithme, ou par la définition, durant la convergence, d'attracteurs ou de répulseurs [6].

4.3.1 Description de l'algorithme des contours actifs

On considère une image 2D discrète, dans laquelle on souhaite faire évoluer un contour défini, en notation paramétrique, par $v(s) = \big(x(s), y(s)\big), s \in [0, 1]$. L'énergie associée à ce contour est définie dans [6] comme :

$$E_{total} = \int_0^1 E_s\big(v(s)\big)\, \partial s = \int_0^1 E_{int}\big(v(s)\big) + E_{ima}\big(v(s)\big) + E_{con}\big(v(s)\big)\partial s$$

Dans cette équation, l'énergie interne E_{int} est définie par :

$$E_{int} = \alpha(s)\left|\frac{\partial v}{\partial s}\right|^2 + \beta(s)\left|\frac{\partial^2 v}{\partial s^2}\right|^2$$

où $\alpha(s)$ détermine l'élasticité du contour (sa propension à s'étendre) et $\beta(s)$ sa rigidité (sa propension à se courber).[17]

En augmentant la valeur de $\alpha(s)$, on favorise un contour à l'aspect tendu, par l'augmentation de son énergie interne, alors qu'en la diminuant, on rend ce même contour moins sensible à l'étirement, voire, lorsque $\alpha(s) = 0$, l'étirement n'a pas d'effet sur le comportement du contour et l'on obtient potentiellement un contour à l'aspect beaucoup plus lâche.

De façon analogue, en augmentation la valeur de $\beta(s)$, on pénalise le renforcement de courbes dans notre contour, alors qu'une faible valeur de $\beta(s)$ ne changera pas son comportement.

En faisant varier les valeurs de $\alpha(s)$ et de $\beta(s)$, on contrôle la propension du contour à s'adapter à différents types de formes. Ces deux paramètres sont intéressants lorsque l'on veut limiter l'influence du bruit d'une image, le paramètre $\beta(s)$ ayant tendance à lisser le contour, alors que le paramètre $\alpha(s)$ limitera son élongation. La précision du contour sera néanmoins limitée si ces valeurs sont trop grandes, car E_{int} prendra de l'influence par rapport à E_{image}.

4.3.2 Représentation de l'énergie associée à l'image

L'énergie E_{image} a pour objectif de faire tendre le contour actif vers la frontière des régions d'intérêt (RoI) dans une image donnée. Contrairement à E_{int}, le calcul de E_{image} dépendra principalement de l'image et de la ou les RoI que l'on souhaite délimiter. Dans [6], les auteurs décrivent plusieurs forces permettant de contrôler le contour :

- E_{line}, est une force qui prend simplement la valeur I(x, y) de l'image. En fonction du signe de ω_{line} pondérant E_{line}, le contour sera donc attiré vers les lignes claires ou sombres de l'image.

- E_{edge}, est une force qui a pour but d'attirer le contour vers des zones de fort gradient. En posant $E_{edge} = \omega_{edge}|\nabla I(x,y)|^2$, le contour est attiré vers des zones de l'image à fort gradient.

- E_{term}, est une force dont l'objectif est de mettre en valeur les terminaisons de lignes et segments, de façon à détecter des portions d'un même contour incomplet dans l'image.

[17] Suivant la source bibliographique retenue, E_{int} peut varier d'un facteur 2. Ce facteur n'a pas d'importance car le choix de $\alpha(s)$ et $\beta(s)$ étant empirique, il suffit de faire varier α et β d'un facteur 2 pour retrouver les mêmes résultats.
Souvent, $\alpha(s)$ (resp. $\beta(s)$) est considéré comme constant sur l'ensemble du contour et est noté α (resp. β). Ce cas, bien qu'étant le plus fréquemment retrouvé, est un cas particulier de calcul de l'énergie interne du contour.

- E_{stereo}, est une force dont la valeur croît lorsque la disparité entre deux contours $v_L(s)$ (gauche) et $v_R(s)$ (droite) augmente, de façon à favoriser des contours similaires dans des images issues de deux capteurs proches (dites images stéréoscopiques).

Ces différentes forces peuvent être combinées pour donner E_{image}.

Ces quatre exemples illustrent le grand éventail de choix d'énergies internes. Le choix de la fonction ou de la combinaison de fonctions d'énergie dépendra entièrement du type d'image et de la région d'intérêt à extraire de cette image.

Dans [30] une méthode de calcul de l'énergie interne appelée Gradient Vector Flow (GVF) est proposée, qui permet d'attirer le contour actif vers la région d'intérêt depuis une distance sensiblement supérieure aux énergies proposées ci-dessus. Le GVF se présente sous la forme d'un champ vectoriel qui va attirer chaque point du contour actif vers la bordure de la zone d'intérêt. En simplifiant, on peut voir le GVF comme une carte de distance d'un point quelconque à l'objet, le champ vectoriel s'orientant de façon à minimiser cette distance.

4.3.3 Contraintes appliquées au contour actif

En plus de l'énergie E_{int} interne au contour et E_{image} donnée par l'image, l'énergie E_{con} associée au contour peut se voir ajouter une troisième composante, représentant des contraintes externes que l'on veut imposer au contour. Compte-tenu de la nature dynamique des contours actifs, les contraintes externes peuvent être ajoutées dynamiquement lors de l'évolution du contour, ou simplement être imposées avant l'exécution de l'algorithme.
Voici quelques exemples :

- un ressort d'énergie $E_{ressort} = -k(x' - x)^2$ attaché en un point du contour et un point fixe de l'image, ou entre deux points du contour, est un exemple de contrainte,

- un point d'énergie $E_{repulsion} = \frac{1}{r^2}$ aura tendance à éloigner le contour actif. Un tel système peut être utilisé pour sortir le contour actif d'un minimum local,

- dans [31], une force $E_{ballon} = k\vec{n}(s)$, normale au contour en tout point, est utilisée pour forcer le contour à s'étendre comme le ferait un ballon que l'on gonfle.

Ici encore, le choix de l'énergie ou de la combinaison d'énergies composant E_{con} dépendra des objectifs de la détection par contour actif.

4.3.4 Limites de l'algorithme

L'algorithme des contours actifs nécessite donc trois types d'interactions de la part de l'utilisateur :

- le dessin d'un contour de départ à main levée, représentant globalement la région d'intérêt,

- la définition de paramètres permettant de définir le comportement général et la convergence du contour actif,

- la supervision en temps réel du déroulement de la phase de convergence, par exemple en ajoutant des contraintes sur les points de passage du contour.

De par son mode de fonctionnement qui peut dans le cas le plus simple (E_{ima} seul) s'apparenter à une ligne de niveau, cet algorithme est bien adapté lorsque la région d'intérêt à segmenter est bien homogène, ou simplement lorsque sa frontière est de valeur constante, lorsque le contour initial est proche de cette frontière. Dans le cas contraire, il est possible de le contour délimite une structure qui soit interne à la région d'intérêt, ou qu'elle détecte une région plus grande dans laquelle la région d'intérêt est incluse. Il a été discuté [32] que dans le cas des images radiologiques il n'existait pas de méthode ou de paramétrage parfaitement adapté et que le l'interaction de l'opérateur influençait beaucoup le résultat de la segmentation.

L'implémentation de l'algorithme de contours actifs dans PTM3D utilise deux paramètres permettant de définir le comportement et la convergence du contour :

- la valeur cible V_{cible}, correspondant à la valeur de niveau de gris qui attirera le contour. Cette valeur contrôle une force de type E_{line} lors de l'évolution du contour avec $E_{line} = 0$ lorsque $I(x, y) = V_{cible}$,

- le rayon de convergence R_{conv}, qui détermine la vitesse d'évolution de chaque point du contour.

Le détail de cet algorithme est présenté en section 8.2.

4.3.5 Nouvelle méthode d'initialisation semi-automatique

Durant mon travail de thèse, nous avons développé une nouvelle méthode interactive, permettant de définir un contour de départ et les paramètres V_{cible} et R_{conv} associés par un clic de souris. Lorsque l'utilisateur clique à l'aide de la souris sur un voxel appartenant à l'intérieur de la région d'intérêt, les paramètres suivants sont déterminés :

- le point intérieur p_i est défini comme le voxel sur lequel l'utilisateur a cliqué,

- le point extérieur p_e est déterminé à l'aide des gradients de l'image le long des axes X et Y passant par le point p_i. Cette étape est détaillée ci-après,

- les valeurs de V_{cible} et R_{conv} restent calculées normalement à partir de p_i et p_e et le reste de la segmentation se déroule de la même façon.

L'objectif est d'obtenir des valeurs de p_i et p_e similaires à celles choisies par l'utilisateur lors d'une initialisation manuelle, ainsi qu'un résultat de segmentation équivalent.

La méthode que nous avons développée consiste à utiliser les valeurs des voxels selon des axes se croisant au point p_i et à identifier les frontières de l'organe pointé en utilisant les valeurs de niveau de gris le long de ces axes.

Les étapes de l'algorithme sont alors les suivantes :

- à partir du point p_i, on choisit une ou plusieurs droites dans l'image passant par ce point,

- pour chacune de ces droites, on identifie les suites de gradients de même signe, appelés par la suite pentes,

- on identifie la position de p_i dans chacune de ces droites et on cherche, autour du point p_i, une pente significative,

- à partir de cette pente, on détermine une valeur possible de p_e.

La recherche de p_e se fait donc par identification d'une pente susceptible de marquer la frontière entre l'organe et le milieu extérieur, le long de droites passant par p_i.
Les points-clé de l'algorithme, étant donné p_i, sont les suivants :

1) Le choix des droites passant par p_i est réalisé arbitrairement. Une seule droite peut suffire, mais en prendre plusieurs permet de mieux trouver une pente significative à l'étape 3). Dans la pratique, les lignes horizontale et verticale sont les plus simples à extraire, ainsi que la première et seconde diagonale passant par le point p_i. Choisir d'autres droites demandera d'interpoler leurs valeurs à partir de celles de l'image.

2) La détermination des gradients le long de ces droites nécessite de filtrer l'image. Une image bruitée présentera beaucoup trop de gradients différents, ce qui nuirait à l'identification de la pente lors de l'étape 3). Les gradients de trop faible amplitude doivent donc être éliminés, pour ne garder que les gradients significatifs, soit par leur amplitude, soit par le nombre de voxels qui les composent.

3) L'identification d'une pente en tant que bordure de la région d'intérêt. Ce choix peut être fait en fonction de l'amplitude de la pente, de sa longueur, du rapport

pente/longueur, ou d'autres critères plus complexes. La pente retenue devra être choisie parmi toutes les droites retenues à l'étape 1).

4) le choix de p_e à partir de cette pente. On pourra choisir p_e comme le point extrême de la pente, ou comme un point intermédiaire sur cette pente. Le critère important est avant tout la valeur de R_{conv} qui en sera calculée, qui va attirer le contour vers des pixels ayant cette valeur. si R_{conv} est trop proche des valeurs intérieures à la région d'intérêt, le contour risque de ne pas être correctement attiré vers sa bordure.

Le détail de l'algorithme d'identification est donné en annexe C, pour assurer la clarté de l'explication.

Dans notre implémentation, nous avons retenu les choix suivants :

1) Les droites retenues sont la ligne et la colonne passant par p_i. Ce choix permet d'avoir quatre directions de recherche d'une frontière de l'organe (haut, bas, gauche, droite), ce qui est suffisant pour la suite de l'algorithme et ces droites sont faciles à extraire de l'image.

2) Les valeurs sur les droites ne sont pas filtrées, mais après une première identification des pentes, celles de trop faible longueur sont fusionnées (longueur minimum 3 pixels). Cette fusion permet d'éliminer le bruit dans la liste de pentes.

3) Parmi les voisins directs de la pente sur laquelle se situe p_i, sur l'ensemble des lignes retenues à l'étape 1), celle présentant la plus forte pente (c'est à dire le rapport dénivelé / longueur le plus grand) est retenue.

4) p_e est choisi comme étant le pixel ayant la valeur la plus basse si la pente est décroissante depuis p_i et la plus haute sinon. R_{conv} est alors calculé comme la distance entre Vp_i et Vp_e, les valeurs associées à p_i et p_e, comme précédemment.

La représentation décrite ici ne prend pas en compte la notion de « plateau » dans les valeurs mais seulement de « pente ». Ce choix a été fait pour obtenir un algorithme aussi simple que possible du point de vue de la représentation des voxels le long d'un axe. Il est justifiable dans le fait que l'identification de la pente extérieure se fait par évaluation de la quantité de dénivelé d'une pente, quantité qui est peu modifiée lorsque l'on ne représente pas de plateau.

Tous les plateaux que l'on aurait représentés font ici partie de l'une ou l'autre des pentes adjacentes.

La Figure 54 illustre le résultat de l'algorithme. En haut, l'image telle que présentée à l'utilisateur : lorsqu'il déplace le curseur sur l'image, les valeurs des voxels selon les deux axes autour de ce point sont affichés (lignes verte et mauve), ainsi que deux points jaunes

sur ces lignes : la position du point actuel p_i et celle du point retenu pour p_e. Sur l'image, deux points rouges 6 représentent les mêmes p_i et p_e. Le cercle bleu représente l'initialisation du contour actif à partir de ces données; il est centré sur p_i et son rayon est défini comme 70% de la distance entre p_i et p_e.
En bas, le résultat du calcul des pentes a été représenté par des flèches rouges. Ce montage correspond au résultat après un filtrage plus important que celui décrit plus haut, par souci de lisibilité de l'exemple.

4.3.6 Expérimentation, validation et résultats

La Figure 55 présente quelques exemples de résultats en utilisant l'initialisation semi-automatique du contour actif. L'image est issue d'un scanner abdominopelvien, après injection de produit de contraste bien absorbé par les reins. Les dimensions d'un voxel dans le plan sont de 0,5mm * 0,5mm. La Figure 55 présente quelques exemples de résultats en utilisant l'initialisation semi-automatique proposée. Elle se décompose en trois séries horizontales comprenant en partie gauche le point sélectionné et en partie droite le résultat de l'initialisation correspondant.

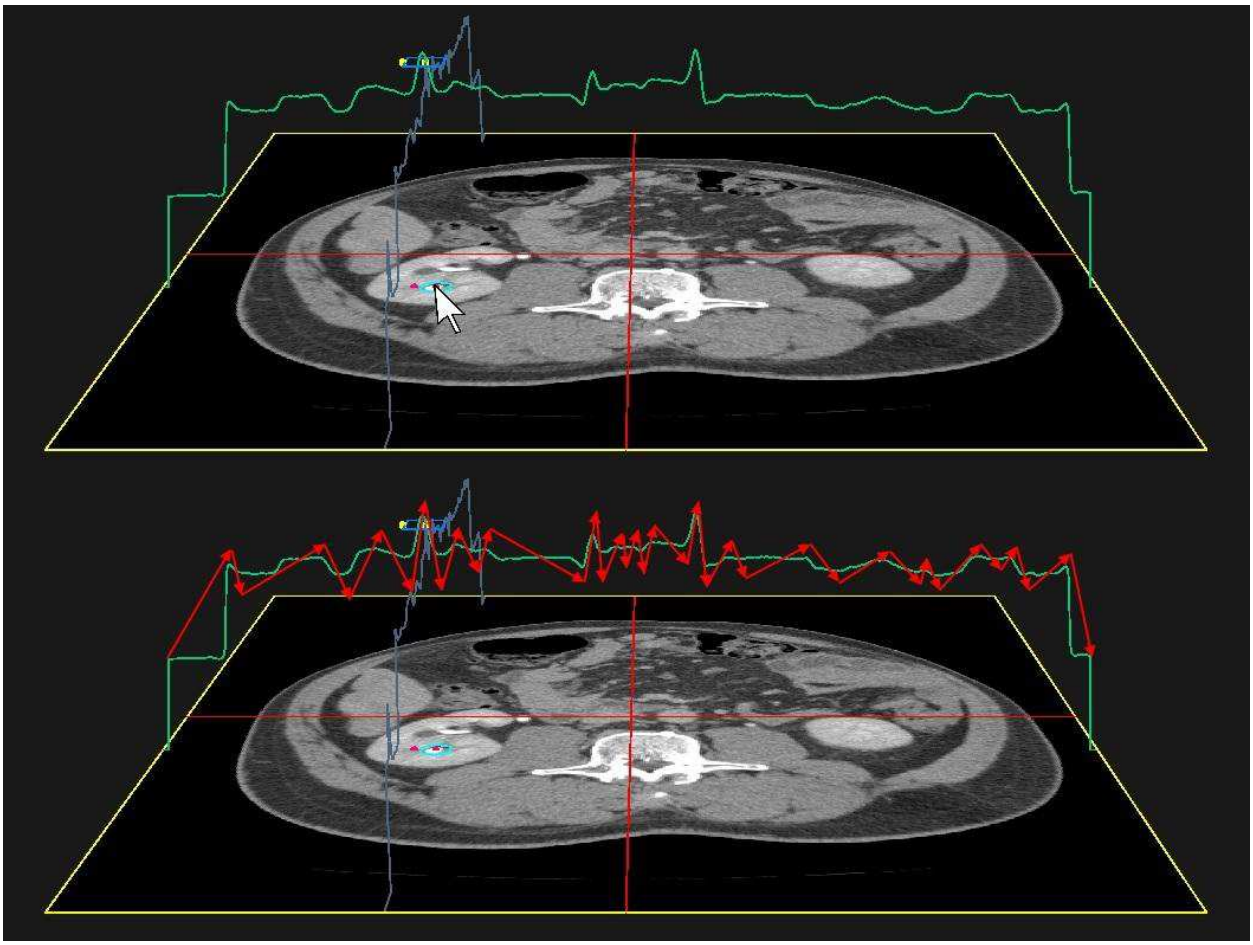

Figure 54 : Calcul des pentes le long d'un axe.

Dans la série du haut, lorsque l'utilisateur a cliqué à l'intérieur de la partie la plus claire (à gauche) correspondant au produit de contraste à l'intérieur du rein, le point extérieur

calculé se trouve à la frontière du parenchyme et le résultat (à droite) correspond à celui attendu et la reconstruction se déroule normalement.
Ce cas illustre les résultats que l'on peut attendre pour les reconstructions d'os et de structures fortement contrastées à l'aide de cette méthode.

Dans la série du milieu, l'opérateur a sélectionné un point du parenchyme et le point extérieur est situé loin au-delà de sa frontière. Ce choix de point extérieur s'explique par la méthode de calcul des pentes qui a fixé dans ce cas la limite entre deux pente à cet endroit
En revanche, le résultat de l'initialisation correspond bien au résultat attendu par l'opérateur.
Selon les cas, le résultat d'une telle initialisation peut être erroné et il faudra alors renouveler l'initialisation à partir d'un autre point.

La série du bas montre le résultat obtenu lorsque l'on clique à l'intérieur d'une cavité calicielle qui apparaît plus sombre que le parenchyme : le point extérieur calculé se trouve dans le parenchyme, et le contour obtenu correspond à nouveau au résultat attendu.

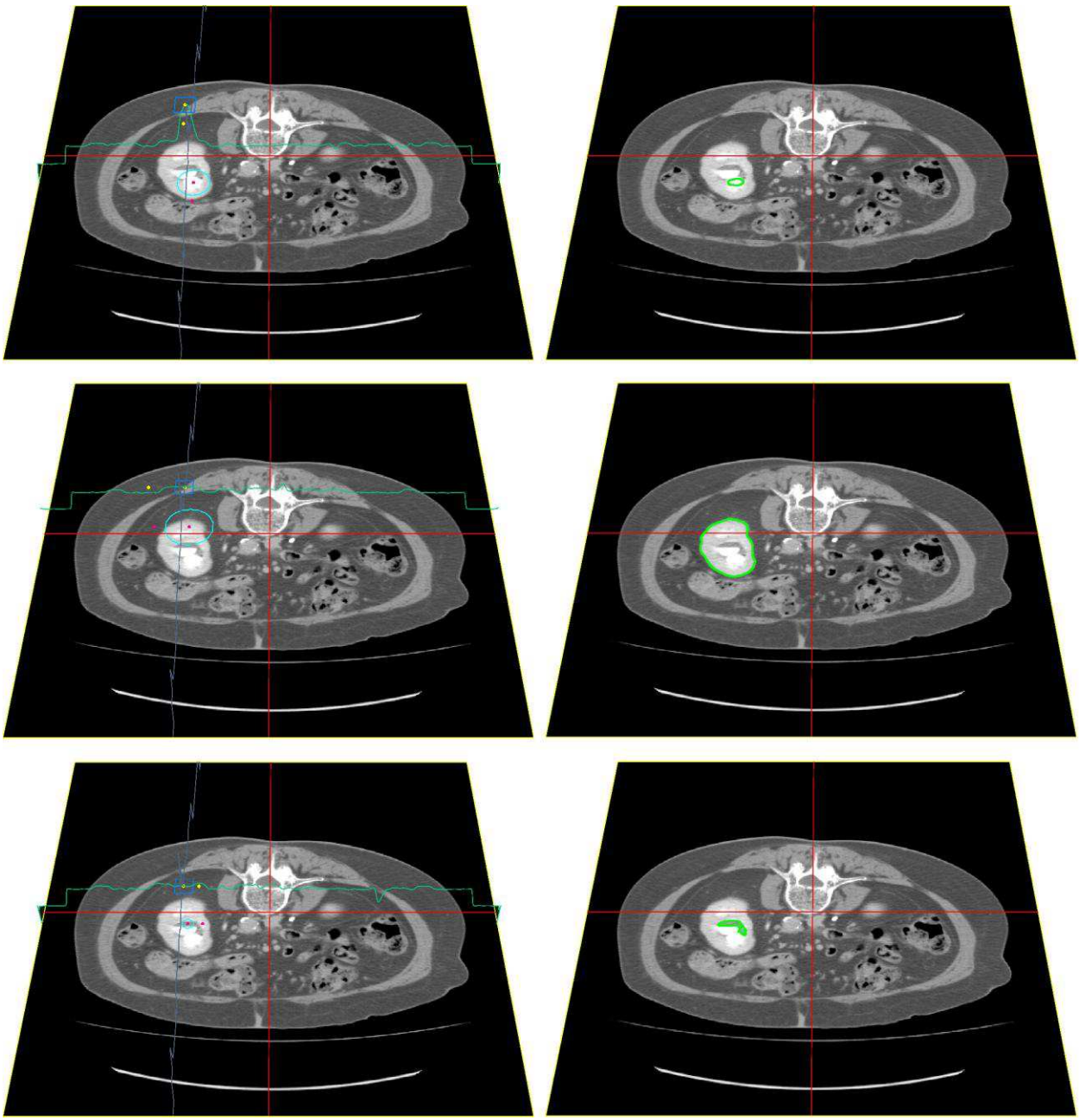

Figure 55 : Exemples de contours après initialisation semi-automatique.

La principale contrainte liée à cette méthode consiste pour l'opérateur à contrôler la bonne identification automatique du point extérieur, qui permettra à l'algorithme de calculer les paramètres de reconstruction optimaux. Ainsi l'interactivité de la méthode permet de limiter les écueils potentiels de la méthode utilisée : en permettant à l'utilisateur d'évaluer en temps réel la détection de la pente optimale, il peut par le biais de choix successifs essayer de trouver le résultat d'initialisation qui semble le mieux convenir à une bonne segmentation. Par la suite, le contour actif résultant est soumis aux mêmes restrictions que sa version à initialisation manuelle, en particulier concernant l'homogénéité des valeurs de la frontière de la région d'intérêt.

Le système a été validé dans un contexte médical, l'opérateur ayant pour tâche la segmentation 3D des mêmes structures comparant ensuite les résultats obtenus par la méthode de contours actifs utilisé habituellement dans PTM3D et la version présentée ici.

Les utilisateurs habitués à l'initialisation manuelle des points intérieur et extérieur ont obtenu des résultats similaires avec la méthode semi-automatique en très peu de temps. Le critère qu'ils retiennent avant tout est la bonne détection du gradient entre la structure à reconstruire et la structure adjacente susceptible de poser problème (c'est à dire présentant un faible contraste).

Les utilisateurs n'ayant jamais effectué de reconstruction par contour actifs ont indiqué leur préférence pour la méthode avec initialisation semi-automatique, après avoir expérimenté brièvement les deux méthodes, car elle leur fournit plus d'information sur le comportement du contour actif après initialisation. La partie affichage de cette méthode leur procure un apprentissage plus rapide de la méthode de reconstruction par contours actifs et des résultats moins aléatoires qu'avec une initialisation manuelle. Les résultats sont discutés au chapitre 10.

4.4 La croissance de régions

La méthode dite de croissance de régions consiste à identifier un ensemble de voxels considérés comme homogènes par agglomération de voxels voisins, en utilisant un critère d'homogénéité prédéterminé.

En partant d'un ou plusieurs points arbitraires, appelé germes, l'ensemble des voxels adjacents remplissant le critère d'homogénéité seront alors considérés comme faisant partie de la région considérée et viendront s'y ajouter.

Originellement, les algorithmes de croissance de régions utilisaient des germes positionnés par l'utilisateur pour réaliser la segmentation. Les méthodes récentes visent à supprimer cette étape de placement manuel, dans le but d'automatiser entièrement le processus. Une segmentation semi-automatique par croissance de régions implique souvent le placement de plusieurs germes.

Les différents algorithmes de croissance de régions se différencient essentiellement selon deux critères :

- le choix de leur critère d'homogénéité et du placement du ou des germes initiaux. A chaque itération, une fonction d'homogénéité calcule le coût de l'ajout d'un pixel à la région considérée, en tenant compte de la connexité. Si ce coût est suffisamment faible, le pixel est alors aggloméré à la région. Au fur et à mesure que la région croît, les paramètres de la région sont recalculés et l'ajout de nouveaux voxels voisins à cette région sera déterminé en fonction de ces nouveaux paramètres,

- le choix de la stratégie de regroupement des régions. Deux interventions autres que l'agglomération peuvent être réalisées sur les régions : diviser une région en deux ou plusieurs sous-régions pour favoriser l'homogénéité de celles-ci (*splitting*), ou au contraire regrouper plusieurs régions possédant des critères d'homogénéité similaires (*merging*). Plusieurs stratégies existent, la plus connue étant baptisé *split and merge* ([33], [34]) et consistant à subdiviser l'image originelle en sous-régions possédant une bonne homogénéité interne, puis à fusionner les régions qui présentent une bonne homogénéité. Cette méthode permet de s'affranchir du choix initial de germes, le classant ainsi parmi les algorithmes de segmentation automatiques.

La méthode de croissance de régions est parfois utilisée directement pour segmenter des structures assez petites et facilement délimitables, par exemple des lésions dans [35] et [36]. Dans [37], une évolution prenant en compte des textures suffisamment uniformes est utilisée pour segmenter des structures cérébrales.

Elle peut aussi être utilisée pour effectuer une segmentation initiale, sur laquelle se baseront des algorithmes plus complexes.

Dans [38], un algorithme de croissance de régions est utilisé comme une étape intermédiaire pour segmenter des images d'échographies. La Figure 56 donne un exemple d'une telle segmentation sur une échographie de rein.

Le type d'interaction disponible avec cette méthode de segmentation consiste généralement à déterminer a priori les germes, dans la méthode classique, ou à guider l'algorithme dans le choix de ses paramètres de segmentation, soit directement [35], soit indirectement en dessinant une boîte englobante dans laquelle se situe la région d'intérêt [38].

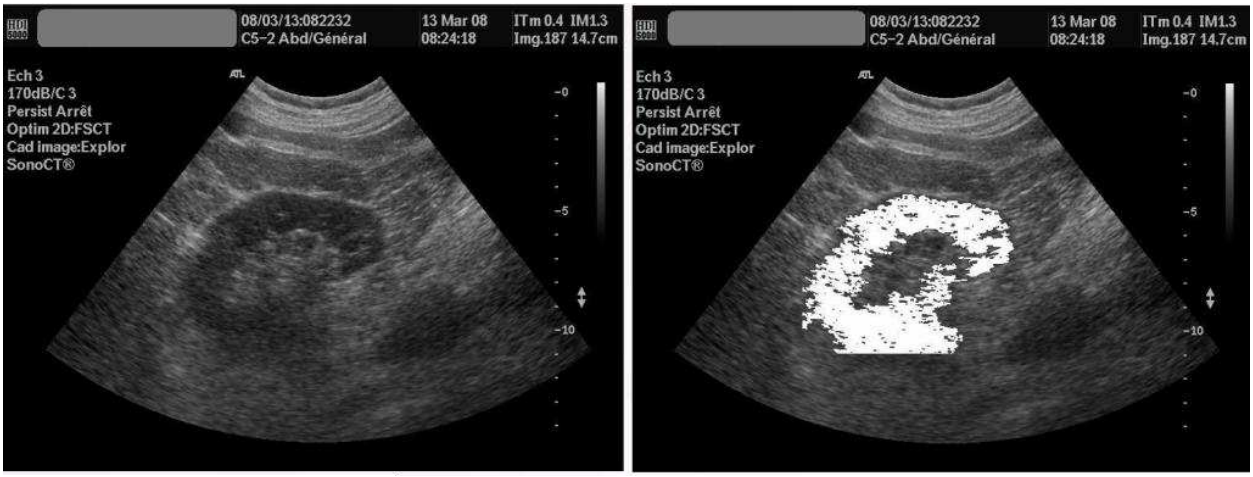

Figure 56 : Un exemple de segmentation utilisant la croissance de régions.

4.5 La ligne de partage des eaux

La ligne de partage des eaux (abrégée LPE, appelée *watershed* en anglais) numérique vise à segmenter l'image en multiples régions par la création de régions autour de minima locaux. La première définition d'un algorithme de LPE donnant de bons résultats est présentée par Vincent et Soille [39].

L'algorithme tire son nom de sa similarité avec la limite géographique séparant deux régions, appelés bassins versants, où les eaux de part et d'autre de cette limite s'écoulent dans des directions différentes.

Dans [39], l'algorithme de la LPE est calculé de la façon suivante :

- à chaque voxel d'une image en niveaux de gris, on associe une information topologique (chaque niveau de gris correspond à une hauteur),
- on immerge ce relief virtuel dans un volume d'eau montant progressivement,
- dès que l'eau atteint un minimum local de l'image, on considère que l'on rencontre un nouveau bassin,
- lorsque deux bassins se rencontrent, le point ou l'ensemble de points de cette rencontre est alors marqué comme faisant partie de la LPE de l'image.

Ce processus est représenté, en 1D, dans la Figure 57, extrait du cours de traitement d'images de Télécom Paristech[18]. La position (a) représente le cas de départ, où le relief représentant l'image est dessiné en rouge au dessus du volume d'eau; (b) représente la première configuration dans laquelle deux bassins se rencontrent, conduisant au marquage d'un point de la LPE; (c) représente la deuxième configuration de rencontre, où les deux premiers bassins en rencontrent un troisième, conduisant à la création d'un deuxième point de la LPE; enfin (d) représente la configuration finale, l'ensemble des points de la LPE étant représentés en gras.

L'algorithme est indifférent au nombre de dimensions de l'image, il ne dépend que de la notion de voisinage : en 1D, un ensemble de points est créé, comme le montre la Figure 57; en 2D un ensemble de lignes est généré et en 3D la LPE est représentée par un ensemble de surfaces. En revanche, la LPE est très sensible au bruit de l'image, qui aura tendance à générer une sur segmentation en raison du grand nombre de bassins de petite taille.

Pour pallier ce problème, on peut filtrer l'image pour tenter de supprimer le bruit, ou adapter l'algorithme pour en tenir compte. Najman et Schmitt [40] proposent d'affecter des valeurs aux différents points de la LPE, selon la profondeur des bassins se rencontrant en ces points. Ainsi, cette LPE valuée crée un partitionnement hiérarchique de l'image et un

[18] http://www.tsi.enst.fr/tsi/enseignement/ressources/mti/lpe2/lpe/lpe.htm

filtrage de la LPE permet de regrouper des bassins dont la LPE est inférieure à un certain seuil.

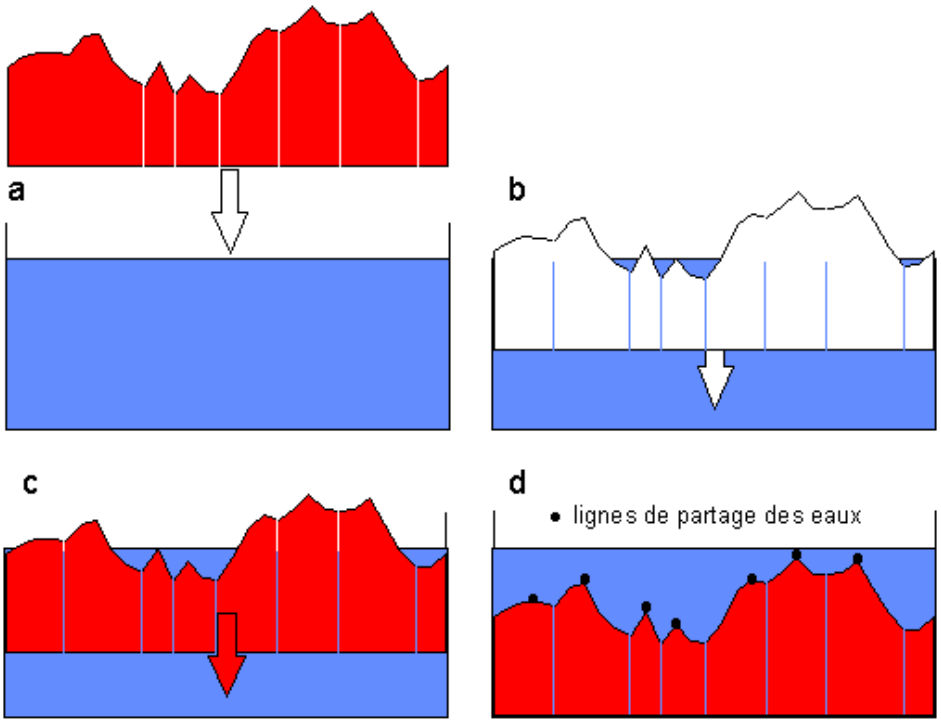

Figure 57 : Déroulement d'un algorithme de ligne de partage des eaux.

Parmi les utilisations médicales de la LPE, on peut citer l'utilisation conjointe à un atlas pour segmenter du cartilage de genoux ou séparer la matière grise de la matière blanche dans des IRM [41].

Il est toutefois généralement nécessaire de filtrer les images à l'aide d'opérateurs de morphologie notamment, de façon à éviter la sur segmentation [42].

La Figure 58 présente deux segmentations d'une coupe issue d'une TDM abdominopelvienne réalisée à l'aide d'un algorithme de LPE hiérarchique. L'image de gauche donne la segmentation sans filtrage, celle de droite un filtrage sur les valeurs des points de la LPE. On remarque nettement les problèmes de sur segmentation qui peuvent survenir avec un tel algorithme.

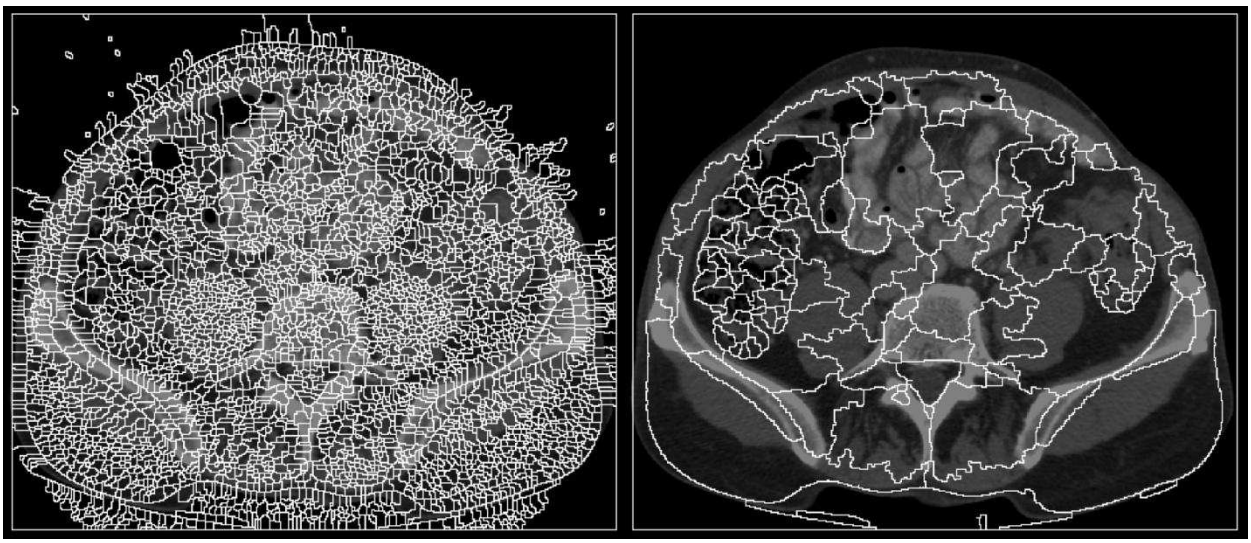

Figure 58 : Deux segmentations utilisant un algorithme modifié de LPE.

Les parties interactives de l'utilisation de la ligne de partage des eaux se situent dans la définition des bassins, qui peut être faite en plaçant des germes dans l'image et par le choix de la dynamique minimale des bassins. Dans notre implémentation de l'algorithme, une fois la LPE hiérarchique effectuée, l'opérateur peut choisir le niveau de segmentation final en choisissant interactivement de supprimer les arcs de la LPE ayant une dynamique inférieure à une valeur arbitraire, de façon à fusionner des bassins.

Nous avons expérimenté l'utilisation de la LPE lors d'une étude nationale sur la mesure de volumes de kystes rénaux chez des patients atteints de PKR. Le chalenge médical était de pouvoir prédire l'apparition de l'insuffisance rénale du patient à partir de la mesure du volume des kystes. Le protocole consistait à faire réaliser une boîte englobante par l'opérateur, qui sert à limiter la portée de la LPE, afin d'économiser du temps.

L'algorithme de LPE hiérarchique était ensuite exécuté, après un premier filtrage de l'image.

L'opérateur avait alors la possibilité de fusionner les bassins par le choix interactif d'un seuil, puis son objectif était d'indiquer quel(s) bassin(s) font partie du volume kystique, en cliquant sur les régions correspondantes.

Cette expérimentation a montré les diverses limitations de l'algorithme de LPE dans le cas d'une utilisation médicale. Tout d'abord, l'exécution de l'algorithme est par nature très lente, en particulier la hiérarchisation des bassins. L'algorithme de LPE n'étant pas ou très difficilement parallélisable, il est impossible d'améliorer sa rapidité d'exécution de cette manière. Pour une boîte d'environ 80 * 80 * 80 pixels englobant un kyste, l'algorithme nécessite près d'une minute avant de produire un résultat, qui doit ensuite être interprété. Ce temps devient rédhibitoire lorsque plusieurs kystes doivent ainsi être segmentés, ce qui est particulièrement le cas dans le cas de la polykystose rénale.

L'interprétation du résultat de la LPE n'est pas simple, car, en fonction du filtrage, le partitionnement peut être trop important ou au contraire trop faible. L'opérateur a besoin d'un certain temps pour choisir la valeur de filtrage qui lui propose un partitionnement qui semble adapté à l'identification du kyste dans l'image.

L'identification du kyste peut poser problème, en fonction du filtrage choisi. Si le partitionnement est trop important, l'opérateur devra identifier un grand nombre de régions comme faisant partie du kyste, s'il est trop faible, des zones n'appartenant pas au kyste seront ajoutées à la mesure de volume. Le kyste n'est que très rarement représenté par une seule région; l'opérateur doit donc sur segmenter légèrement l'image et identifier toutes les régions composant le kyste.

Cette implémentation de la LPE hiérarchique nous a montré que l'algorithme est difficilement utilisable en routine clinique, du fait des nombreux problèmes rencontrés.

4.6 Autres méthodes

Les méthodes présentées ici comportent souvent de nombreuses variantes. D'autres méthodes existent, qui ne sont pas présentées dans ce document pour des raisons de concision. Cette section a pour objectif de proposer au lecteur des pistes afin de trouver rapidement des méthodes de segmentation complémentaires à celles proposées ici.

Parmi les méthodes dites « locales » permettant d'obtenir une segmentation de l'image, on peut citer le seuillage [43], les opérateurs de morphologie mathématique (érosion, dilatation, ouverture, fermeture, etc.) tels que décrits par J. Serra dans [44] et [45], la détection de contours avec le filtre de Canny [46] ou le filtre de Sobel [47].

Parmi les utilisations directes de ce type d'algorithmes, on peut citer la segmentation du foie en utilisant des opérateurs morphologiques pour préparer l'étape de labellisation des régions de l'image [48]. Il est aussi possible d'utiliser des opérateurs morphologiques pour segmenter automatiquement l'extérieur du corps humain et les poumons [12].

La méthode des *level sets*, ou lignes de niveau en français, décrite dans [49], considère le contour que l'on souhaite obtenir comme une solution d'une équation de dimension supérieure. Pour une image en deux dimensions, elle équivaut à calculer le contour résultant de l'intersection d'une surface tridimensionnelle avec le plan de l'image. L'évolution de la ligne de niveau dépendra de la fonction de distance choisie et des paramètres de la fonction d'ordre supérieur. Dans la pratique, les level sets s'utilisent de façon similaire aux contours actifs, en définissant une origine et des paramètres d'évolution.

La technique dite des ciseaux intelligents (*livewire* en anglais) construit un contour à partir d'un certain nombre de points de passage définis par l'utilisateur. Entre différents points de passage, une portion de contour est créée, dont le parcours doit minimiser la fonction

d'énergie qui lui est attribuée. Cette technique a été décrite pour la première fois dans [50] et étendue dans [51]. Une implémentation modifiée des ciseaux intelligents, appelée *phase wire*, est expérimentée dans le cadre de la segmentation d'images cérébrales [52].

Une revue des méthodes de contours déformables, auxquels appartient celle des contours actifs, peut être trouvée dans [53]. Plusieurs méthodes de contours actifs et de level sets y sont présentées et comparées sur un jeu de données médicales.

Les différents rôles de l'utilisateur au cours d'une segmentation et les différentes méthodes d'interaction avec l'algorithme sont détaillés dans [54]. Ils évaluent les propriétés de précision, répétabilité et efficacité de ces interactions en fonction de l'objectif de la segmentation.

4.7 Utilisation des méthodes de segmentation

Lors de notre travail nous avons constaté la très faible utilisation de la segmentation 3D par les cliniciens, que ce soit en diagnostic ou en actes cliniques. Dans tous les cas nous avons remarqué que la seule utilisation 3D se limite à la visualisation volumique, non segmentée, telle qu'elle est fournie par certaines consoles d'interprétation.

Différentes méthodes de segmentation présentées précédemment peuvent être combinées lors de l'étude d'une série d'un examen radiologique. Cette section rappelle, en fonction des structures à segmenter les méthodes qui peuvent être appliquées.

Les structures osseuses et les poumons sont bien dissociables de leur entourage ; leur segmentation 3D peut être réalisée en un temps très court à l'aide des marching cubes. Cependant il faut veiller, dans le cas des structures osseuses, à ce que la boîte englobant les données à segmenter ne contienne que la structure osseuse à segmenter, au risque de segmenter plusieurs structures en même temps et de ne pas pouvoir les dissocier lors de traitements ultérieurs. C'est pour résoudre ce problème que je propose dans ce travail une méthode spécifique d'initialisation des marching cubes permettant de garantir la segmentation d'une seule structure.

Les organes, qui sont beaucoup moins bien contrastés avec leur voisinage peuvent être segmentés à l'aide des contours actifs. Le contour et le paramétrage initiaux permettent une plus grande adaptabilité ; cependant le paramétrage initial peut s'avérer non intuitif pour un utilisateur peu expérimenté. Pour simplifier le processus d'initialisation j'ai conçu et mis en œuvre une méthode interactive permettant, par essais successifs, de proposer des valeurs d'initialisation conduisant à segmenter une structure d'intérêt. Parfois, les données présentes dans la série ne permettent pas de dissocier la frontière entre une région d'intérêt et son entourage. Dans ce cas il est nécessaire de disposer d'une méthode d'interaction durant la segmentation qui permet de limiter l'évolution de l'algorithme ainsi que d'outils permettant de corriger manuellement le résultat de la segmentation.

Deux outils d'aide à la segmentation 3D existent dans PTM3D : l'édition manuelle des points de contrôle des contours 2D qui vont conduire à la facettisation 3D (Figure 59) et le tracé d'une ligne frontière artificielle (spline) tracée par le praticien et qui tient compte des caractéristiques anatomiques de la région à analyser (Figure 60). Ainsi lorsque l'on souhaite segmenter le foie dans une série peu contrastée ou lorsqu'une pathologie empêche la prise de produit de contraste, seul un clinicien pourra tracer la limite foie – cœur ; le cas se présente aussi quand le contraste du foie est très proche du contraste de la graisse péri hépatique. Le résultat de la segmentation après utilisation d'une spline et édition manuelle est présenté en Figure 61.

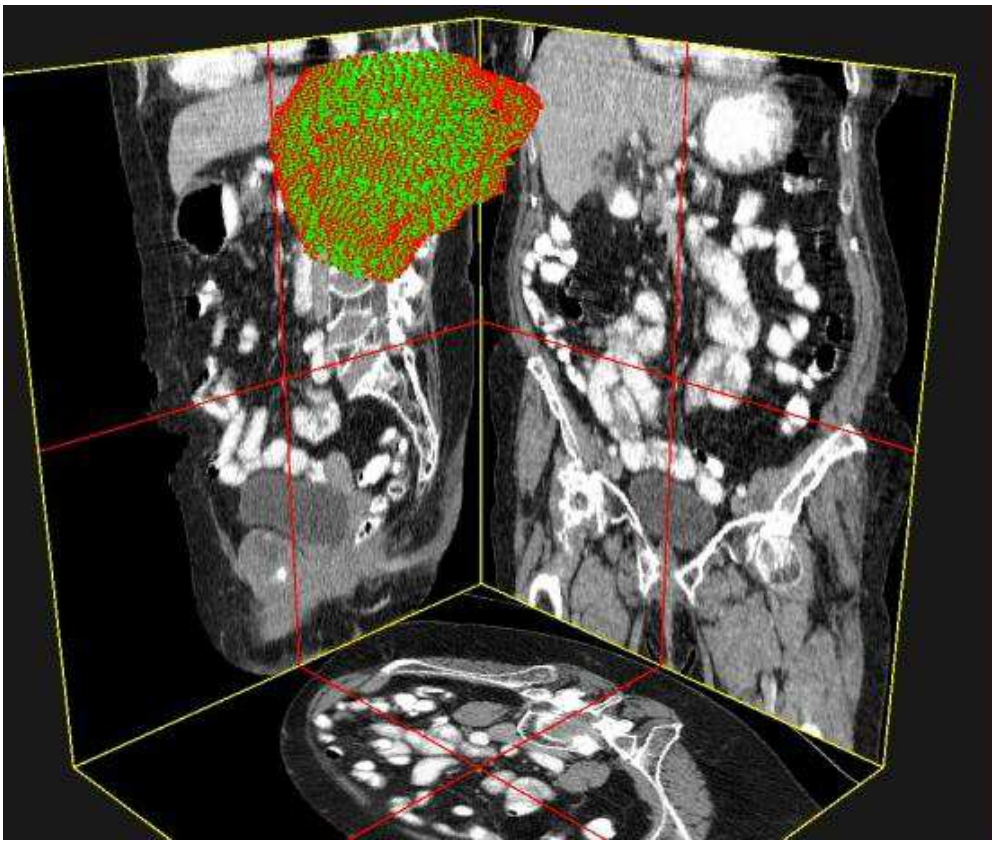

Figure 59 : Visualisation 3D de l'ensemble des points éditables d'un volume.

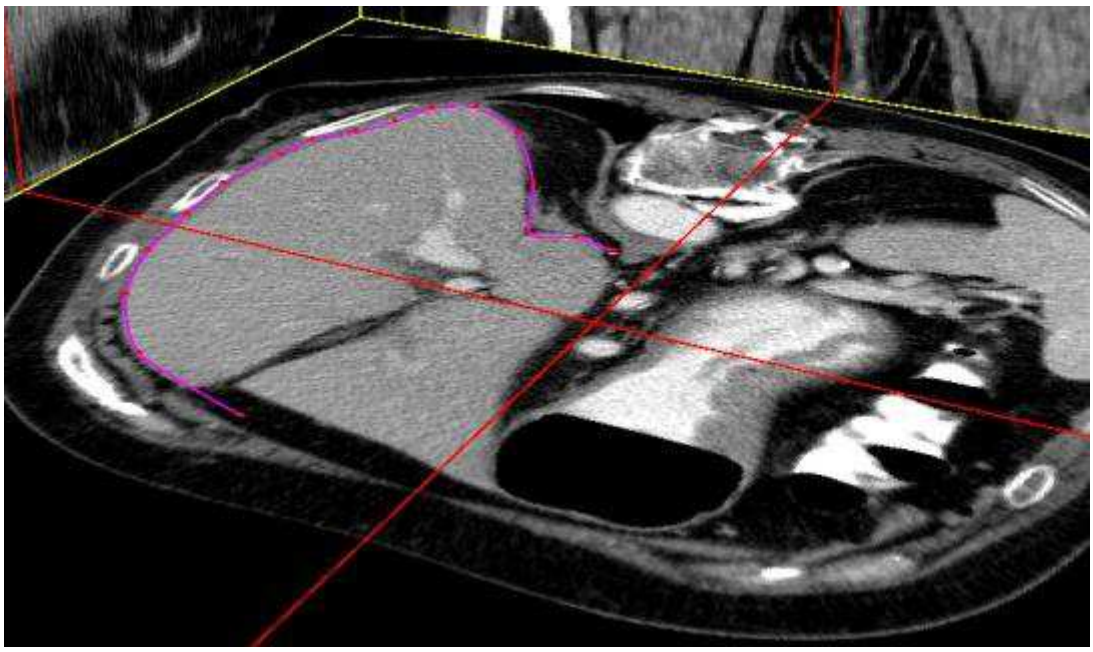

Figure 60 : Définition d'une ligne frontière dans une série d'examen.

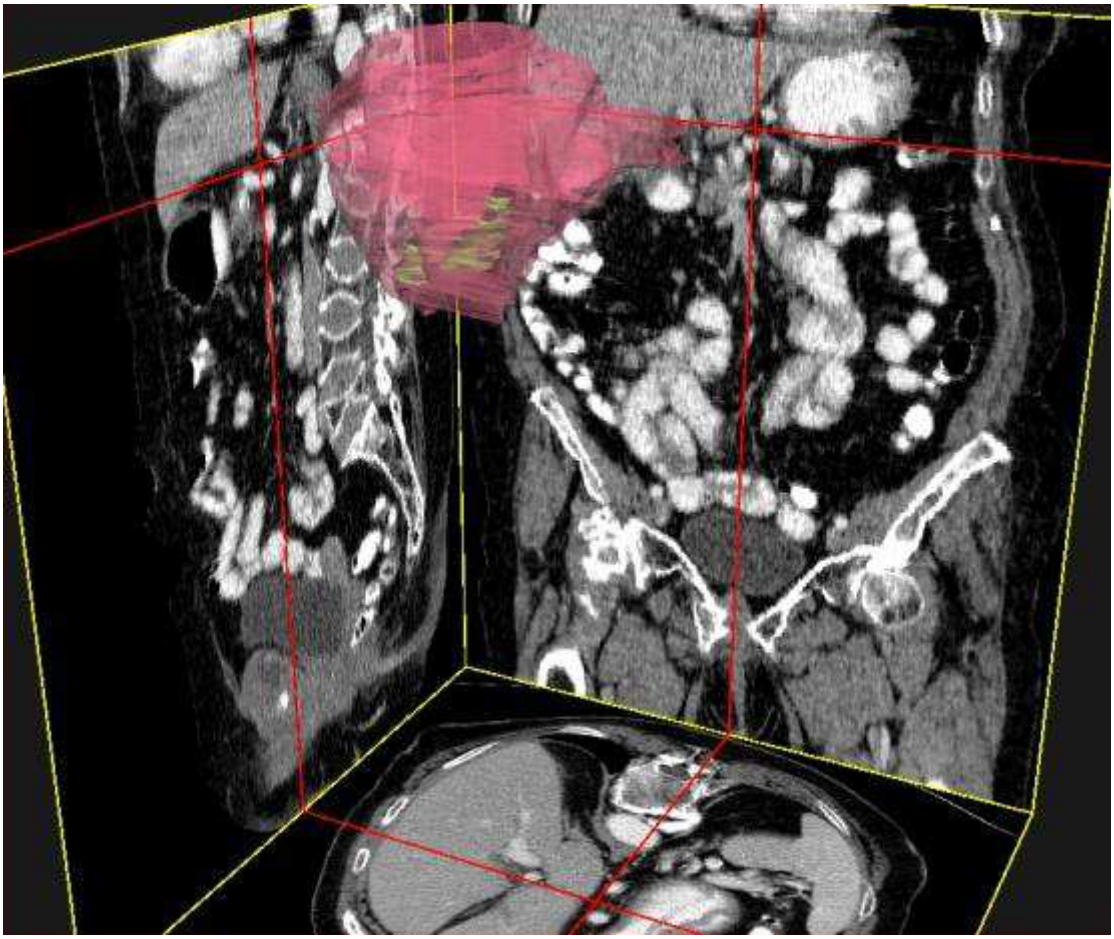

Figure 61 : Résultat de segmentation après édition manuelle.

Il est également possible de segmenter certaines de ces structures à l'aide d'une méthode par croissance de régions, cependant la méthode utilisée est toujours spécifique à la région

à segmenter, contrairement à l'algorithme des contours actifs qui est utilisable sur tout type d'organes. C'est pourquoi nous n'avons pas implémenté cette méthode, les contours actifs étant un outil dont les possibilités d'utilisation sont beaucoup plus larges.

De même que pour les structures osseuses, l'extérieur du corps est bien contrasté par rapport au milieu extérieur, cependant l'utilisation des marching cubes est inadaptée car elle segmenterait également des structures internes du corps, notamment la paroi interne des poumons. Les contours actifs sont donc beaucoup plus adaptés à ce type de segmentation dont le résultat est facilement répétable.

5. Recalage et fusion de données radiologiques

Le recalage consiste à mettre en correspondance des données complémentaires dans le but de les comparer ou de combiner leurs informations respectives; on parle alors de fusion.

Le moyen d'effectuer un recalage peut être très différent selon le problème considéré, car il peut impliquer la mise en correspondance d'images de différente nature (on parle alors de recalage multimodal), de différentes dimensionnalités (par exemple mettre en correspondance une image 2D avec une image 3D) ou comprenant des informations différentes (par exemple correspondant à des individus différents).

Réaliser le recalage d'images est une problématique récurrente en imagerie médicale, car il permet notamment :

- la fusion d'information : des images de modalités différentes (IRM, TDM, échographie) du même patient doivent être mises en correspondance pour compléter l'analyse,

- la mesure d'évolution et de l'efficacité d'un traitement : des images de même modalité du même patient, acquises à des instants différents, doivent être comparées pour suivre l'évolution d'une pathologie,

- la comparaison entre individus : des images de même modalité, mais de sujets différents, doivent être recalées,

- la superposition d'atlas : des images de modalité différentes de sujets différents doivent être recalées.

Durant ce travail de thèse, nous nous sommes en particulier intéressés à deux problématiques de fusion :

- la fusion monomodale, pour un même patient d'images radiologiques, en particulier tomodensitométriques. Elle demande la mise en correspondance d'images tridimensionnelles acquises durant un même examen et présentant de faibles différences,

- la fusion d'images de modalité et de dimensions différentes pour un même patient, en particulier la fusion entre examens radiologiques 3D de type TDM ou IRM avec des images 2D d'échographie, radiographies ou visibles. Les principales difficultés d'une telle fusion sont de déterminer le positionnement relatif des images 2D et 3D, ainsi que de déterminer une visualisation adaptée.

5.1 Définition du recalage

Le processus de recalage peut se définir ainsi :

Soient $I_s$et I_d deux images, appelées source et destination, à mettre en correspondance. Recaler I_s et I_d revient à trouver une fonction $\Phi : I_s \rightarrow I_d$, telle que, si l'on prend $\omega_s \in I_s$ et $\omega_d \in I_d$ deux amers[19] homologues, on obtienne $\Phi : \omega_s \rightarrow \omega_d$.

La construction d'un algorithme de recalage va donc dépendre de plusieurs critères, tels qu'exprimés dans [55] :

- le choix des amers communs aux images I_s et I_d,
- le type de transformation permise,
- la fonction de similarité (estimation de la qualité du recalage),
- la méthode d'optimisation.

5.1.1 Choix des amers de recalage

Deux grandes familles de choix d'amers communs existent :

- l'utilisation d'informations géométriques (feature-based methods), qui utilise des amers géométriques dépendant des images à recaler. Selon la dimensionnalité des images considérées, ces amers peuvent être des points, des courbes ou des structures plus complexes. En fonction des images, les amers peuvent être issus de structures intrinsèques au sujet de l'image (par exemple des structures anatomiques dans des images radiologiques), ou de marqueurs introduits dans l'image dans ce but (par exemple un cadre stéréotaxique[20] définissant un référentiel),

- l'utilisation d'informations iconiques (intensity-based methods), qui se basent sur l'ensemble des informations de l'image. Les critères de ressemblance entre les informations de deux images peuvent dans ce cas se baser sur la corrélation entre leurs intensités.

Du choix des informations de recalage dépendra en grande partie le choix des autres critères.

5.1.2 Type de transformation

Le type de transformation permise va dépendre essentiellement des données à recaler. Les grandes catégories de transformations sont :

[19] Points de repère identifiables dans une image sans ambiguïté
[20] Un cadre stéréotaxique est un cadre métallique fixé au crâne du patient et qui fournit un référentiel fixe et précis pour déterminer la position de régions à l'intérieur du cerveau.

- les transformations rigides, qui préservent les distances entre les points. On y regroupe souvent les transformations affines, qui incluent le changement d'échelle. Les transformations rigides sont généralement employées dans le cas de recalage multimodal d'un même sujet, car on sait par avance que les images à recaler sont deux acquisitions des mêmes données, ou de données très similaires,

- les transformations projectives, qui sont des transformations rigides ou affines qui projettent des données de dimensionnalité n sur des données de dimensionnalité $n' < n$; ces transformations concernent essentiellement, en imagerie radiologique, la mise en correspondance d'images 2D (radiographie ou échographie) avec des images 3D de type TDM ou IRM. Ces transformations, ainsi que les transformations rigides, peuvent s'exprimer sous forme matricielle,

- les transformations non rigides, qui associent une transformation unique pour chaque point de l'image de départ. Ce type de transformation est généralement représenté sous forme de champ de vecteurs, chaque vecteur pouvant être indépendant de ses voisins dans le cas général, mais auquel on applique des contraintes lorsque l'on veut conserver la cohérence des images. La détermination d'espaces de transformations assurant de bonnes propriétés de recalage est d'ailleurs un champ actif de recherche ([56]). On peut employer ce type de transformation pour effectuer un recalage inter-sujet ou dans le cadre du recalage d'une IRM fonctionnelle, qui présente des déformations lors de la reconstruction. Cette transformation permet aussi de faire volontairement coïncider des données présentant des différences et dont ont sait qu'elles ont des similarités, comme le cerveau de deux patients.

Des exemples graphiques des transformations rigide, affine et non rigide sont représentés dans la Figure 62. Dans chaque cas, une transformation globale (sur toute l'image) et par morceaux est illustrée.

Ces grandes catégories n'expriment pas toute l'étendue des transformations existant dans la littérature, mais toute transformation peut être comparée à l'une de celles citées ci-dessus.

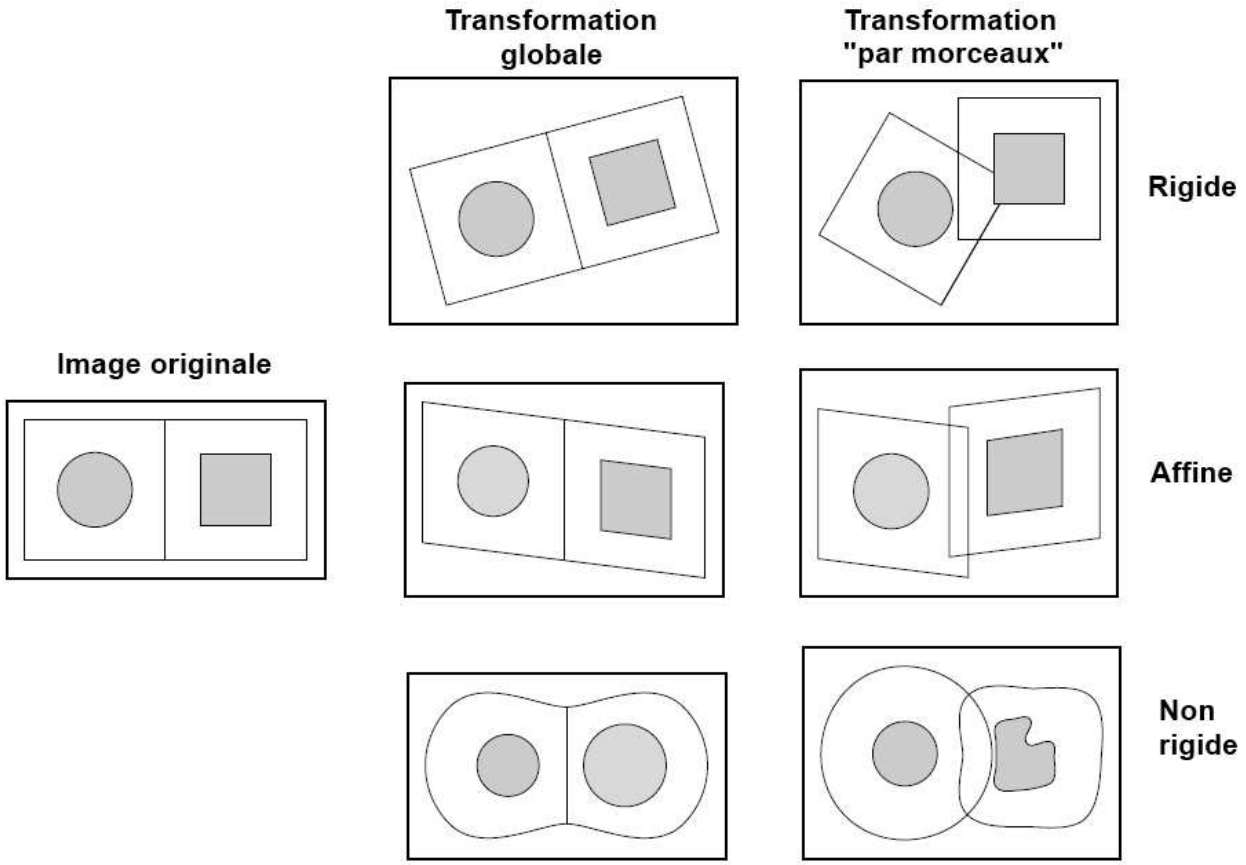

Figure 62 : Différents types de transformation

5.1.3 Fonction de similarité

La fonction de similarité permet d'évaluer la qualité d'un recalage entre deux structures homologues. Elle dépend très fortement du type d'image et de transformation retenus.

Lorsque des amers fiables sont disponibles dans l'image (un cadre stéréotaxique), la fonction de similarité se basera fortement dessus. En l'absence d'amers fiables, plusieurs approches sont possibles, utilisant des critères euclidiens (distances, aires, volumes) ou des mesures de similarités plus complexes (corrélation, entropie).

5.1.4 Méthode d'optimisation

Lorsque l'on recherche le meilleur recalage entre deux images, la méthode d'optimisation sert à parcourir l'espace des fonctions de recalage possible de façon à déterminer celle qui présente la meilleure similarité entre les deux images. Cette méthode est très libre et peut avoir comme objectifs principaux la rapidité de convergence, la précision du résultat, ou un mélange des deux.

Dans [55], plusieurs familles de méthodes d'optimisation sont identifiées :

- les approches quadratiques ou semi-quadratiques, les plus utilisées, employées lorsque la fonction de similarité est de forme quadratique (distance, . . .),

- les approches statistiques ou stochastiques, comme le recuit simulé ou les algorithmes génétiques,

- les approches structurelles, qui représentent l'ensemble des solutions sous forme d'arbre et le parcourt entièrement,

- les approches heuristiques, dont l'objectif est de fournir rapidement un résultat proche de la solution, qui sera éventuellement affiné si on autorise l'algorithme à poursuivre son exécution.

Il existe plusieurs revues générales des méthodes de recalage, permettant d'appréhender le sujet. Parmi celles-ci, on peut notamment citer [57], très complète, ou encore [58], qui est plus récente.

Une revue spécifiquement adaptée au recalage d'images médicales peut être trouvée dans [59], qui propose une classification des méthodes de recalage adaptée au domaine médical, prenant notamment en compte les modalités et le type de sujet.

5.2 Fusion de volumes issus de données complémentaires

Au cours de ce travail de recherche nous avons développé une nouvelle méthode de fusion de données basée sur la mise en correspondance d'organes et de lésions préalablement segmentés. Cette méthode est intrinsèquement plus rapide que les méthodes iconiques utilisant la totalité des données de l'image et permet de répondre aux contraintes d'utilisation clinique. Elle peut également être « guidée » par un opérateur afin de pouvoir contourner notamment les difficultés émanant de la présence d'artefacts dans les données acquises.

Pour la réalisation d'un diagnostic, la prise d'une décision thérapeutique ou la réalisation d'un acte chirurgical, il est souvent nécessaire d'analyser plusieurs séries d'images complémentaires.

Dans le cas des nephrolithotomies percutanées (NLPC) [60], il a été précédemment cité que l'utilisation d'informations issues de plusieurs séries d'un même examen obtenues par fusion permettait une meilleure planification de l'intervention. Dans le premier, les calculs rénaux sont faciles à isoler, mais les cavités calicielles ne sont pas clairement identifiables; dans le second, après injection d'un produit de contraste, les cavités calicielles deviennent beaucoup plus visibles, mais les calculs rénaux apparaissent confondus avec les cavités, ne pouvant pas être différenciés du produit de contraste.

Les structures spécifiques reconstruites dans les deux séries (reins, uretères, calculs, cavités calicielles) sont alors fusionnées, après avoir créé une transformation adaptée.

La Figure 63 illustre le processus général du recalage : a partir de deux séries du même examen (en haut à gauche et en haut à droite), les structures homologues sont reconstruites (crêtes iliaques, surface extérieure du rein, côtes et colonne vertébrale), ainsi que les structures non homologues (cavités calicielles, calculs rénaux). Un processus d'appariement des structures homologues va tout d'abord avoir lieu, permettant le calcul d'un recalage entre les deux séries. A partir de ce recalage, la fusion des données entre les séries peut avoir lieu, de manière à ce que les structures non homologues soient visibles et différenciées.

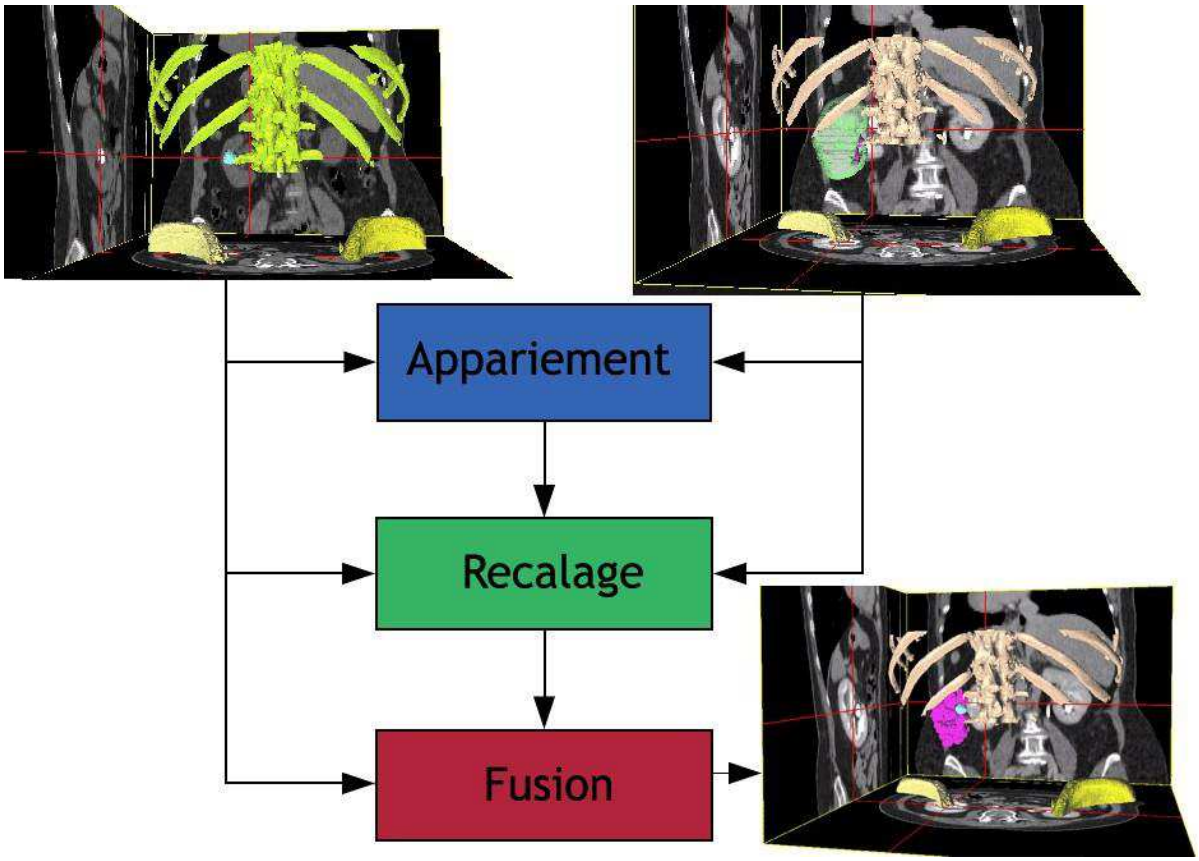

Figure 63 : Principe du recalage en trois étapes

Pour que cette méthode soit utilisable en contexte clinique, il est nécessaire que le recalage et la fusion soient réalisés en un temps très court. Il est aussi important que la forme ou la volumétrie des reconstructions 3D ne soient pas modifiée, car elles ont été au préalable vérifiées et validées par l'opérateur.

Nos travaux sur le recalage et la fusion de données 3D s'est donc porté sur les particularités suivantes :

- les reconstructions sont faites à partir de modalités d'acquisition soit identiques (plusieurs séries d'un même examen), soit différents (TDM + IRM),

- les volumes reconstruits ont une signification anatomique : ils correspondent à des organes ou lésions,

- ces segmentations peuvent être considérées comme fiables car leur reconstruction a été supervisée et garantie par un opérateur,

- le recalage peut être aidé par l'utilisation de données morphologiques et être guidé ou validé par l'opérateur dans le cas d'un algorithme interactif,

- la fusion de données ne doit pas modifier les volumes reconstruits lors du processus de fusion,

- l'algorithme doit nécessiter un faible temps de calcul pour être adapté aux contraintes cliniques.

Pour tenir compte de ces particularités, nous proposons un nouvel algorithme de recalage rigide tirant parti des connaissances a priori de l'utilisateur.

L'originalité principale cette approche est qu'elle consiste à effectuer le recalage à partir d'informations fournies par l'utilisateur, mais ces informations sont données lors de l'utilisation normale du logiciel et non pas spécifiquement pour l'initialisation du recalage. De plus, les données utilisées pour établir le recalage, tout comme les structures à recaler, sont toutes des structures d'intérêt de l'image, ce qui procure un avantage supplémentaire pour l'algorithme : la qualité de recalage se focalisera sur les données cliniquement intéressantes et non sur l'ensemble très volumineux des données des examens.

Le choix d'un recalage rigide est tout à fait adapté à une telle application, la position et l'orientation du patient étant très similaires durant les deux séries et les effets de la respiration étant contournés, en effectuant les examens pendant que le patient bloque la respiration, généralement en inspiration (quelques secondes) ; cette approche, relativement classique en radiologie, permet d'avoir au bloc opératoire la même imagerie en demandant à l'anesthésiste de bloquer la respiration du patient en inspiration.

Différentes séries d'un même examen peuvent être réalisées à des résolutions différentes. Cela implique qu'à un voxel de l'une des séries peut correspondre plusieurs voxels de l'autre, et que le recalage implique une mise à échelle entre séries. Pour s'affranchir de ce problème, nous représentons les structures reconstruites dans l'espace métrique, avec comme unité de mesure le millimètre. Ainsi il n'est pas nécessaire, lors du recalage, de tenir compte de changements d'échelle dans l'espace métrique car cela reviendrait à changer le volume des structures segmentées.

Ce recalage rigide a été utilisé dans d'autres contextes que celui que nous présentons, comme dans la planification et l'aide à la réalisation de ponctions, alors même que le patient respire [61].

Dans le cas général, l'appariement automatique de points extraits de deux images est un processus très long : lorsque l'algorithme ne tient pas compte d'aprioris sur les points considérés, il doit alors résoudre un double problème :

- bien apparier les amers extraits des deux images, c'est-à-dire effectuer une mise en correspondance entre deux ensembles de points, cet appariement devant minimiser l'erreur de recalage,

- trouver le recalage minimisant l'écart entre les amers définis homologues.

L'utilisation des volumes reconstruits va permettre d'éliminer en grande partie la phase d'appariement des points de l'image : les volumes étant appariés lorsque l'opérateur les nomme, les amers homologues extraits de ces volumes seront définis automatiquement. Le rôle de l'algorithme de recalage sera alors de déterminer la transformation idéale sur l'appariement qui lui est imposé, sans nécessiter de déterminer l'appariement le plus approprié.

Les étapes de la méthode proposée ici sont les suivantes :

- lors de la phase de diagnostic, l'opérateur reconstruit les structures d'intérêt dans les deux séries d'examen et les étiquette de la même façon,

- à partir de ces reconstructions, les structures homologues sont automatiquement déterminées et des amers sont extraits de chacune de ces structures,

- ces amers vont servir à calculer un recalage rigide entre les deux séries, en déterminant la transformation rigide qui induit le moins d'erreur d'appariement,

- l'utilisateur va alors choisir les structures non homologues à fusionner, qui seront alors affichées dans les deux séries, en utilisant les paramètres de recalage calculés.

5.2.1 Extraction et appariement d'amers

Le choix des amers à extraire de chacun des volumes reconstruits est une étape cruciale pour la qualité du recalage. Ces points doivent être stables entre plusieurs reconstructions d'une même structure.

Le choix de ces points peut être classifié en deux catégories :

- selon les caractéristiques géométriques du volume 3D. On peut citer le centre de gravité, les points de la boîte englobante[21] orientée, ou des extrema locaux. Ces points peuvent être extraits indistinctement de la structure reconstruite, mais leur

[21] Les examens radiologiques possèdent beaucoup d'informations intrinsèques, dont leur orientation. On peut donc déterminer quels points des boîtes englobante de deux volumes homologues sont homologues.

utilisation n'est pas toujours judicieuse, notamment lorsque la structure n'est que partiellement reconstruite,

- selon les caractéristiques anatomiques de l'objet représenté par la reconstruction. L'extraction de ces points, contrairement aux points précédents, est dépendant de la structure reconstruite.

Les points servant d'amers doivent donc être choisis parmi les spécificités de chaque structure; l'objectif est qu'ils varient peu en fonction du bruit ou de la justesse des reconstructions.

Dans [60], les amers retenus sont issus de critères uniquement géométriques, par exemple les points de la boîte englobant la structure étudiée. Nous présentons ici des critères spécifiques à chaque structure étiquetée et ayant un homologue :

- **crêtes iliaques :** les amers retenus sont le point le plus haut dans le sens axial, le centre de gravité[22] de la structure reconstruite et deux points opposés de la boîte englobante orientée située sur la coupe la plus basse commune comprenant la crête iliaque (Figure 64). Cette boîte englobante est choisie parmi l'infinité de possibilité comme étant celle possédant la largeur de dimension minimale. A ces deux axes ainsi obtenus (longueur, largeur) on peut associer une orientation commune à celle de leurs homologues car on sait qu'entre deux séries d'un même examen le sujet n'a pas été réorienté de plus de 90°. Il n'y a donc pas d'ambiguïté sur le choix des points de la boîte englobante. Une façon de créer une telle boîte est détaillée dans [62].
  Il est à noter que les crêtes iliaques ne sont pas nécessairement segmentées de la même façon : ces crêtes étant une partie du bassin, nous ne segmentons que leur partie supérieure ; la hauteur de la partie segmentée ne sera pas nécessairement la même entre deux séries différentes. La hauteur de reconstruction de cette structure peut donc varier, même lorsqu'elle est effectuée sur la même image par le même opérateur. Pour chaque paire de crêtes iliaques définies comme homologues, les calculs d'amers sont faits sur la partie commune aux deux structures : en partant du point le plus haut, les calculs sont effectués sur la hauteur commune aux deux reconstructions.

- **poumons :** lorsqu'une partie des poumons est visible dans les examens abdominopelviens, la partie visible peut être aisément segmentée. Seule la partie commune aux deux reconstructions est retenue pour l'extraction des points. Le point le plus bas, le centre de gravité et des points de la boîte englobante sont retenus, de façon analogue aux crêtes iliaques.

[22] Afin de simplifier le calcul de ce point, il est défini dans notre implémentation comme le barycentre des sommets du maillage représentant l'extérieur de la structure.

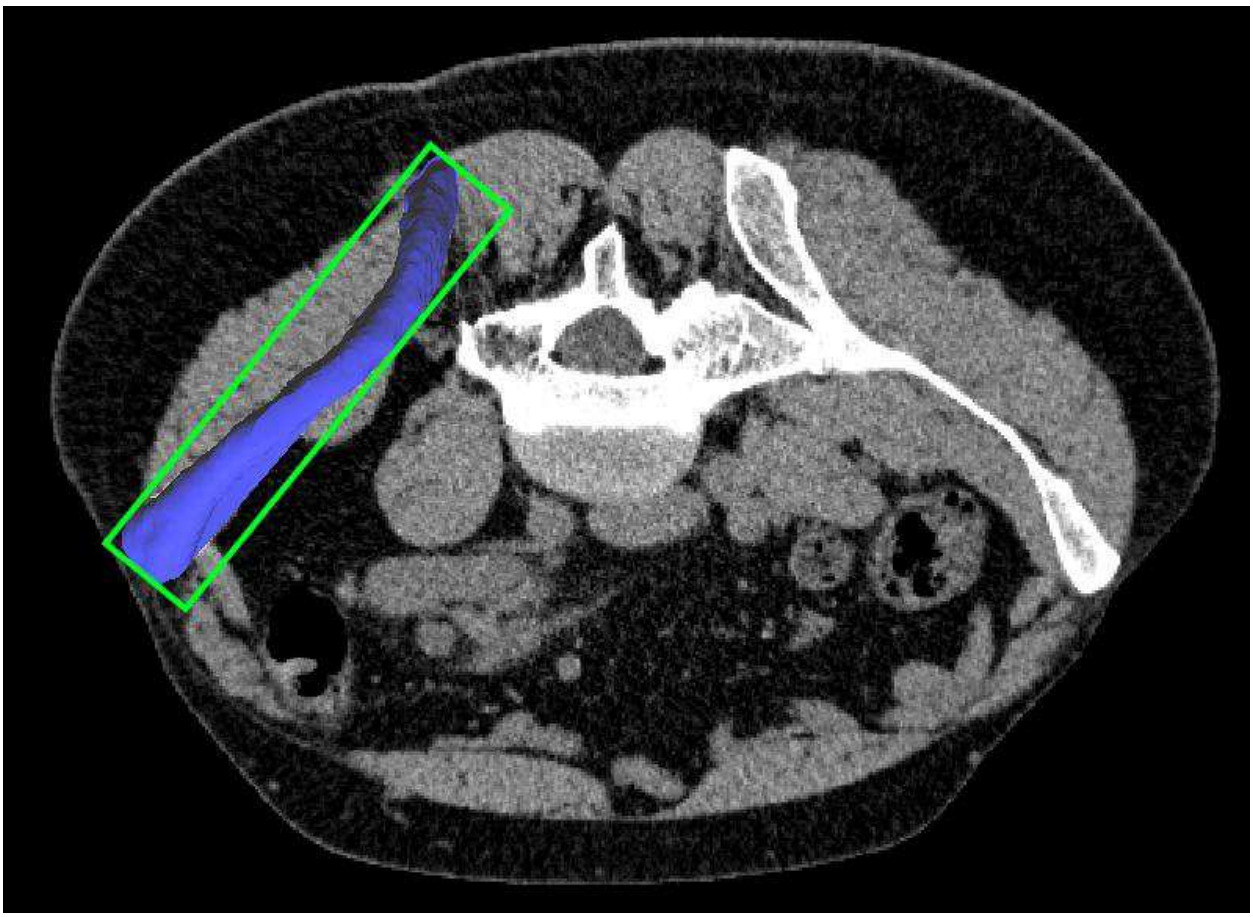

Figure 64 : Boîte englobante orientée associée à la crête iliaque.

- **colonne vertébrale :** à partir de la segmentation (généralement par marching cubes) de la colonne vertébrale, incluant généralement une partie des côtes, parfois une partie du bassin, des points vont être automatiquement extraits. Cette segmentation est généralement tronquée à ses extrémités haute et basse. Pour garder la partie commune entre deux reconstructions, seule la partie comprise entre le haut des crêtes iliaques et le bas des poumons va être gardée, comme illustré dans la Figure 65. A partir de cette partie, sur la coupe axiale la plus haute et la plus basse, le centre de la plus grande composante connexe[23] est sélectionné (points rouges à l'extrémité du segment bleu). Un nombre arbitraire de plans normaux à ce segment (lignes vertes sur la figure) est choisi et pour chaque plan le barycentre de la plus grande composante connexe est sélectionné (points rouges sur la figure). Les extrémités et les points intermédiaires, en rouge dans la figure, sont retenus comme amers pour la colonne vertébrale.

- **autres structures anatomiques :** pour toutes les structures non répertoriées, les points retenus sont le centre de gravité et des points de la boîte englobante. Cela peut conduire à des problèmes lorsque les structures reconstruites et définies

[23] Sur une même coupe peuvent figurer à la fois la colonne vertébrale et plusieurs côtes. En retenant la plus grande des intersections, on s'assure que l'on retient bien la colonne vertébrale.

homologues ne sont reconstruites que partiellement, car le choix de ces points n'aurait alors aucune justification. Dans nos applications, toutes les structures que nous utilisons comme homologues et appartenant à cette catégorie sont reconstruites entièrement.

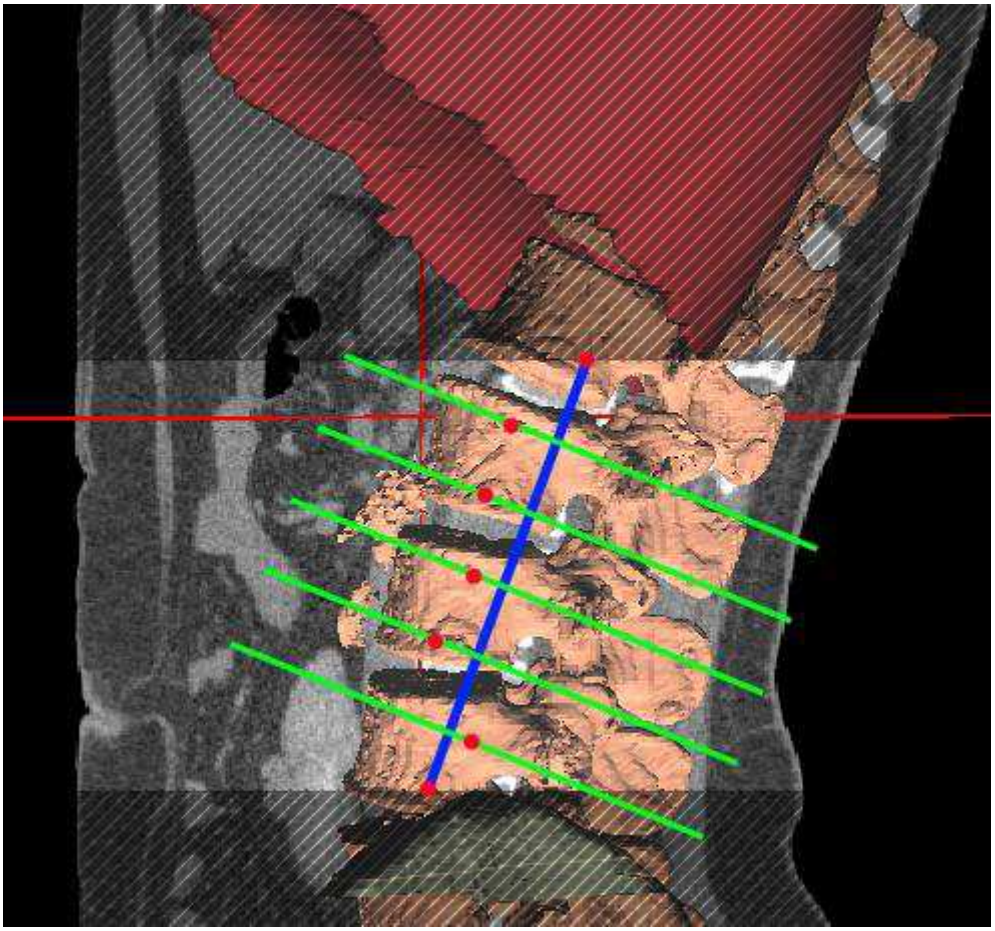

Figure 65 : Choix des amers le long de la colonne vertébrale

5.2.2 Recalage des points appariés

L'algorithme proposé exploite principalement deux restrictions dues au contexte :

- le recalage est de type rigide,
- les amers et leurs homologues sont prédéfinis.

Pour tenir compte de ces deux restrictions et respecter les fortes contraintes temporelles imposées par l'utilisation en milieu clinique, l'algorithme fonctionne en deux étapes, selon la démarche suivante :

La première étape consiste à trouver un recalage globalement satisfaisant. Trois points distincts non alignes (p_1, p_2, p_3) sont choisis dans l'ensemble de départ, ainsi que leurs homologues (p'_1, p'_2, p'_3) dans l'ensemble d'arrivée. A partir de ces points, on construit

deux bases, B_D et B_A, respectivement dans l'espace de départ et d'arrivée. Ces deux bases servent à créer la fonction de transformation $\Phi : B_D \rightarrow B_A$, qui recale exactement (p_1, p_2, p_3) sur (p'_1, p'_2, p'_3). On peut alors évaluer l'erreur générée par cette transformation en calculant la distance entre le point de départ projeté dans l'ensemble d'arrivée et le point d'arrivée.

L'erreur (ou distance) globale est alors définie par $\partial_\Phi = \sum_p |\Phi(\mathrm{p}), \mathrm{p}'|$, pour tout couple de points homologues (p, p'). Pour diminuer l'erreur, on détermine un vecteur d'erreur $\vec{v} = \sum_p \overrightarrow{\Phi(\mathrm{p}), \mathrm{p}'}$, puis on applique à la transformation Φ une translation de vecteur $\frac{\vec{v}}{n}$ avec n le nombre d'amers de l'ensemble de départ.

L'opération est répétée pour l'ensemble des triplets de points homologues et le triplet minimisant ∂_Φ est retenu.

Le recalage se ramène donc à trouver un changement de base[24] entre l'ensemble de points de départ et d'arrivée minimisant une fonction de distance.

La Figure 66 illustre le principe de ce recalage : à partir de trois amers homologues choisis dans les ensembles de départ E_1 et E_2, deux bases sont créées et une transformation Φ composée d'une rotation R, une translation T et une homothétie H permet d'exprimer les coordonnées des amers dans un repère commun. On peut alors mesurer la distance entre les points issus des deux ensembles d'origine, la somme de ces distances définissant dans notre cas l'erreur totale du recalage.

Le nombre de transformations construites puis évaluées reste faible : il correspond au nombre de constructions possibles de triplets dans chaque ensemble de points homologues soit C_n^3. Pour $n = 20$ points homologues, on aura donc 2280 itérations de l'algorithme, ce qui est calculable en un temps très court.

La deuxième étape consiste à faire évoluer itérativement la transformation de façon à faire converger l'erreur globale vers un minimum local. Cette évolution se fait indépendamment sur les trois rotations et trois translations possibles, en itérant jusqu'à convergence.

Ce processus itératif est représenté dans la Figure 66 par une flèche rouge.

Le détail de ces algorithmes est donné en annexe B.

5.2.3 Mesure de la précision du recalage

Pour mesurer la précision du recalage, on peut d'abord mesurer l'erreur de recalage sur des structures homologues. Cette évaluation a comme premier avantage le fait de pouvoir

[24] Certaines restrictions sont appliquées, à savoir que les deux bases doivent être orthonormées, leur norme étant exprimée non pas en voxels de l'examen, mais en millimètres, pour garantir qu'il n'y ait pas de changement de forme ou de volume des reconstructions. Le détail est donné en annexe.

comparer directement le résultat du recalage avec le résultat attendu. Néanmoins, deux problèmes apparaissent : si les points de la structure homologue ont servi à déterminer le recalage, les résultats peuvent être faussés et donner artificiellement un bon résultat, car la transformation sera spécifique pour bien recaler ces points. Si au contraire les points de cette structure ne servent pas à déterminer le recalage, les résultats peuvent être faussés dans le sens inverse car le calcul de la transformation se fera sur moins de points, donc sera potentiellement moins précis.

On peut aussi tenter d'évaluer la qualité du recalage sur des structures non homologues. Dans ce cas, la création de la transformation ne souffre pas du biais présenté précédemment, mais le recalage est difficile à évaluer, car on ne peut pas comparer la structure fusionnée avec une structure existante. Il est nécessaire, dans ce cas, soit de faire intervenir l'utilisateur expert pour valider le recalage, soit de comparer la structure fusionnée avec les données de l'examen pour estimer si la fusion est possiblement juste. Nous avons d'abord évalué la précision de notre recalage sur des structures homologues, sans utiliser de points de ces structures comme amers, puis nous avons expérimenté la fusion de données sur des cas réels, avec des structures non homologues, l'évaluation étant faite par l'opérateur, lors de la réalisation du diagnostic. Ces essais sont présentés au chapitre 9

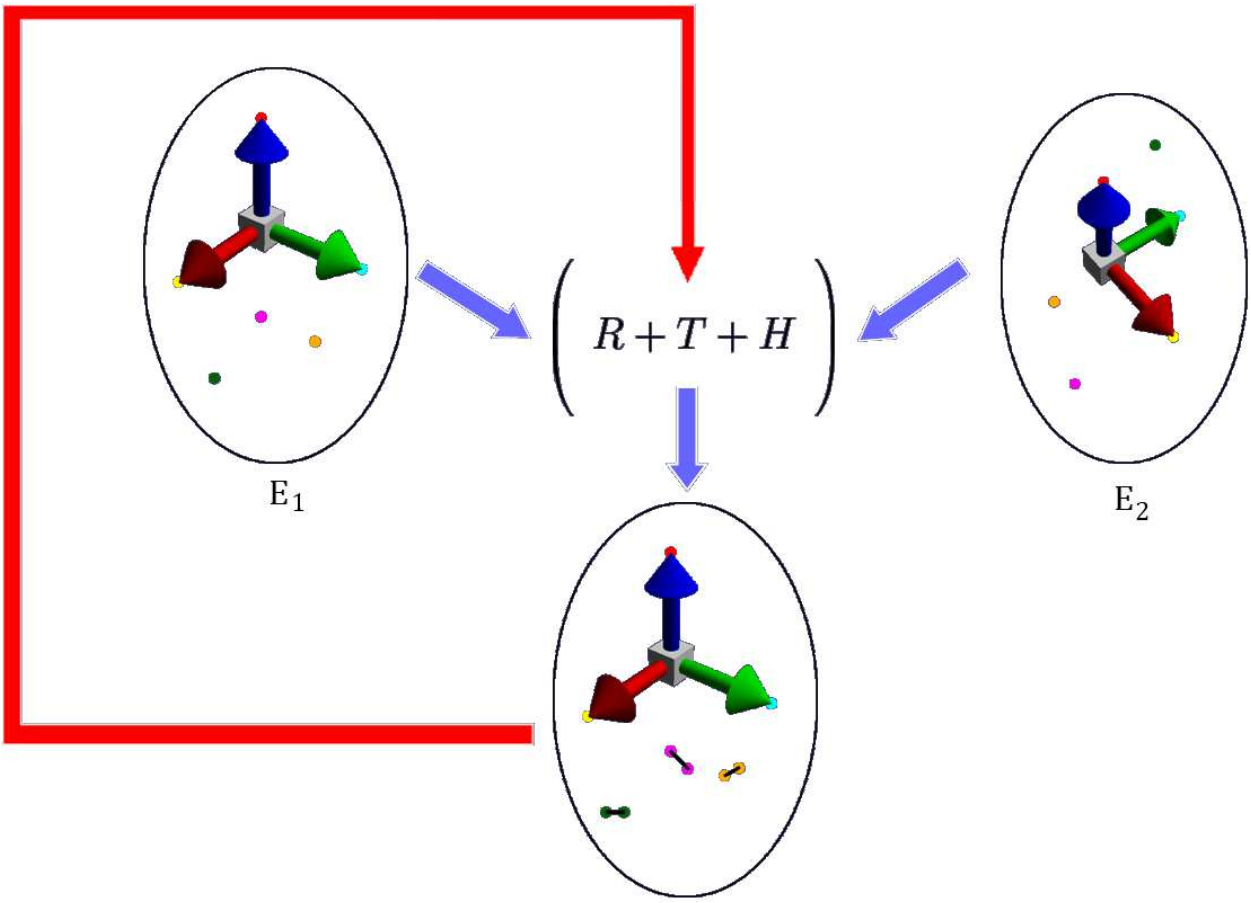

Figure 66 : Réalisation et évolution d'un recalage.

5.2.4 Fusion des données

Une fois la transformation calculée, les segmentations non homologues peuvent être fusionnées entre les deux séries, quel que soit les séries d'origine et de destination, en appliquant à tous les points des volumes la transformation Φ ou Φ^{-1} selon le sens.

La Figure 67 présente les résultats obtenus en appliquant la méthode à un rognon de porc utilisé comme fantôme biologique. Sur cette image sont présentes les deux billes et deux lithiases qui seront insérées à l'intérieur du rognon et dont la forme et le volume sont précisément connus.

La Figure 68 montre le résultat de la fusion : les deux images correspondent à deux séries d'un même examen du rein de porc, entouré de pâte à modeler, dans lequel on a inséré des objets dont la forme et la volumétrie sont connus. Ces deux séries diffèrent essentiellement par la résolution du scanner et par la position du fantôme qui a été modifiée entre les deux séries. L'extérieur du rein, ainsi que l'extérieur de la pâte à modeler ont été segmentés dans les deux séries, ainsi que les « lithiases » (visibles en vert et bleu clair dans l'image).

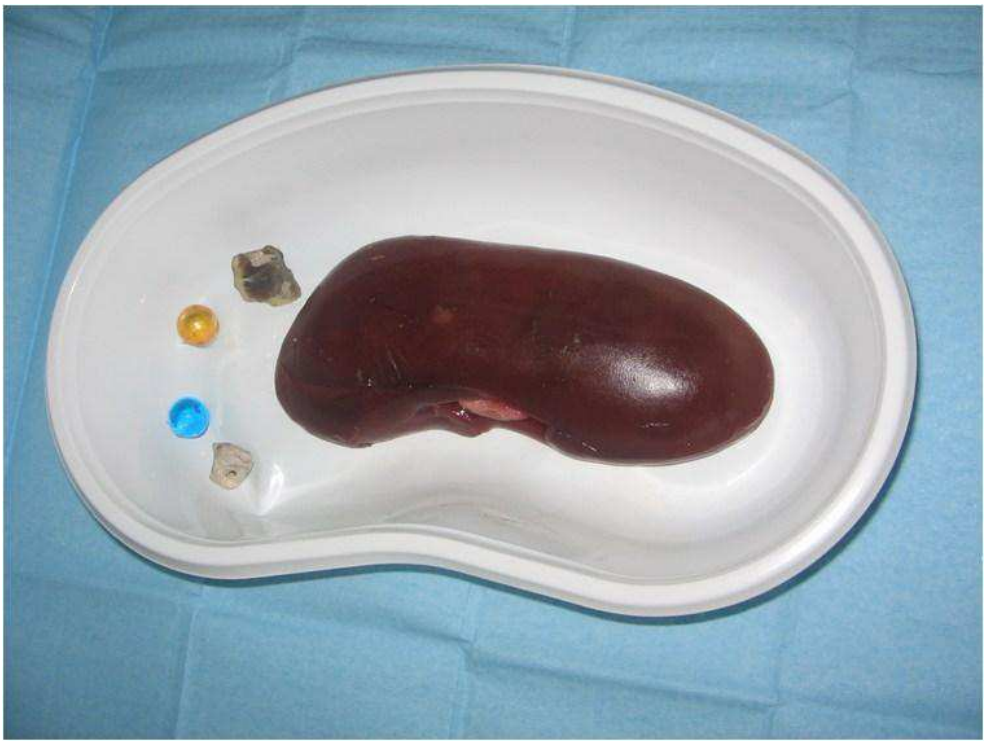

Figure 67 : Utilisation d'un fantôme biologique (rein de porc) pour valider la fusion 3D de données.

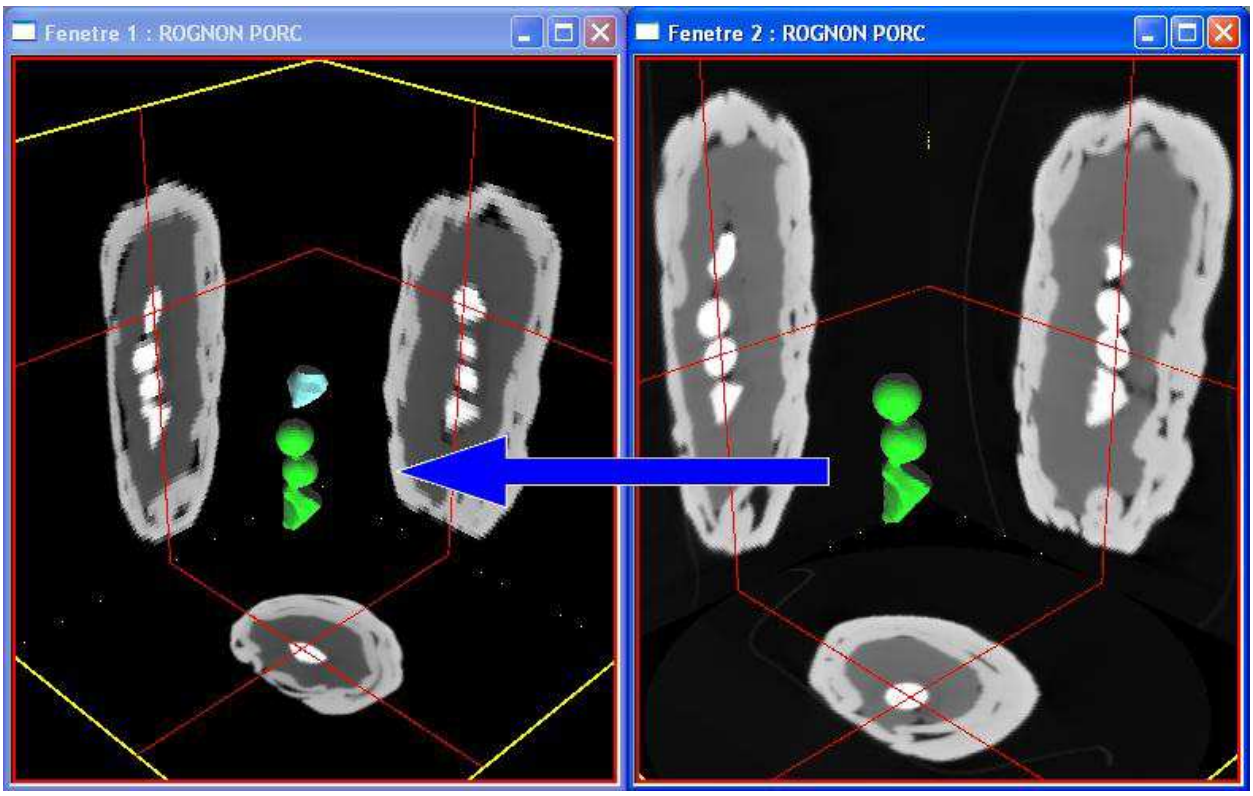

Figure 68 : Fusion de données scanner en utilisant un fantôme biologique (rein de porc)

Dans la Figure 68, l'extérieur du rein, l'extérieur de la pâte à modeler et le calcul bleu ont été définis comme homologues ; seul l'ensemble de lithiases en vert n'a pas été défini comme homologue et a été fusionné dans l'examen de gauche. Les amers retenus sont le centre de gravité et 3 points de la boîte englobante de chacune des structures englobante. Sur cette expérience, l'erreur sur le centre de gravité de l'objet est de 0.2 mm, pour une taille de voxel de 1mm dans l'examen de gauche et 0.3 mm dans l'examen de droite. L'erreur mesurée est donc inférieure à la taille d'un voxel de l'examen le plus précis.

L'expérimentation a ensuite été conduite sur des cas réels, comme présenté dans la Figure 69. Dans ces exemples, les crêtes iliaques, l'extérieur du rein et l'ensemble composé des côtes et de la colonne vertébrale ont été reconstruits et définis comme homologues dans les deux examens. Le calcul bien visible (en bleu, image de droite) a été segmenté en 3D dans la série avant injection de produit de contraste tandis que les cavités calicielles (en rose, image de gauche) on été segmentées dans la série après injection, n'étant pas visibles dans la série non injectée. Le recalage à partir des structures homologues a permis de fusionner le calcul dans l'examen après injection (flèche bleue), alors qu'il n'était pas visible dans cette série. La fusion a été validée par l'opérateur.

D'autres applications cliniques sont présentées en partie applications.

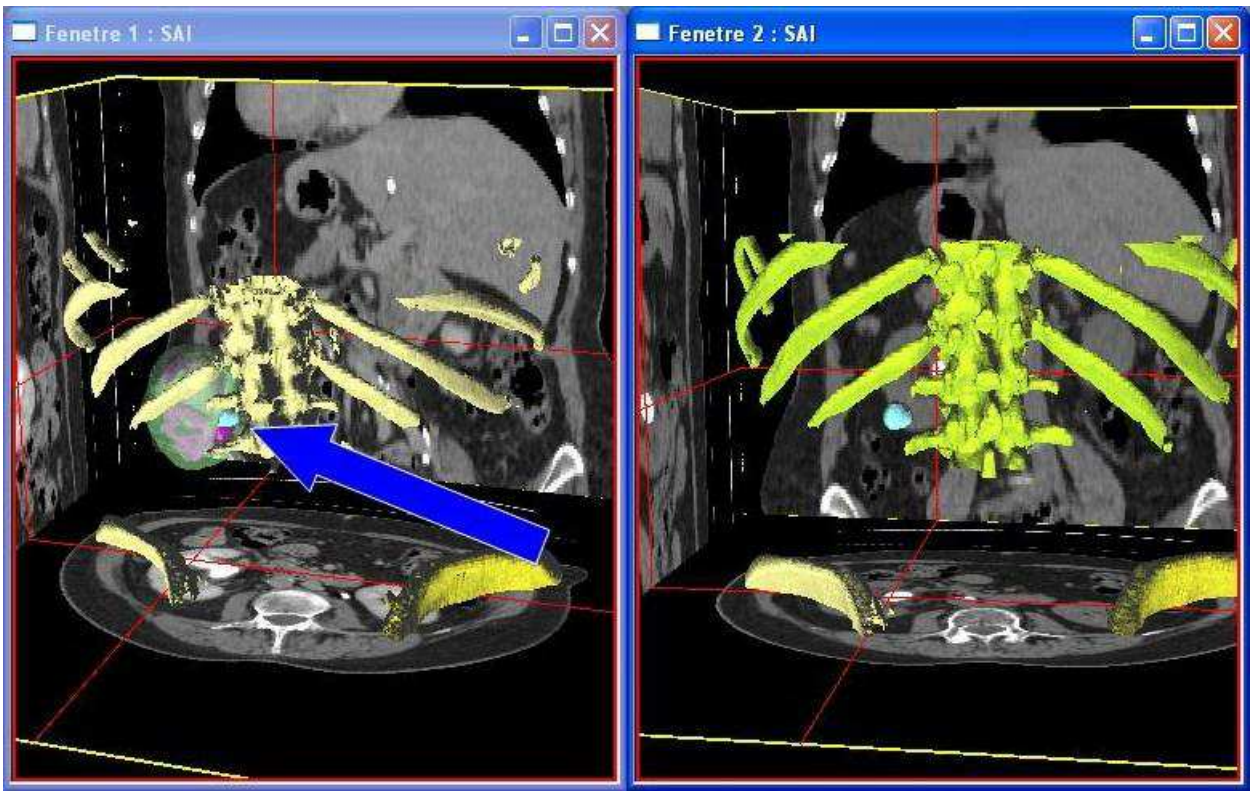

Figure 69 : Fusion de données entre examens.

5.3 Le recalage non rigide

Le recalage non-rigide, parfois appelé recalage élastique, désigne l'ensemble des méthodes ne cherchant pas à conserver une relation de distance lors de la transformation. Il est utilisé pour aligner des données dont les disparités sont non linéaires ou non uniformes. Ce type de recalage conduit à des déformations dans l'image qui ne peuvent pas être déterminées par les seules transformations rigide ou affine (rotation, translation, homothétie).

On distingue généralement du recalage non-rigide le recalage affine par morceaux[25], où différentes régions de l'image subissent une transformation affine. Ce type de recalage est généralement classé comme un cas particulier des transformations affines; il ne sera pas traité dans cette partie.

Comme dans les méthodes présentées précédemment, les différentes méthodes de recalage non-rigide diffèrent par le choix des amers, le type de transformation, la fonction de similarité et la méthode d'optimisation.

En contexte médical, le recalage non rigide est utilisé notamment pour :

- mettre en correspondance des données d'un même patient acquises selon des modalités différentes,

[25] L'atlas de Talairach constitue un bon exemple de recalage affine par morceaux

- mesurer ou tenir compte des effets de la respiration du patient,

- mettre en correspondance des données de patients différents, comme illustré dans la Figure 70 [26].

L'algorithme de recalage non-rigide utilisé dépendra du type d'application. Plusieurs algorithmes sont présentés dans ce document, mettant en évidence la très grande variabilité des méthodes et applications.

L'information mutuelle, issue de la théorie des probabilités, mesure la dépendance entre des variables. Il est ainsi possible d'effectuer un recalage entre deux images en maximisant la valeur de l'information mutuelle entre ces images. Une méthode de recalage utilisant cette technique est utilisée dans [63], permettant de mettre en correspondance des images IRM, TDM, mais aussi TEP (tomographie par émission de positon).

Quatre algorithmes automatiques de suivi de la respiration sont présentés dans [64], dans le cas de la modélisation de la respiration à partir d'images TDM pulmonaires.

Une méthode multi-résolution de recalage est proposée dans [65], utilisant un champ de déformation entre deux images cérébrales. Ce champ de déformation est de plus utilisé pour évaluer le sexe et l'âge des patients à partir de l'image cérébrale et ce avec une relativement bonne précision.

La méthode d'optimisation consistant à minimiser le coût d'une fonction se basant sur les intensités de l'image est présenté de manière contradictoire dans [66], où les auteurs montrent qu'elle a tendance à trouver un minimum local au détriment d'un minimum plus global.

Les auteurs proposent par la suite une méthode moins sujette à trouver un minimum local, en utilisant une méthode combinant les intensités locales à des informations plus globales.

Une méthode probabiliste est utilisée dans [67] pour recaler des images IRM de séquences différentes.

[26] image issue de [CHH04]

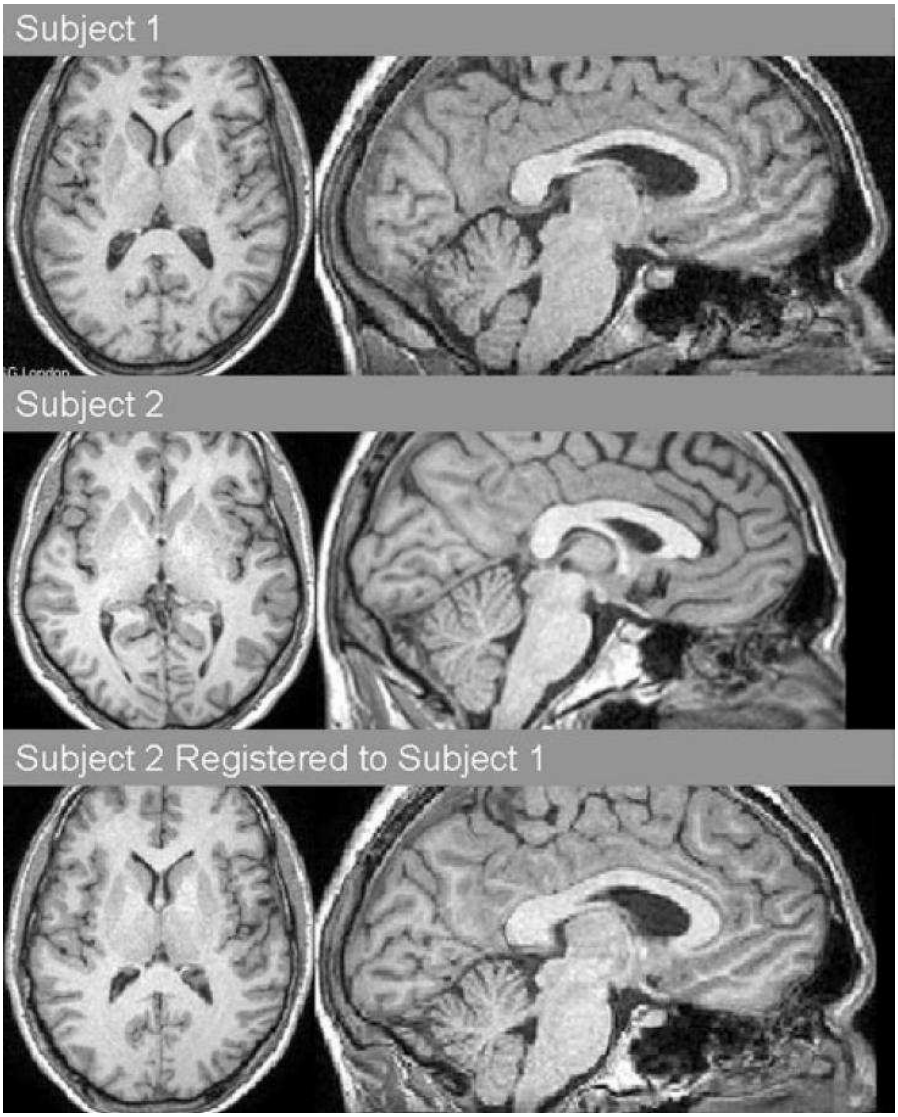

Figure 70 : Recalage non rigide entre deux images IRM.

6. Modélisation avancée et actions cliniques

Au cours de ce travail de recherche nous avons conçu, mis en œuvre, implanté sur PTM3D et validé sur fantômes et en utilisation clinique un système original d'aide à la réalisation d'actes chirurgicaux percutanés. L'idée consiste à projeter sur le corps du patient la segmentation 3D des organes et des lésions d'intérêt aidant ainsi intuitivement le praticien. L'intitulé « Le corps en transparence » [68] représente assez bien le sentiment des praticiens qui ont utilisé le système.

La modélisation projeté provient de données scanner ou IRM et non d'un modèle anatomique générique : il s'agit des données réelles du patient avant l'intervention. L'expression « Réalité Augmentée », largement utilisée par la communauté 3D s'adapte dons bien à la démarche effectuée. En effet, rien n'est « virtuel » dans le système mis en œuvre.

D'un point de vue médico-légal, les protocoles chirurgicaux ne sont absolument pas modifiés : il s'agit « d'éclairer » le patient avec une lumière particulière, sans autre forme d'intervention au bloc opératoire ou dans la salle de ponctions.

L'utilisation de la réalité augmentée pour projeter des « images » sur le corps d'une personne nécessite un recalage précis entre le réel (le corps) et le graphique (l'image informatique).

Un vidéoprojecteur standard connecté à l'ordinateur du bloc opératoire est utilisé pour effectuer la projection. Ce vidéoprojecteur est monté sur un berceau asservi qui permet son orientation selon les trois angles classiques d'Euler.

Lors de son utilisation pour la réalisation d'interventions sous cœlioscopie, tel que détaillé en section 8.4, la projection des structures d'intérêt de l'examen sur le corps du patient permet d'améliorer la précision de l'insertion de trocars lors de la réalisation d'une intervention sous cœlioscopie [14]. Elle conduit aussi à une plus grande confiance du chirurgien lors de la réalisation de la procédure chirurgicale.

Nos travaux ont permis d'améliorer cette méthode par la détermination de repères visuels plus précis dans l'image 3D, ainsi que par la définition d'une méthode de projection des structures osseuses sur le corps. Ces améliorations visent à obtenir un recalage plus précis et plus fiable de l'image reconstruite lorsqu'elle est projetée sur le corps.

Un aspect important dans la démarche suivie est que, bien que l'on parle de « projection d'une image » il s'agit en réalité de la projection de l'affichage graphique spécifique à PTM3D. En effet, les transformations appliquées aux segmentations 3D pour les adapter à

la position du patient sont des transformations 3D qui ne peuvent évidemment pas être appliquées à une image bidimensionnelle par nature.

La méthode développée s'appuie sur le recalage des repères anatomiques du patient. Comme dans les travaux précédents, elle utilise principalement les reconstructions des crêtes iliaques et des 11ème et 12ème paires de côtes pour effectuer le recalage.

Le recalage consiste alors à mettre manuellement en correspondance les reconstructions des structures anatomiques avec le dessin de ces mêmes structures sur le corps du patient effectué en début d'intervention par « palpation » des organes du patient. Ce dessin sur le corps du patient sera par la suite appelé "matérialisation".

Dans ce chapitre, l'outil de modélisation de la salle d'intervention est d'abord présenté ; cet outil permet un paramétrage précis du positionnement du vidéoprojecteur et du patient, permettant une mise en place simple du système de réalité augmentée.

Différentes méthodes de matérialisation des structures anatomiques sur le corps du patient sont ensuite présentées, correspondant à notre mise en œuvre et validation.

Enfin, la visualisation et la projection des structures reconstruites dans la série préopératoire, pour conduire à leur recalage, sont détaillées.

6.1 Modélisation des salles d'intervention

Lors de l'utilisation de la réalité augmentée en salle d'intervention, il est essentiel d'orienter l'image à projeter en fonction de la position du patient.

La projection vidéo dépend de la position du patient (orientation sur la table d'opération), de la position du vidéoprojecteur (position et orientation par rapport au patient) et de ses paramètres intrinsèques (en particulier l'angle d'ouverture). Pour calibrer l'image à projeter, on peut agir sur la représentation 3D en changeant son orientation, sa position par rapport à l'écran et le rapport hauteur/largeur de l'image.

Cette calibration réalisée jusqu'à présent manuellement, a été simplifiée par la modélisation informatique de la scène opératoire : modélisation de la table d'opération, du vidéoprojecteur et du patient.

Une première version bidimensionnelle a tout d'abord été réalisée afin de valider l'intérêt et l'utilisabilité du système. Elle est présentée en Figure 71. Dans cette version, on considère toujours que le projecteur est alignée avec l'axe tête-pieds du patient. Cette limitation nous a conduit à développer une représentation 3D de la salle d'intervention, présentée en Figure 71.

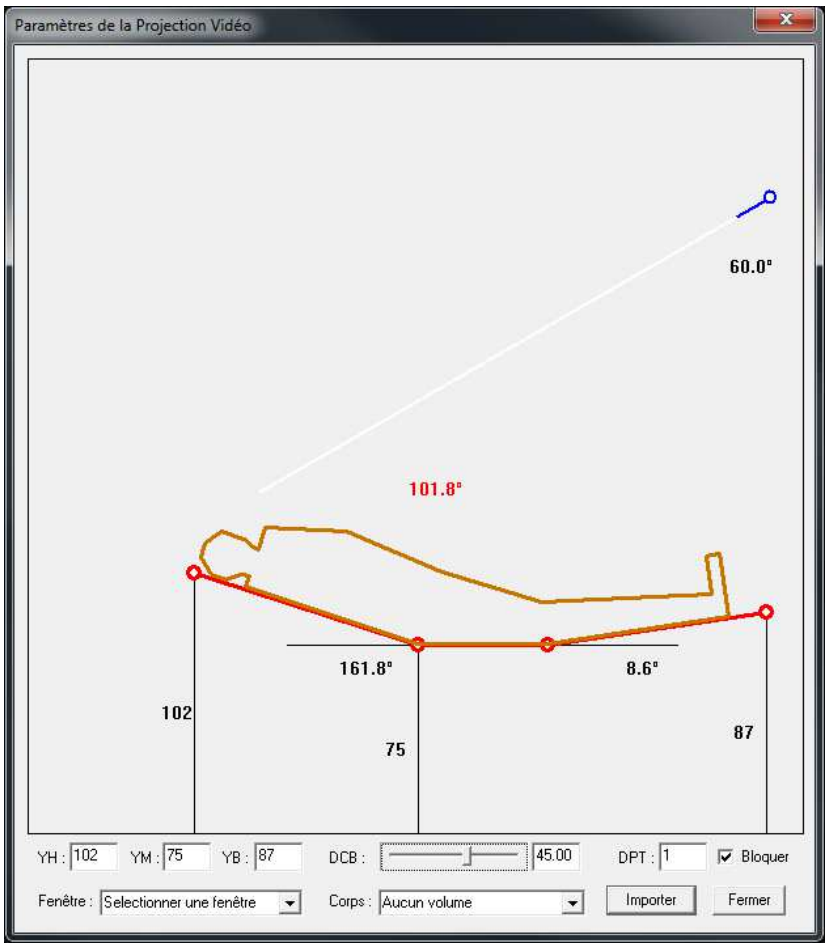

Figure 71 : Modélisation 2D de la salle d'intervention.

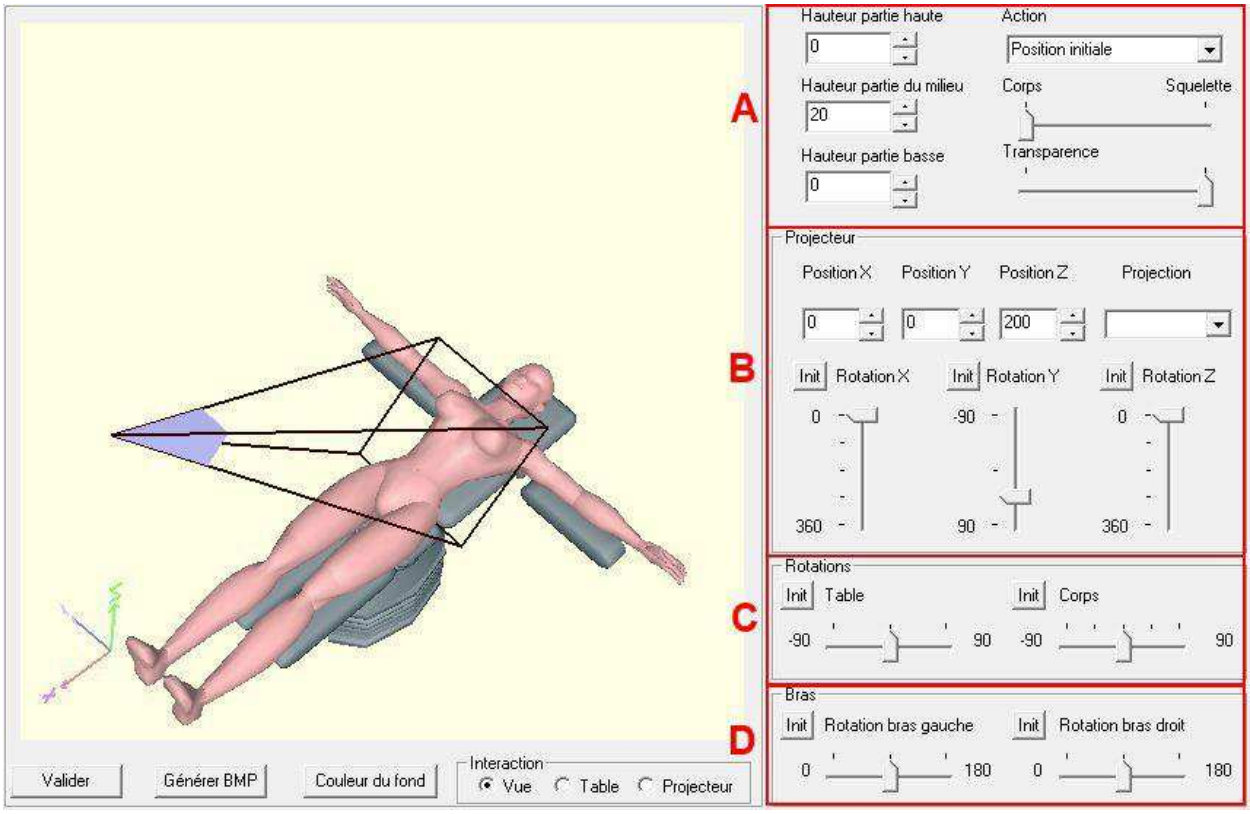

Figure 72 : Modélisation 3D de la table et paramètres associés.

Les paramètres configurables depuis cette interface sont les suivants :

- la hauteur de la table d'opération (cadre rouge, partie A) en ses trois segments articulés (tête, tronc, jambes),
- la position et l'orientation du vidéoprojecteur (cadre rouge, partie B),
- l'inclinaison latérale de la table et l'inclinaison du patient sur la table (cadre rouge, partie C),
- l'écartement des bras du patient par rapport à la table (cadre rouge, partie D).

La résultante du choix de ces paramètres est visible dans la fenêtre 3D et la modification d'un paramètre entraîne le changement, en temps réel, de la visualisation 3D.

La Figure 73 donne un second exemple des paramètres et de la visualisation : la table est inclinée de 40°, le projecteur est placé sur le côté du patient et un seul bras a été écarté du corps. La visualisation 3D a été adaptée en fonction des paramètres. Cette position représente une mise en place possible au bloc pour une intervention de nephrolithotomie percutanée d'un type spécifique [69].

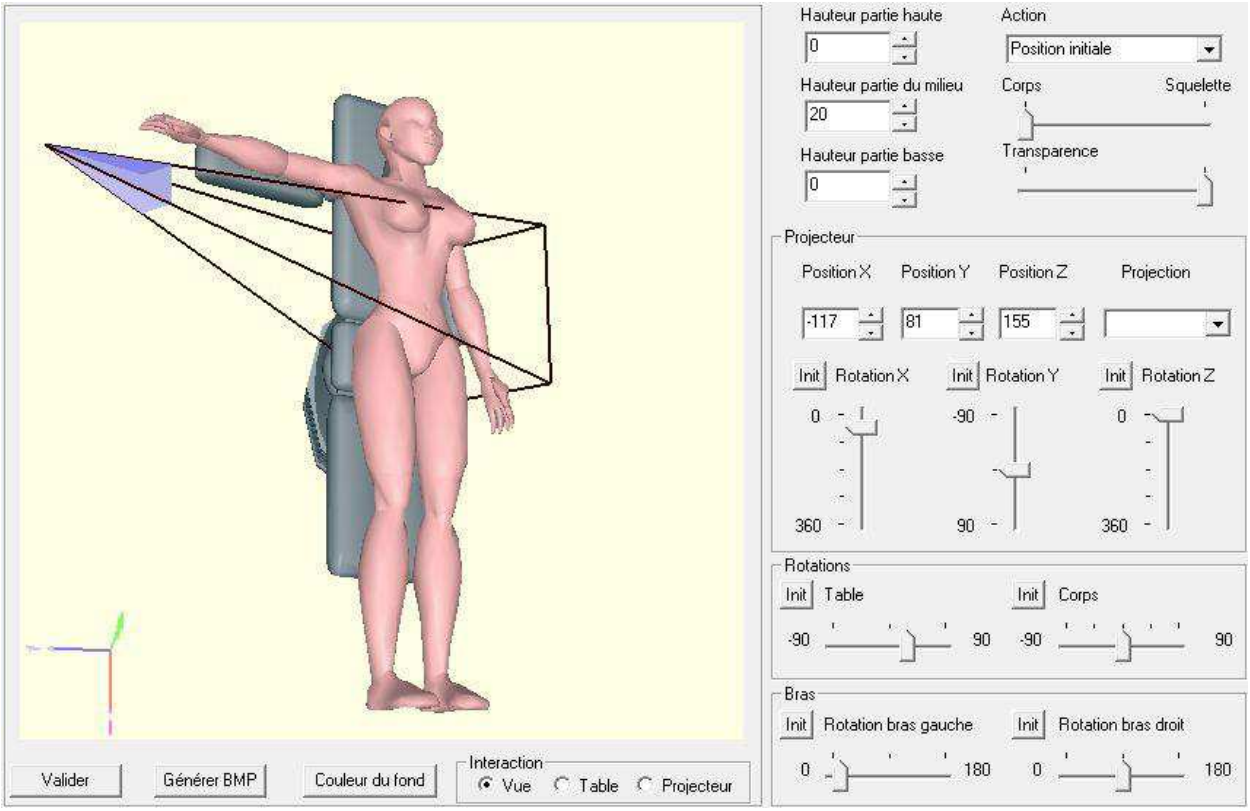

Figure 73 : Planification d'interventions dans le cas d'une NLPC latérale.

Pour réaliser la mise en place semi-automatique de la projection, tous les paramètres présentés dans les figures Figure 72 et Figure 73 ne sont pas nécessaires. Les paramètres d'intérêt sont la position et l'orientation du vidéoprojecteur, la hauteur des segments central et supérieur de la table, l'inclinaison de la table et l'inclinaison du corps du patient sur la table.
Les autres paramètres représentés ne sont pas utilisés pour le calcul de la vidéo projection, mais peuvent servir au chirurgien pour visualiser la planification de l'intervention.

Les paramètres sont saisis manuellement, avant ou durant l'intervention. Dans la pratique, les distances sont mesurées en salle d'intervention à l'aide d'un mètre (hauteur de la table, position du projecteur), d'un système laser ou transposant simplement les valeurs affichées dont disposent certaines tables à commande électrique ; les inclinaisons sont soit données à partir de la table, soit mesurées à l'aide d'un rapporteur (cas de mesures sur le point de fixation du vidéoprojecteur à son support), ou peuvent éventuellement être calculées, comme présenté en Figure 74.

Cette figure illustre deux mesures réalisables au bloc : la hauteur h du centre de la table et la longueur l de la projection de ce centre vers le sol en suivant l'inclinaison de la table. Le triangle ainsi obtenu étant rectangle, on peut facilement déduire la valeur de l'angle α par la formule $\sin \alpha = \frac{h}{l}$.

La Figure 75 illustre les correspondances entre le repère 3D de la modélisation de l'intervention et celui de l'examen 3D :

- l'axe tête-pieds, donné par le vecteur $\vec{Z}$ dans l'examen, est donné par le vecteur $-\vec{X}$ dans la modélisation du bloc,

- l'axe avant-arrière, donné par le vecteur $\vec{Y}$ dans l'examen, est donné par le vecteur $\vec{Z}$ dans la modélisation du bloc,

- l'axe gauche-droite, donné par le vecteur $\vec{X}$ dans l'examen, est donné par le vecteur $-\vec{Y}$ dans la modélisation du bloc.

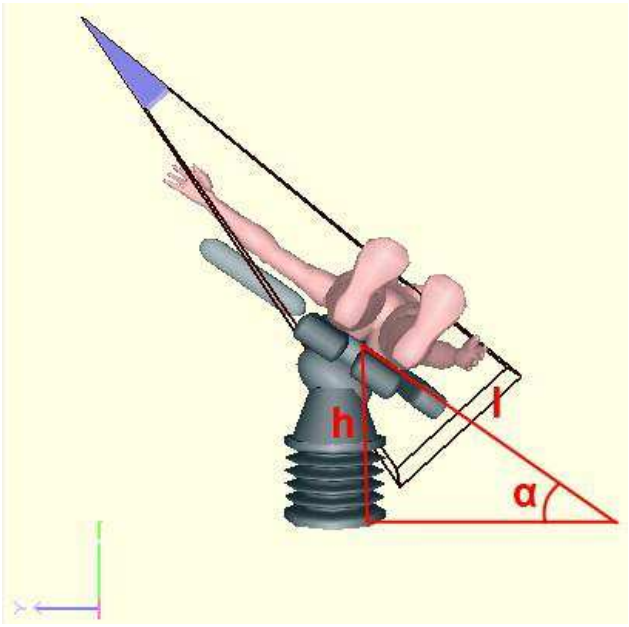

Figure 74 : Mesure de l'angle d'inclinaison de la table d'opération.

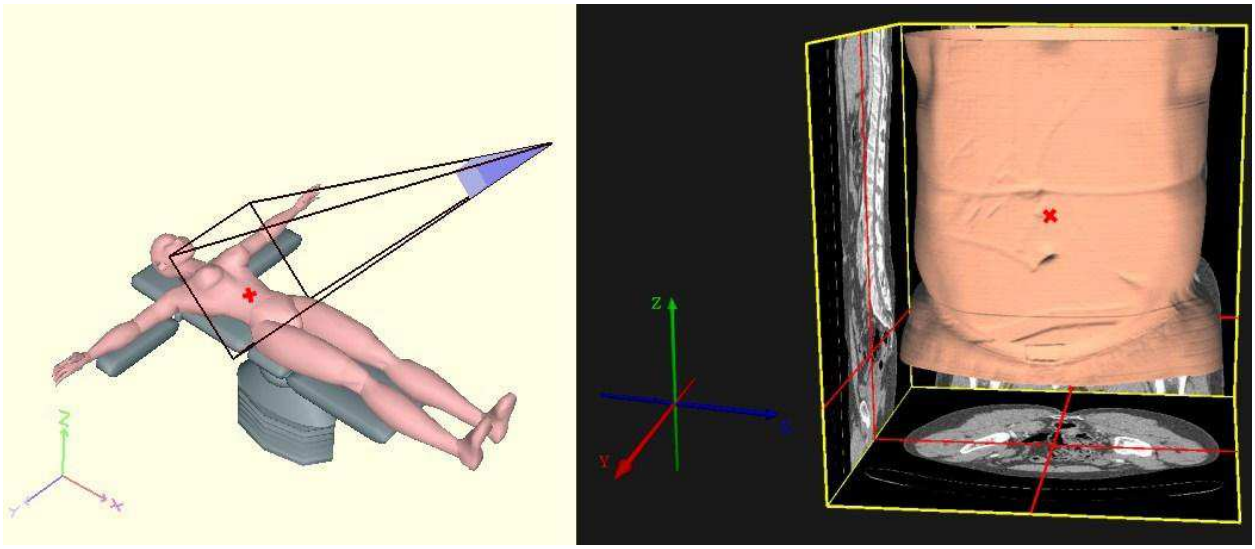

Figure 75 : Correspondance de repères entre la modélisation de la table et l'examen.

Pour mettre en correspondance ces deux repères 3D, il est donc nécessaire d'effectuer un changement de repère. De plus, il faut mettre en correspondance un point commun entre la modélisation de la table et l'examen 3D, pour créer une base commune aux deux espaces. Ce point est défini automatiquement comme un point situé au milieu du corps du modèle 3D du patient; il est représenté symboliquement dans la Figure 75 par une croix rouge. Son point homologue est lui-aussi défini automatiquement dans l'examen radiologique et situé au centre de l'examen.

De par la configuration des tables d'opérations, ce centre correspond approximativement au centre des données correspondant au patient. En revanche, il se peut que la position des deux centres diffère dans leur positionnement le long de l'axe axial, en fonction du réglage de champ de vue de l'examen radiologique. L'opérateur aura donc pour tâche, lors du

recalage de la projection vidéo sur le corps du patient, de compenser cet écart potentiel manuellement.

Une option dans le système PTM3D permet d'appliquer le changement de base au modèle 3D des reconstructions. Cette transformation consiste en des rotations, translations et mise à échelle. Le modèle 3D sera ainsi mis dans une position aussi proche que possible de l'image à projeter pour effectuer le recalage avec le patient.

La forme, volumétrie ou position des reconstructions à l'intérieur de l'examen ne sont jamais modifiées durant ce processus.

Durant l'intervention, le modèle 3D ainsi transformé est projeté sur le corps du patient, puis recalé.

La modélisation de la table d'opération sert d'étape préliminaire à ce recalage, permettant de proposer une première transformation adaptée au contexte de l'intervention, pour ensuite l'ajuster pour effectuer un recalage précis.

6.2 Matérialisation des structures anatomiques

La projection des repères anatomiques réels sur la peau du patient doit être choisie de façon à être précise et répétable. La méthode de visualisation des structures reconstruites dans la série d'examen, ainsi que le recalage subséquent, en dépendront [70].

Cette projection est réalisée par le praticien avant l'opération et consiste à déterminer la position des structures anatomiques au travers de la peau du patient, puis à les dessiner à l'aide d'un feutre.

La matérialisation présente notamment les difficultés suivantes :

- le choix de l'angle de réalisation de la matérialisation effectuée par le chirurgien influe sur son résultat,
- la méthode en deux temps (palpation puis dessin) peut induire une imprécision,
- le déplacement possible de la peau et son élasticité entraînent une imprécision potentielle supplémentaire.

La méthode proposée ici vise à améliorer le recalage final par la définition d'une méthode de matérialisation précise et répétable.

Lors de la réalisation d'interventions utilisant la réalité augmentée à l'aide du système PTM3D, nous avons expérimenté trois méthodes de matérialisation des structures anatomiques :

- selon la direction du projecteur vidéo,

- selon la direction qui permet une projection ”au plus proche” de l'extérieur du corps.

- selon la direction qui permet une projection ”au plus proche” de l'extérieur du corps, avec une ”hauteur constante”.

Ces trois types de projection sont très différents à réaliser, pour les raisons suivantes :

- lorsque l'on projette selon la direction du projecteur vidéo, le geste de l'opérateur devra être adapté en fonction de la structure à matérialiser.

- si le projecteur est réglé pour couvrir uniquement l'abdomen, la projection des crêtes iliaques sera matérialisée plutôt vers le haut et le milieu du corps.

- la projection des côtes devra être matérialisée plutôt vers le bas du corps,

- lorsque l'on change la position du projecteur ou le volume visualisé par celui-ci, la méthode de matérialisation doit être adaptée,

- lorsque l'on projette les repères anatomiques « au plus proche » du corps, la direction de projection va constamment varier. Sur les côtes, la projection change peu d'orientation. Sur les crêtes iliaques, en revanche, la direction de projection va varier entre les parties antérieure et postérieure de la crête : la première sera matérialisée plutôt vers l'avant du corps, alors que la seconde sera matérialisée vers l'arrière, de par la forme et la position de celle-ci,

- lorsque l'on projette selon la direction « au plus proche, avec hauteur constante », la méthode utilisée est similaire à celle réalisée « au plus proche », en prenant soin de garder la projection à même « hauteur » que la structure projetée, c'est-à-dire dans le même plan axial. Cette hauteur est définie par l'axe tête-pieds du patient. Dans l'examen radiologique, la hauteur est définie par le plan axial.

La Figure 76 illustre les différentes méthodes de matérialisation décrites précédemment et qui doivent être réalisées sur le corps du patient.

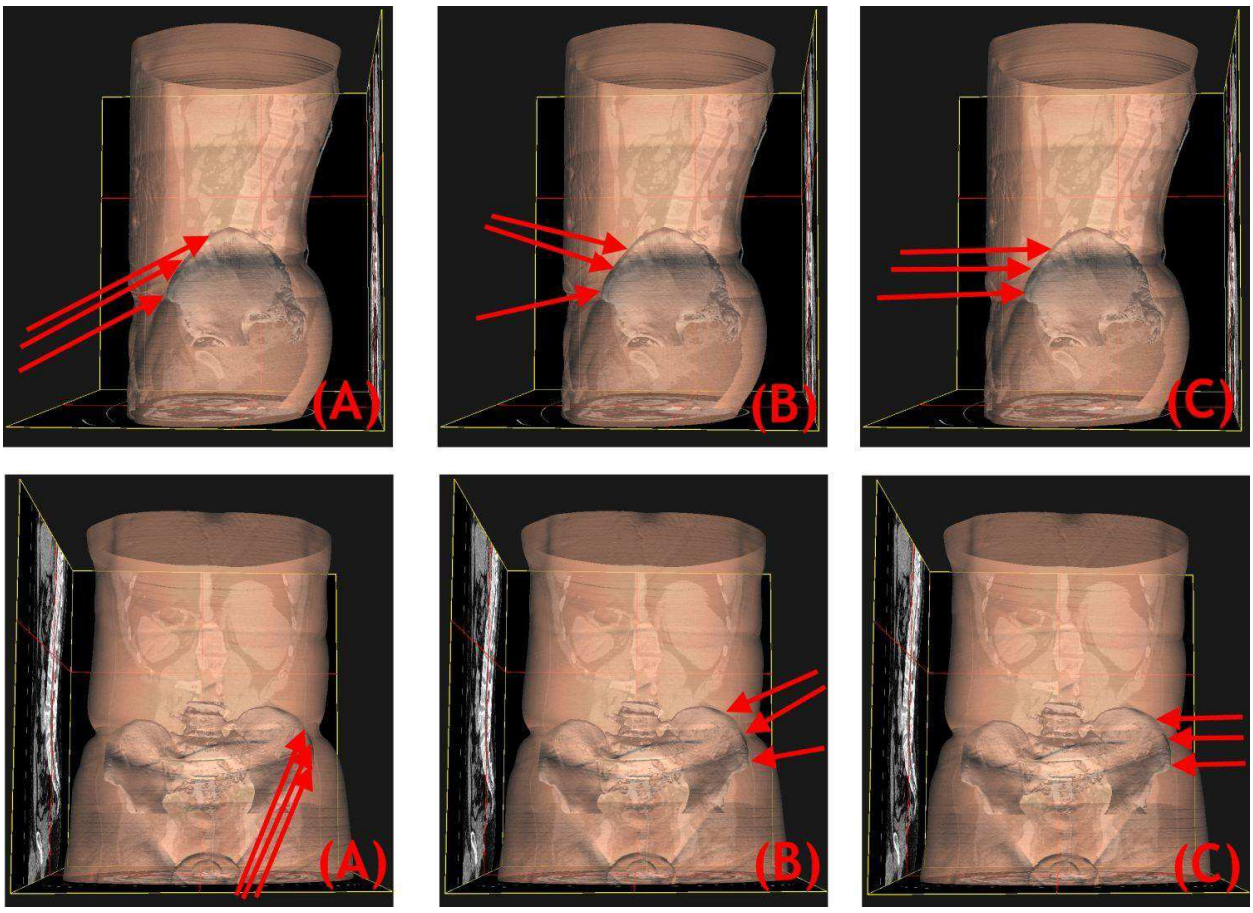

Figure 76 : Matérialisation de repères anatomiques sur l'extérieur du corps.

La série (A) montre le geste que le praticien doit réaliser lors d'une projection suivant la direction du projecteur. Les flèches rouges représentent la direction du geste visant à projeter la crête iliaque sur l'extérieur du corps, pour trois points distincts. L'image du haut illustre cette projection vue de côté, l'image du bas vue de face. La série (B) illustre la projection « au plus proche » et la série (C) la projection « au plus proche avec hauteur constante ».

Cette figure illustre les différents types de problèmes rencontrés dans les trois méthodes de projection :

- la série (A) montre que la projection suivant la direction du projecteur vidéo demande, en théorie, de constamment adapter l'angle de recalage sur le corps. Si le projecteur est orienté différemment, il faut de plus changer de méthode de réalisation : la crête iliaque doit être projetée sur le côté, vers l'avant ou l'arrière selon le placement de la projection,

- dans la série (A), projeter le sommet de la crête iliaque est difficile, car la distance entre la peau du patient et le sommet de la crête est importante. Le chirurgien a alors tendance à interpoler la position de la crête en fonction de celle de l'épine

iliaque[27]. Cette distance est moindre dans les séries (B) et (C), comme on peut le voir dans les images inférieures,

- la projection « au plus proche » demande d'adapter l'angle de projection au cours de sa réalisation. Néanmoins, elle correspond à la méthode de projection la plus intuitive pour le chirurgien car en tout point de la crête, il cherchera à effectuer la projection la plus simple à réaliser, donc la plus courte.

Le recalage de l'image projetée sur le corps du patient avec les repères anatomiques dessinés sur le patient est ensuite réalisé manuellement par l'utilisateur. Le choix des repères visuels matérialisés doit conduire à un recalage le plus facilement reproductible, pour garantir la précision de la réalité augmentée.

La section suivante présente la contrepartie informatique au choix de la matérialisation.

6.3 Projections sur le patient

Pour être capable de recaler une scène 3D projetée sur le corps du patient, il est nécessaire de définir des points de correspondance qui doivent être faciles à reproduire et à visualiser.

Informatiquement, plusieurs repères visuels ont été expérimentés :

(1) l'affichage des structures anatomiques 3D telles qu'elles ont été reconstruites,

(2) l'affichage d'une ligne représentant ces repères, à savoir la ligne supérieure pour les crêtes iliaques et la ligne passant par le centre de la côte,

(3) l'affichage des lignes susmentionnées projetées sur la reconstruction du corps, selon la méthode « au plus proche de l'extérieur du corps »,

(4) l'affichage des lignes susmentionnées projetées sur la reconstruction du corps, selon la méthode « au plus proche avec hauteur constante ».

Les algorithmes correspondant à ces méthodes de projection sont détaillés dans l'annexe D. Ces algorithmes font partie intégrante de ce travail, mais ne sont pas inclus dans cette section pour en faciliter la lecture.

La projection de l'image sur le corps projette *de facto* les structures 3D sur le corps réel selon l'orientation du projecteur vidéo. Les repères décrits en (1) correspondent donc au recalage des matérialisations avec la projection des repères anatomiques selon l'orientation du projecteur vidéo. Les repères décrits en (2) correspondent au même

[27] La crête iliaque est la partie la plus frontale du bassin, pointée par la flèche du bas sur l'image du haut de la série (A)

recalage, avec une facilité de visualisation et de réalisation due à la représentation des repères 3D en une ligne représentative. Dans les repères décrits en (3), la projection vidéo ne modifie pas in fine la projection des lignes sur la reconstruction du corps car le corps reconstruit doit être recalé avec le corps réel. Les repères sont donc visualisés, après recalage, sur le corps réel comme ils le sont sur la reconstruction du corps. Il en est de même pour les repères décrits en (4).

Cette particularité des repères (3) et (4) permet de réaliser le recalage de façon plus libre. Dans les cas (1) et (2), la projection des repères anatomiques réels sur le corps doit être faite dans la direction du vidéoprojecteur pour que le recalage soit cohérent. Dans les cas (3) et (4), la méthode de projection des repères anatomiques réels est libre; le choix de projection des repères doit toutefois être en adéquation avec le choix de la matérialisation.

La Figure 77 illustre les différents repères mentionnés: la crête iliaque (repère anatomique) en rouge, sa ligne représentative en bleu et la projection sur le corps « au plus proche » en vert. On voit nettement sur cette image que la projection « au plus proche » sur la reconstruction de l'extérieur du corps est faussée dû au port par le patient d'un pantalon serrant sa taille lors de la réalisation du scanner préopératoire. La projection « au plus proche avec hauteur constante » ne présente pas ce biais. Cette différence est bien visible dans la Figure 78, qui met en valeur les différences entre la projection « au plus proche » (en vert) avec la projection « au plus proche avec hauteur constante » (en rouge). On voit nettement que la position du contour rouge n'est pas faussée par le marquage de la taille du patient.

Le choix des méthodes de matérialisation des structures anatomiques et de projection des structures reconstruites doit être fait conjointement.

La projection informatique a été évaluée sur les reconstructions réalisées en contexte clinique. Le déroulement de l'algorithme est automatique une fois que l'opérateur a indiqué les structures à projeter (côtes et crêtes iliaques notamment).

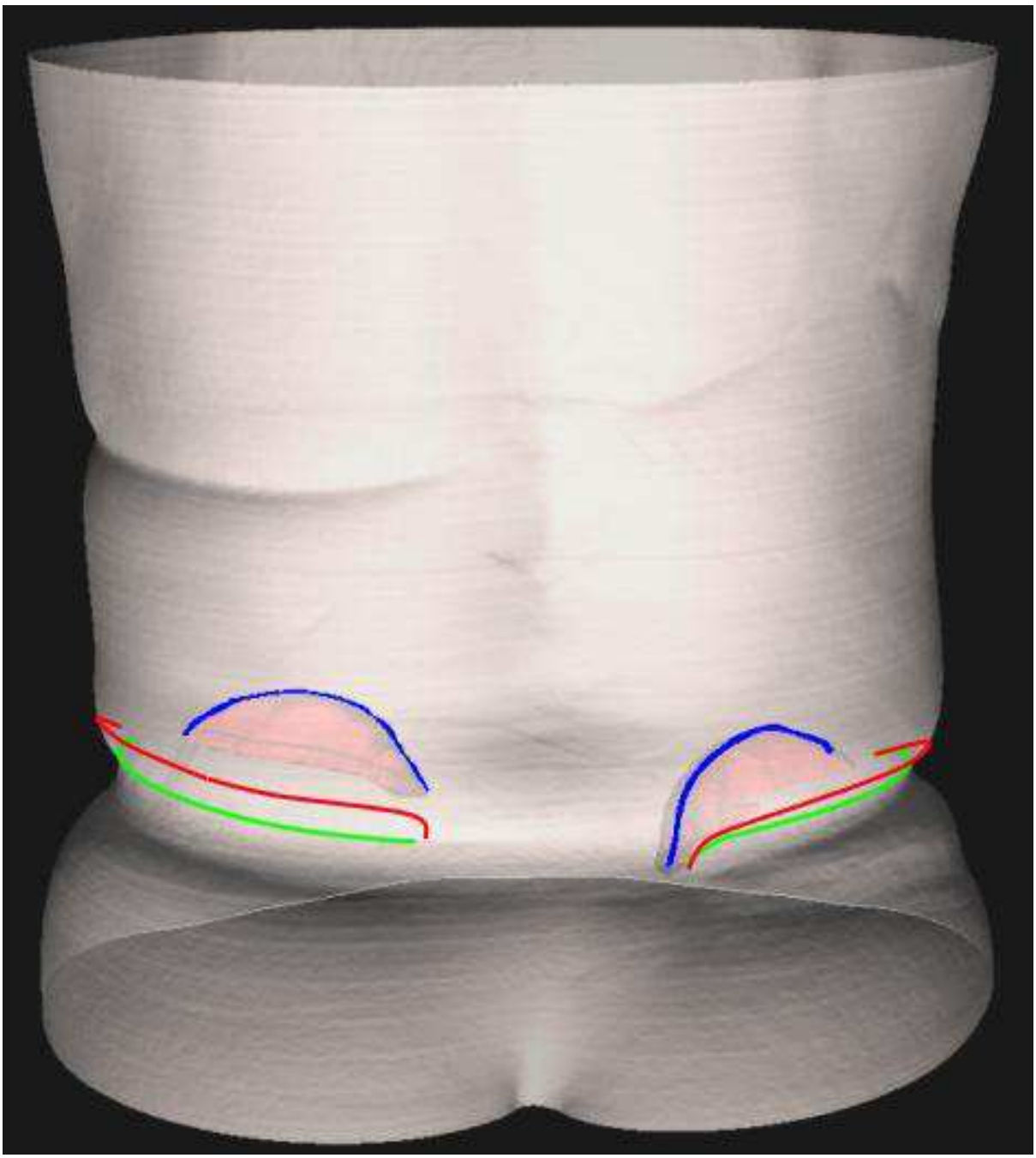

Figure 77 : Visualisation de repères anatomiques.

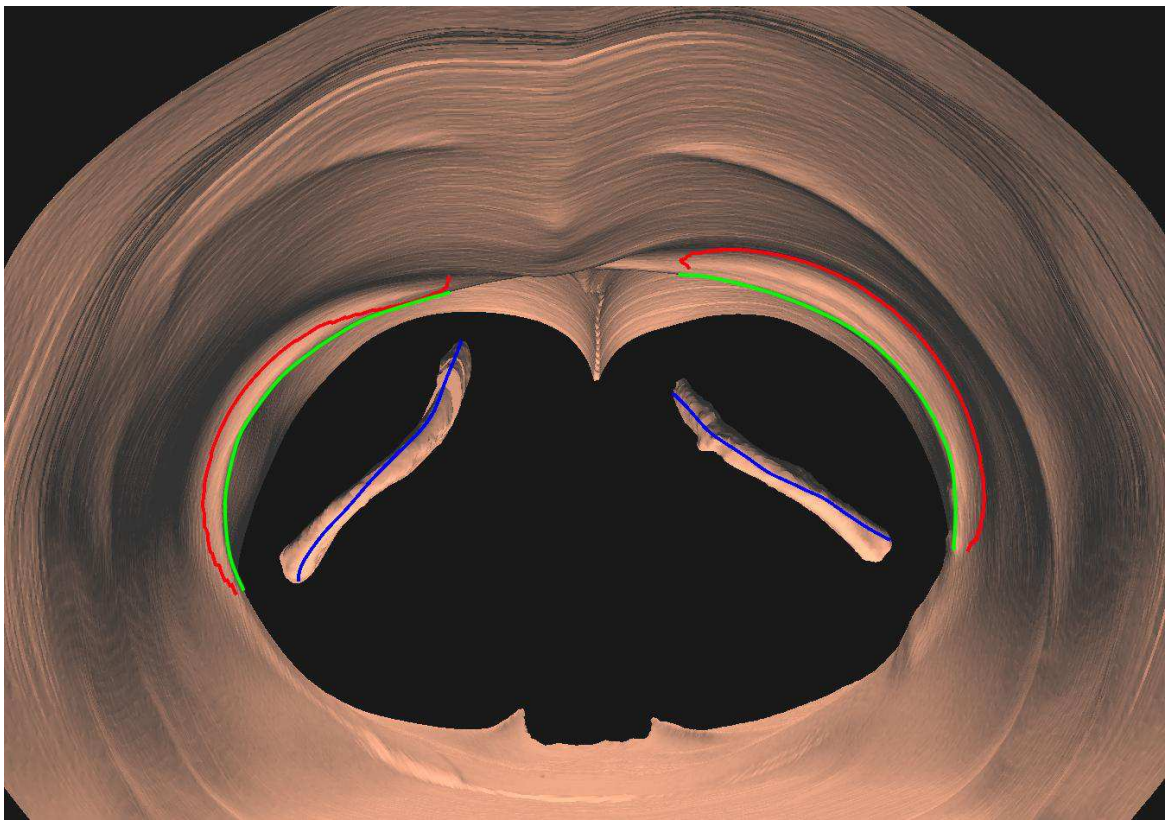

Figure 78 : Visualisation de repères anatomiques sous une autre incidence.

Dans nos applications, nous avons retenu la méthode (4). Cette méthode permet une meilleure précision que la méthode (1) le chirurgien ne recale que des lignes. Elle est capable de donner les mêmes résultats que la méthode (2) lorsque la projection est réalisée dans la direction du vidéo projecteur. Elle ne possède pas le biais de la méthode (3) présenté dans la Figure 77 et est la plus intuitive pour le chirurgien.

La projection sur le corps humain induit nécessairement des problèmes de visualisation, car selon le point de vue, l'image peut apparaître déformée ou très incomplète. Lors de la réalisation d'une projection vidéo sur le corps humain, il est nécessaire de tenir compte de trois paramètres :

- l'image à projeter, c'est-à-dire le point de vue de la caméra dans la scène 3D,
- la position, l'orientation et les paramètres du projecteur vidéo, notamment son angle d'ouverture,
- la position du point de vue de visualisation, c'est-à-dire la position du clinicien.

Des déformations apparaissent dès lors que ces trois repères ne sont pas gérés avec le plus grand soin. Ces déformations, bien qu'amplifiées par la surface sur laquelle l'image est projetée (le corps humain), apparaîtraient également lors d'une projection sur une surface plane.

Pour assurer une visualisation sans déformation, nous positionnons le point de vue dans la scène aux mêmes coordonnées que la position du projecteur, grâce à la modélisation du bloc opératoire présentée précédemment. Pour assurer une visualisation sans déformation, il faudrait que le point de vue de visualisation soit exactement au même endroit que le point de vue de projection : l'image émise sera alors la même que l'image vue par réflexion. Dans la pratique, pour des faibles variations d'angle entre le point de vue du clinicien et le projecteur, par rapport au centre de l'image, l'image apparaît peu déformée et la visualisation 3D reste cohérente. Lorsque l'orientation de l'image est très différente de la position de visualisation, l'image n'est plus cohérente avec le point de vue de l'opérateur et apparait déformée, et inutilisable pour la réalisation d'une intervention. C'est pourquoi il est nécessaire, dans la pratique, de s'assurer que le vidéoprojecteur est à tout moment situé dans une position compatible avec la position du clinicien. Il est possible de changer à tout moment la position du projecteur et de l'image projetée, en changeant les paramètres associés à la modélisation de la salle d'opération, pourvu que le projecteur soit déplaçable.

L'évaluation des différentes méthodes de projection a été réalisée selon plusieurs critères :

- la précision et la répétabilité des différentes projections réalisées informatiquement,

- la difficulté de la réalisation de la projection des repères anatomiques du patient sur son corps,

- la précision et la répétabilité du recalage de l'image sur la matérialisation des repères anatomiques réels,

- la satisfaction du chirurgien lors de la réalisation de l'insertion d'outils chirurgicaux en utilisant la réalité augmentée.

Cette évaluation a été faite lors de la réalisation de ponctions et d'interventions sous cœlioscopie et utilisant la réalité augmentée. Elle est discutée au chapitre 10.

7. Acquisition et traitement de données en temps réel

La réalisation d'une ponction est généralement une procédure non chirurgicale. Cela signifie qu'elle s'effectue sans ouvrir et sans utiliser de caméra interne et que seuls des outils de visualisation indirecte, notamment des échographes, sont disponibles pour vérifier la précision de la ponction.

Dans la majorité des cas, la ponction est guidée par échographie, car elle est relativement simple à mettre en œuvre et elle n'est pas rayonnante. La ponction est néanmoins parfois guidée par TDM ou réalisée à l'aide d'un amplificateur de brillance. Ce guidage est particulièrement utilisé dans la réalisation de ponctions crâniennes, l'os crânien rendant l'échographie inopérante.

Le guidage est utilisable également lors de l'insertion d'un trocar durant une intervention chirurgicale sous cœlioscopie, ou durant l'insertion d'une aiguille de ponction en début de NLPC.

Afin d'aider à la réalisation de ces ponctions, nous avons développé des techniques d'acquisition et de traitement en temps réel d'images 2D de différentes modalités, à savoir les images échographiques, radiographiques et utilisant le spectre visible.

Dans nos travaux, nous avons travaillé sur la fusion de la segmentation 3D avec des données 2D provenant de sources très différentes :

- les images radiographiques permettent d'obtenir des images selon une incidence particulière. Chaque pixel de l'image représente l'ensemble des structures traversées par les rayons X selon une ligne droite. Toutes les structures présentes dans le champ de vue sont représentées dans cette image, mais elles peuvent apparaître en superposition les unes par rapport aux autres. On peut obtenir une image équivalente dans une série de TDM en calculant un DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) selon la même incidence. Leur résolution est très bonne, mais leur fréquence dépend fortement du matériel utilisé; elle peut aller de 2 à 30 images par secondes,

- les échographes fournissent une information en chaque point de l'espace traversé. On peut donc faire correspondre à tout point de l'échographe un point dans la série d'examen préopératoire, après recalage. Ces images ont toutefois un faible champ de vue, présentent une déformation très dépendante de la sonde utilisée et fournissent une relativement mauvaise résolution,

- les images acquises dans le spectre visible ne pénètrent pas au travers de la peau du patient. En revanche, il existe des appareils d'acquisition relativement bon marché

et facilement disponibles, comme les caméras USB de type webcam, qui possèdent une très grande précision. Elles permettent le recalage entre le corps du patient ou les outils visibles avec la segmentation 3D.

Ces images sont très différentes par leur nature et leur méthode d'acquisition; elles nécessiteront donc des traitements spécifiques.

7.1 Acquisition et traitement temps réel d'images radiologiques

L'utilisation des images acquises lors de l'examen, telles que les images échographiques ou radiographiques, nécessite un traitement en temps réel. Un flux échographique peut atteindre 50 images par seconde, en fonction de ses réglages; un flux d'images issues d'un scanner ou d'une unité mobile est compris entre 2 et 30 images par seconde, en fonction des appareils et de leur emploi.

Cela signifie que le traitement et l'affichage de ces images doit être effectué en un temps très court (50 ms si l'on doit traiter 20 images par secondes).

Ce temps extrêmement court nous a encouragé à développer des méthodes de traitement et de recalage efficaces et réalisant un faible nombre d'opérations, de façon à ne pas altérer le flux d'images.

Dans la littérature, on retrouve principalement des méthodes consistant à effectuer un recalage 2D/3D en comparant des DDR avec des images issues de rayons X. Ainsi, dans [71], le recalage est réalisé à partir de deux images 2D issues d'appareils à rayons X dont la position et l'orientation relatives sont connus; le recalage est réalisé à l'aide d'une méthode de mesure de l'information mutuelle. Une méthode similaire est utilisée dans [72], pour des applications de chirurgie spinale, avec laquelle la précision a été évaluée à moins de 2 mm.
On retrouve également des tentatives de recalage d'IRM avec des images échographiques [73].

Malheureusement, le recalage de ces images est un processus lent, qui n'est pas adapté à une utilisation temps réel, ce qui nous a conduits à développer nos propres méthodes.

En contexte opératoire, nous utilisons plusieurs méthodes de traitement et d'intégration des images.

Une première méthode, très générale et adaptée à tout type d'image, est la suivante :

1. sur la première image 2D acquise, l'opérateur définit trois points de référence qui serviront au recalage,

2. l'opérateur choisit ensuite manuellement une coupe de référence dans la série préopératoire, correspondant à l'image 2D acquise et choisit les trois points de référence homologues,

3. l'image, ou le flux d'image, sont alors automatiquement fusionnés dans l'examen en utilisant les deux triplets de points homologues.

Cette méthode, présentée en section 8.5, est adaptée lorsque l'angle d'acquisition des images per opératoires ne varie pas au cours de l'opération, ou n'est que rarement modifiée.

Cette méthode a été présentée pour la première fois dans [74] et ne fait pas partie des contributions de mon travail de thèse. Elle a cependant été utilisée pour traiter en temps réel un flux d'images radiologiques ou échographiques.

La Figure 79 illustre le choix manuel des points servant à la fusion de l'image 2D dans la série d'examen 3D préopératoire. Un choix identique doit être réalisé sur une coupe de la série 3D, pour que la coupe 2D soit fusionnée dans la série 3D, comme illustré dans la Figure 80.

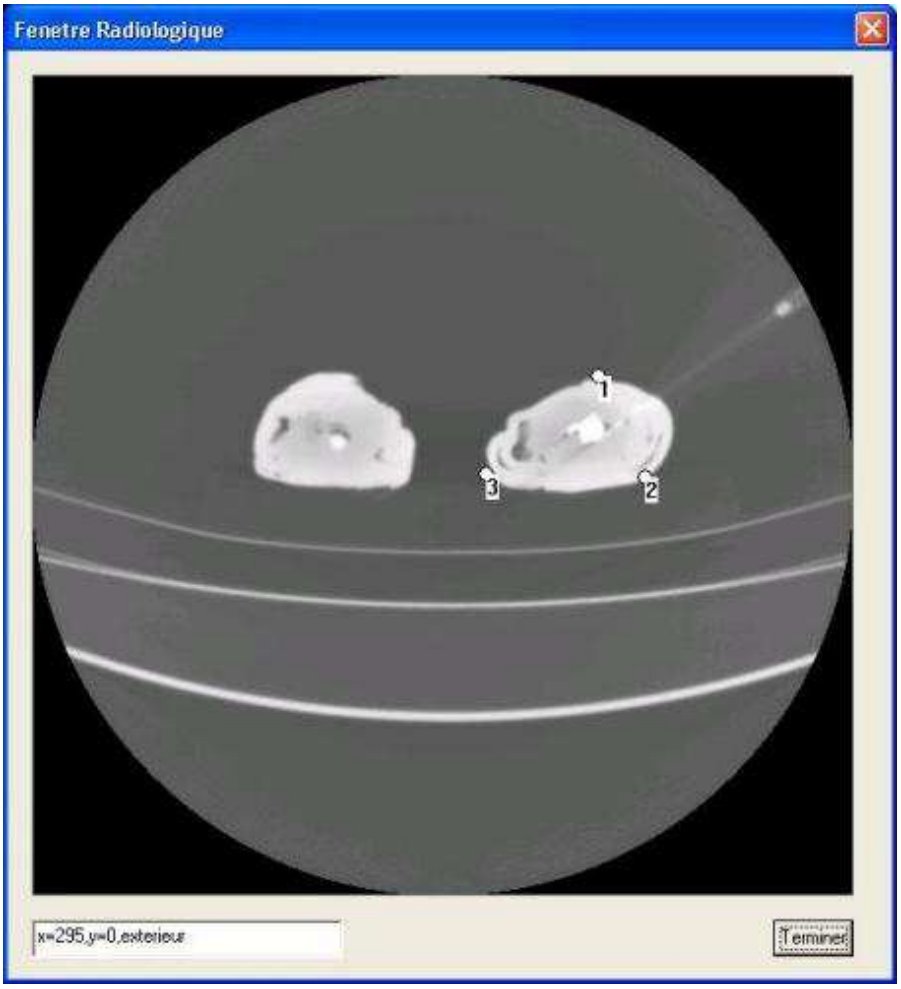

Figure 79 : Recalage manuel d'une image 2D.

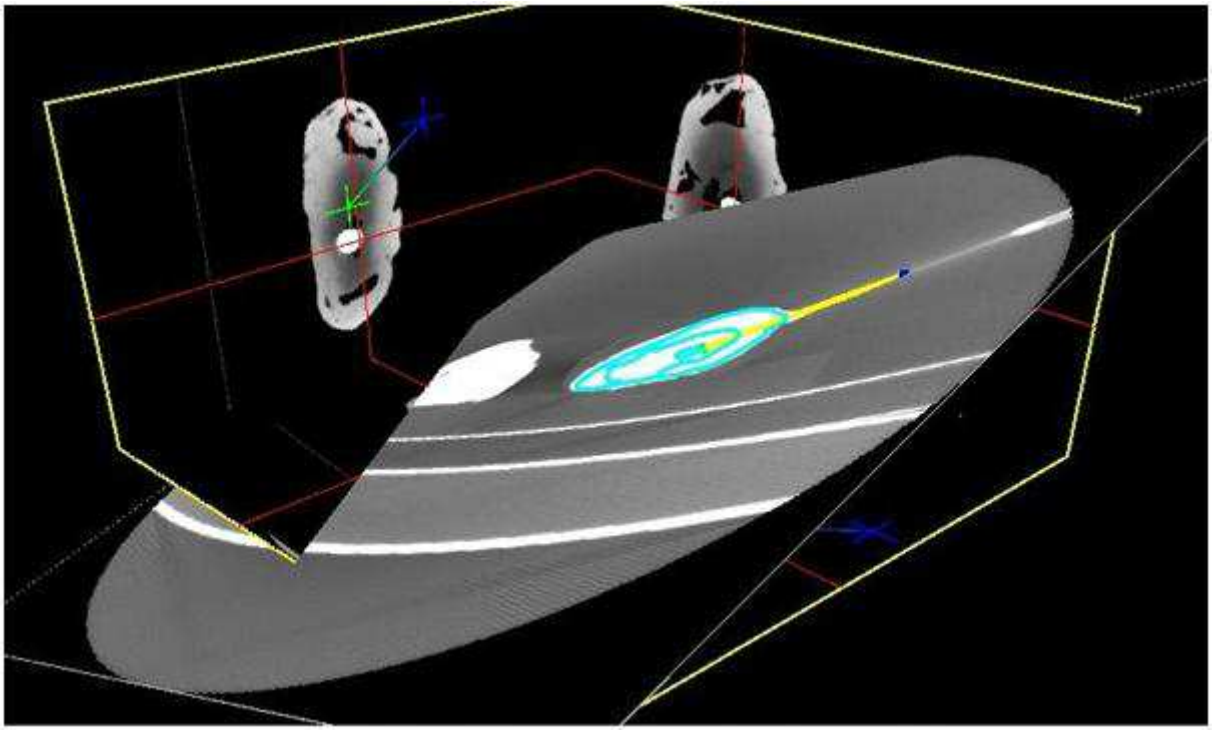

Figure 80 : Fusion 2D/3D semi-automatique.

Durant mes travaux de thèse, la chaîne de traitement développée et adaptée aux images à rayons X a été la suivante :

1. la coupe de référence est choisie dans l'examen 3D à l'aide du plan incliné et une extraction des contours est réalisée,

2. les données 2D sont récupérées en temps réel, soit par FTP, soit par transfert direct entre l'imageur et le programme, en utilisant le protocole imposé par la norme DICOM,

3. chacune de ces images subit éventuellement un prétraitement ; une extraction des contours est alors réalisée,

4. la coupe préopératoire et l'image per opératoire sont recalées à partir de leurs contours extraits.

Le choix de la coupe de référence dans l'examen préopératoire est réalisé manuellement par le chirurgien; celle-ci pourra être ajustée automatiquement, en fonction du déplacement éventuel de l'appareil d'acquisition per opératoire.

La phase d'extraction des points caractéristiques d'une image est réalisée de la façon suivante :

- des points de fort gradient sont extraits des images 2D et 3D à l'aide d'un filtrage de Sobel modifié. Ce filtrage est illustré dans la Figure 81 sur une image de TDM : la

partie gauche présente l'image interpolée dans un plan incliné, dans laquelle les points automatiquement extraits sont mis en valeur, la partie droite ne reprend que les points extraits à l'aide de ce filtre. Dans cet exemple, un total de 11600 points est automatiquement extrait,

- ces points sont regroupés en classes, à l'aide d'un critère de distance : tout point se trouvant à une distance inférieure à une valeur arbitraire d'une classe préexistante est agrégé à cette classe,

- un filtrage est alors réalisé sur ces classes : toute classe ne comprenant pas suffisamment de points (le nombre est choisi arbitrairement) est éliminée,

- enfin, les points de ces classes sont filtrés : des points sont éliminés pour que la distance minimale entre deux points d'une classe corresponde à une distance arbitrairement définie. Ce critère est respecté en choisissant un point du contour, en éliminant tous les points trop proches et en choisissant comme point suivant le point qui lui est le plus proche.

Le temps de calcul est dépendant des points suivants :

- l'extraction des points de fort gradient est réalisée en complexité O(n), n étant le nombre de pixels de l'image considérée, et le calcul du gradient est une opération très rapide,

- le regroupement en classes peut être réalisé de deux manières : soit par un parcours de type « ouvert/fermé », où chaque voxel non encore attribué se voit ajouté à une liste existante de contours ou est considéré comme faisant partie d'une nouvelle liste, soit par un parcours linéaire de l'image, avec pour à chaque étape une comparaison avec les voisins déjà parcourus. La première méthode est de l'ordre de $O(n^2)$, avec n le nombre de gradients retenus à l'étape précédente, la seconde est de l'ordre de O(n), avec n le nombre de pixels de l'image ; il faut toutefois compter que le nombre de comparaisons de voxels à chaque étape est dépendant de la distance maximum choisie, car elle augmente la taille du voisinage. Dans nos expériences, nous utilisons cette deuxième méthode car elle permet de garantir un temps d'exécution plus constant que la première, mais une étude restant à réaliser permettrait de déterminer dans quel cas il serait plus judicieux d'utiliser la première ou la seconde méthode, notamment en fonction du nombre de points de gradient, de la taille du voisinage, et du nombre de pixels de l'image,

- le filtrage des classes est réalisé en o(n), avec n le nombre de classes de l'image. Au vu du faible nombre de classes (de l'ordre de la dizaine lorsque les paramètres sont correctement définis), cette étape a un coût en temps négligeable par rapport aux autres parties,

- le filtrage final des points a une complexité de $o(n^2)$, avec n le nombre de points d'une classe.

Le résultat du filtrage est illustré par la Figure 82 : des 11600 points de la Figure 81, seuls 821 ont été retenus.
Ce faible nombre de points permet de garantir de bonnes performances, notamment temps réel, lors du recalage des images : sur une machine grand public de 2008, il est possible d'effectuer ce calcul une vingtaine de fois par seconde.

La Figure 83 présente la fenêtre de paramétrage de cet algorithme de filtrage. Les valeurs que l'on peut y retrouver, de haut en bas, sont le seuillage appliqué aux résultats du filtre type Sobel, la distance minimale entre deux points pour qu'ils soient considérés comme faisant partie de la même classe, le nombre minimal de points d'une classe pour qu'elle soit gardée lors de l'étape de filtrage et la distance minimale entre deux points après filtrage.

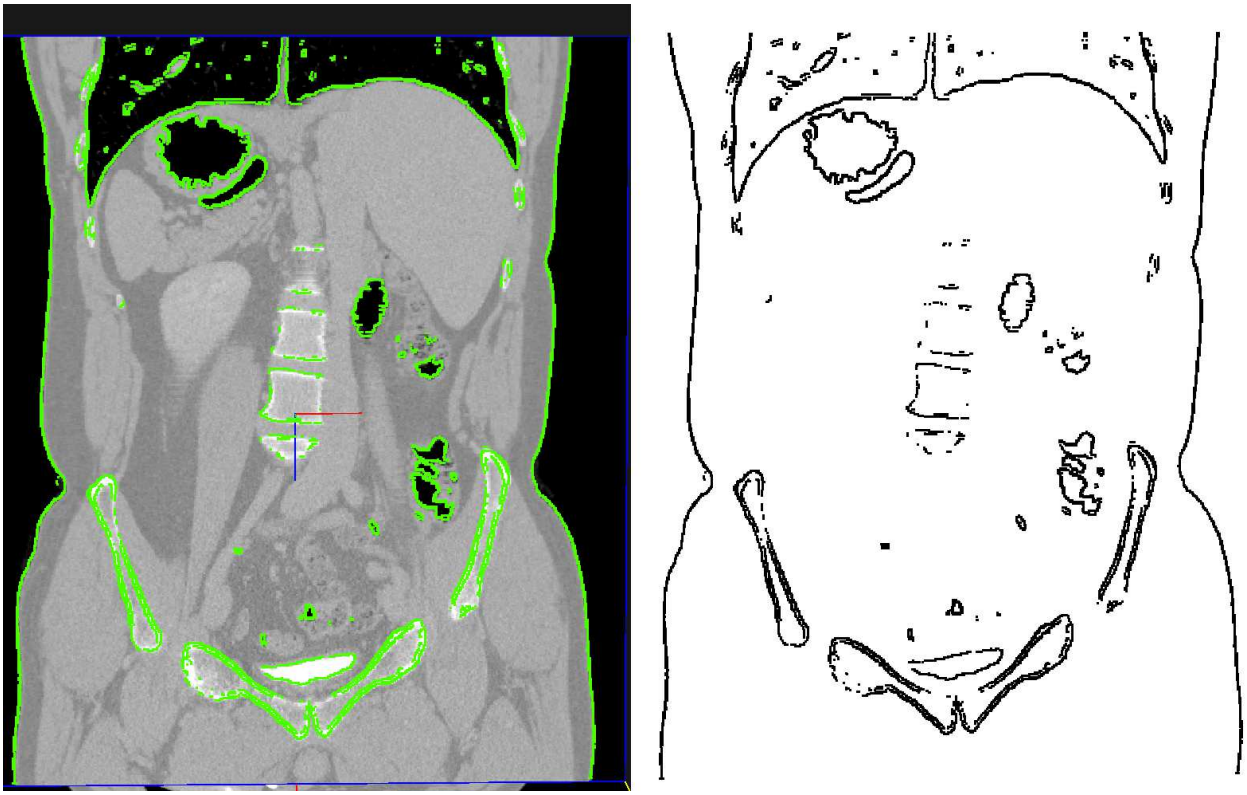

Figure 81 : Détection automatique de contours

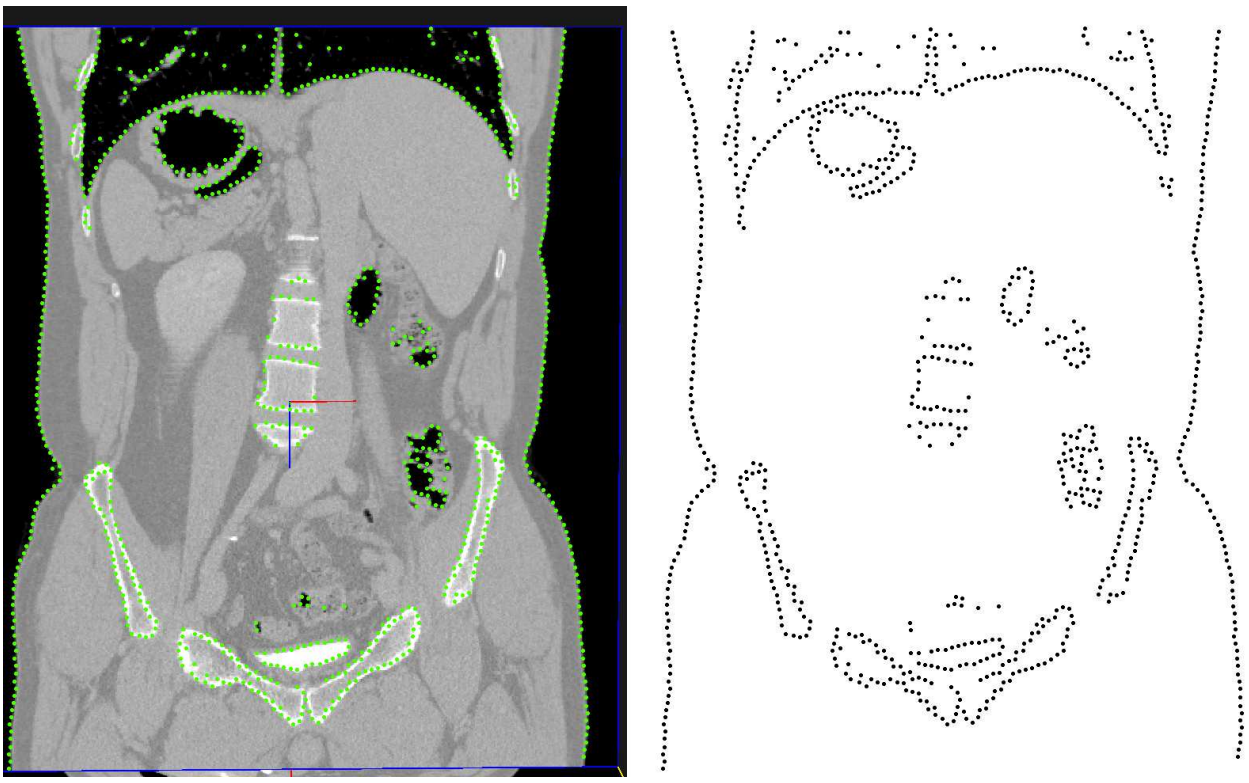

Figure 82 : Résultat du filtrage des classes extraites à partir de la Figure 81.

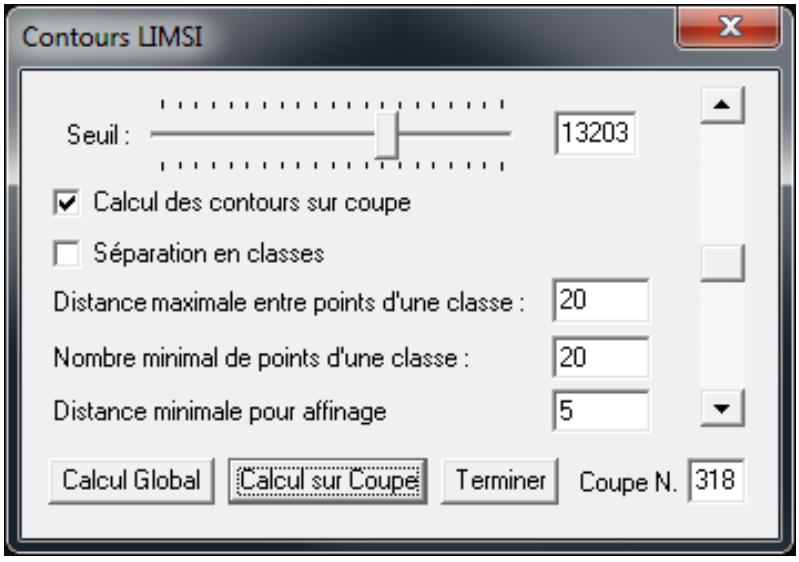

Figure 83 : Fenêtre de paramétrage du filtrage

Dans la Figure 83, les cases « Calcul des contours sur coupe » et « Séparation en classes » permettent de choisir si l'algorithme doit effectuer ces opérations. Elles sont principalement utilisées pour réaliser des essais et l'explication précédente est valable lorsque les deux cases sont cochées.

Le recalage automatique réalisé à partir des ensembles de points extraits des deux images (l'image 2D issue de la série 3D, l'image 2D acquise lors de l'opération) n'a pu être terminé lors de cette thèse, faute de temps.

L'explication suivante propose une méthode de recalage adaptée aux points extraits et justifie sa pertinence.

Nous proposons d'utiliser la méthode ICP, pour *Iterative Closest Point* [75], qui est une méthode rapide et itérative permettant de trouver le meilleur recalage d'un ensemble de points.

Un recalage par défaut peut être fourni à la main par l'opérateur, tel que décrit précédemment. Ce recalage par défaut permet de s'assurer que l'algorithme ICP ne va pas converger vers un minimum local qui ne correspondrait pas au recalage que l'on souhaite.

Les données acquises peuvent différer des données préopératoires, notamment par le fait que chacun des pixels issus d'une acquisition de type radiographique donne une information sur l'ensemble des structures traversées, contrairement à la coupe TDM dans laquelle on a « supprimé » l'influence des autres coupes sur l'image calculée.

Cela implique que les structures visibles dans une image n'ont pas toujours d'équivalent dans l'autre image (l'image radiographique aura nécessairement plus d'informations qu'une coupe de TDM sous la même incidence).

En s'assurant que chaque point d'un ensemble est lié à au plus un unique point de l'autre ensemble (le plus proche), l'algorithme d'ICP évite que les points d'une structure présente dans une image et n'ayant pas d'équivalent dans l'autre image n'interfèrent dans le processus de recalage.

Lors de l'acquisition d'images supplémentaires, chaque image successive ne se démarque de l'image précédente que d'une fraction de degré ou de quelques millimètres, lorsque l'appareil d'acquisition est mis en mouvement (en faisant pivoter la tête du scanner ou le bras de l'amplificateur de brillance).

L'ICP est là encore adaptée à ce type de mouvement, car sa méthode itérative permet de repartir du recalage précédent et de l'améliorer en retrouvant le mouvement effectué par l'unité d'acquisition. L'algorithme est donc très adapté pour le type d'applications envisagé.

Il devrait être possible de choisir la coupe dont le minimum local atteint par l'ICP est le meilleur, en changeant uniquement l'inclinaison à partir de la coupe donnée originellement par l'opérateur. L'image radiographique acquise représentant l'ensemble des structures traversées, le choix de la hauteur de coupe dans la série préopératoire est arbitraire et ce choix devrait être laissé à l'opérateur.

7.2 Acquisition et traitement temps réel d'images visibles

Pour tenter d'améliorer le suivi de trajectoires d'intervention, nous avons mis en place une méthode de suivi utilisant une ou plusieurs webcams disposées dans la salle d'intervention. Le principe est d'aboutir à une image du type réalité augmentée, intégrant les reconstructions 3D préopératoires dans le flux vidéo visible, de façon à pouvoir comparer en continu la trajectoire réelle de ponction avec la trajectoire planifiée.

La mise en place de ce type de réalité augmentée est la suivante :

- l'opérateur met en place les webcams dans la salle d'intervention et indique au logiciel où se trouve chaque webcam par rapport à l'examen 3D reconstruit avant l'intervention,

- l'image 3D peut alors être superposée à l'image 2D de la webcam, en mettant les deux scènes dans un repère commun,

- en visualisant simultanément la trajectoire planifiée et la trajectoire réelle, durant l'intervention, le chirurgien est capable de valider ou rectifier la trajectoire réelle de ponction en fonction de la trajectoire planifiée.

En utilisant plusieurs webcams, le chirurgien dispose de plusieurs points de vue de l'intervention, visibles en même temps, pour lui permettre de valider la trajectoire de ponction selon plusieurs incidences. Le recalage entre la scène 3D et l'image de la webcam est assuré manuellement par l'opérateur, lorsqu'il entre les données de position de la webcam.

Ce positionnement peut être réalisé à l'aide d'une interface comme présentée au chapitre 6, où la modélisation de la table d'opération et du vidéoprojecteur permet de mettre en place la réalité augmentée par vidéo projection. La validation et l'ajustement éventuel peuvent être réalisés de façon analogue à la mise en place de la R.A. par vidéo projection, en vérifiant le bon ajustement de points communs aux deux scènes. Cet ajustement peut tout à fait être réalisé en mettant en correspondance les projections des structures osseuses sur l'extérieur du corps, dans la scène 3D, avec la matérialisation de ces mêmes structures sur le corps du patient.

La précision de la R.A. par webcam est alors la même que lors de la mise en place de celle par vidéo projection.

Ce suivi de réalisation de ponctions diffère en plusieurs points de l'utilisation d'un amplificateur de brillance, pour plusieurs raisons :

- tout d'abord, les images obtenues par l'amplificateur de brillance ont comme avantage de donner des résultats précis et fiables, qui ne peuvent être remis en

cause en cas de doute. Les images issues de rayons X permettent de connaître la réalité des structures traversées, là où l'image webcam ne peut suivre la trajectoire de ponction à l'intérieur du corps du patient,

- en revanche, les images obtenues par rayons X ne permettent de n'avoir qu'un rendu 2D à la fois, contrairement à l'utilisation de plusieurs webcam en simultané. On peut donc connaître la position et l'orientation de l'outil en 3D à tout moment en utilisant au moins deux webcams,

- les images issues de rayons X ont un faible débit, de l'ordre de une à deux images par seconde pour les appareils classiques. Cette fréquence ne permet pas un retour en temps réel du geste du chirurgien, ce qui ralentit la procédure chirurgicale,

- *a contrario*, les webcams fournissent un flux vidéo de l'ordre de 30 images par seconde, ce qui permet un suivi en temps réel de la procédure,

- enfin, l'amplificateur de brillance est source de rayonnements ionisant, ce qui implique des risques pour le patient comme pour le personnel médical, qui est obligé de s'équiper spécialement[28].

L'utilisation de simples webcams apporte de nombreux avantages par rapport à l'amplificateur de brillance, mais ne peut être utilisé que comme complément et non remplacement à cette technique.

Elle peut toutefois permettre de diminuer le temps d'intervention et la quantité de radiations reçues par le patient au cours de la procédure.

La Figure 84 présente l'une des toutes premières utilisations de cette technique dans des interventions rénales [76]. Par ailleurs elle a été utilisée dans une application à vocation industrielle, qui est présentée au chapitre 9.

[28] Par exemple par l'utilisation d'un tablier de plomb

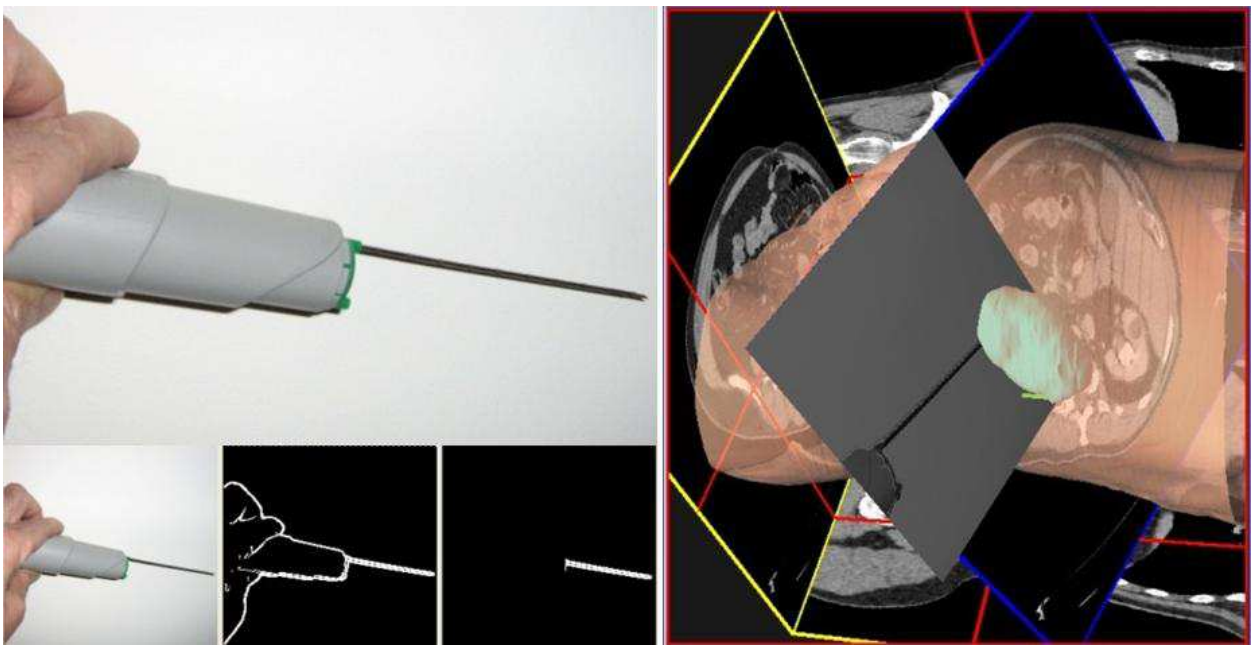

Figure 84 : Utilisation d'un flux vidéo temps réel lors du guidage d'une ponction.

7.2.1 Extraction de l'outil dans l'image

Pour déterminer dans l'espace la position de l'outil à partir d'images webcam, il est tout d'abord nécessaire d'extraire sa position dans chacune de des images.

Lors de nos travaux, nous avons conçu et implanté dans PTM3D une version modifiée de la transformée de Hough[77] pour réaliser cette opération.

7.2.2 La transformée de Hough

La transformée de Hough consiste à représenter les coordonnées d'un point $P(x, y)$ dans un repère $(\rho\,, \theta)$ dans lequel ρ représente la distance entre l'origine et une droite passant par le point P le plan image et θ l'angle entre l'axe X et la normale à la droite passant par P et de distance θ par rapport à l'origine, tel que présenté en Figure 85.

Une infinité de droites passant par le point P, sa représentation dans l'espace des paramètres n'est pas unique; ainsi la droite représentée par $\theta = 0$ et $\rho = x$ passe par P, tout comme la droite représentée par $\theta = \frac{\pi}{2}$ et $\rho = y$. L'ensemble des valeurs (ρ, θ) représentant les droites passant par P forment une sinusoïde, comme présentée en partie gauche de la Figure 86.

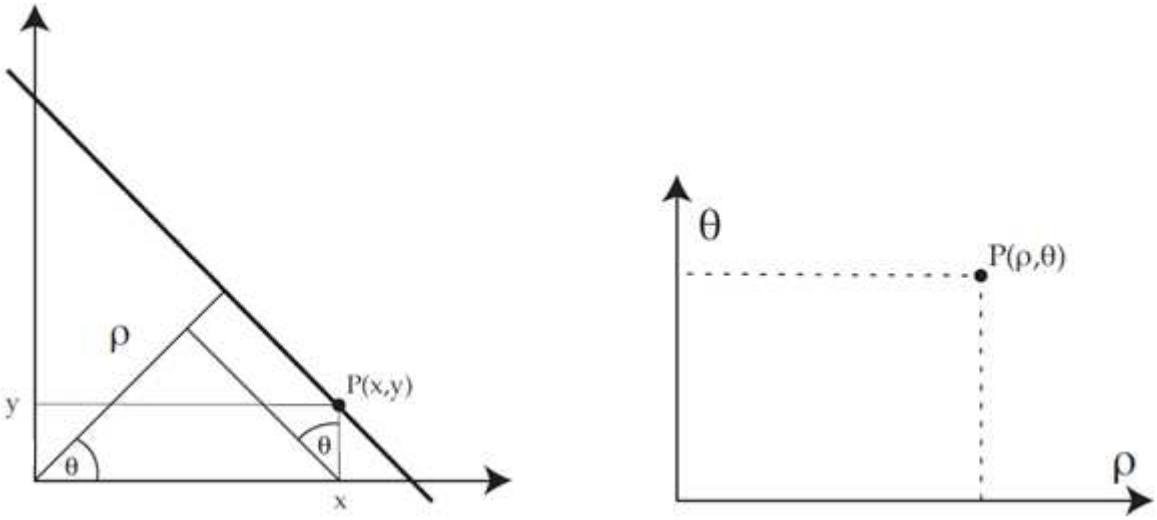

Figure 85 : Représentation de la transformée de Hough.

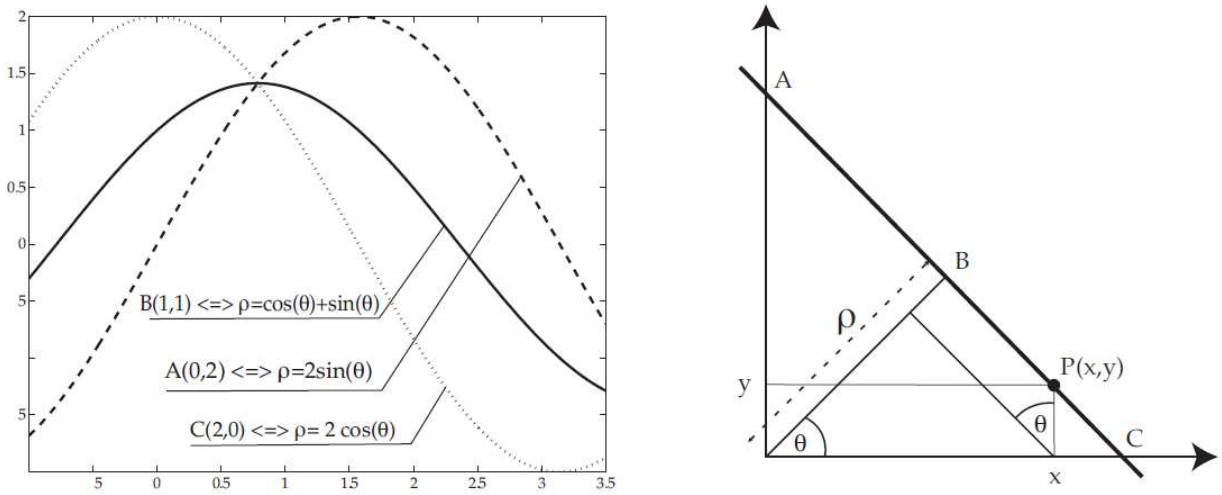

Figure 86 : Représentation d'une droite dans l'espace des paramètres.

Cette transformation permet de représenter de façon unique toutes les droites du plan. Les sinusoïdes représentant plusieurs points d'une droite se croisent alors toutes en le point (ρ, θ) qui la représente. Ainsi, dans la Figure 86, les points A, B, C (à droite), représentés par les trois sinusoïdes (à gauche) se coupent toutes en un point représentant la droite sur laquelle ils se trouvent.

7.2.3 Détection de droites dans une scène

Pour détecter des droites dans une image quelconque, il est important de commencer par appliquer un filtrage sur cette image, de façon à ne retenir qu'un ensemble de points d'intérêt (par exemple en retenant les points de l'image ayant un fort gradient). Ensuite, l'algorithme suivant peut être utilisé :

1. pour chaque point, on calcule un ensemble fini de couples (ρ, θ) correspondant à un nombre fini de droites passant par ces points,

2. les différents couples (ρ, θ) sont enregistrés dans un accumulateur,

3. on retient les couples (ρ, θ) les plus nombreux dans l'accumulateur.

La limitation de l'ensemble des couples (ρ, θ) à un ensemble fini permet de le représenter sous forme de matrice, éventuellement creuse. Cette méthode a un second avantage qui est d'introduire une imprécision inversement proportionnelle au nombre de valeurs possibles ce qui permet de considérer comme appartenant à une droite des points qui en sont proches.

L'accumulateur permet de dénombrer le nombre de sinusoïdes se croisant en chaque point (ρ, θ). En recherchant les maxima de cet accumulateur, on obtient les droites qui représentent le plus grand nombre de points de notre échantillon.

La Figure 87 illustre l'utilisation de la transformée de Hough appliquée à une photographie: l'image en haut à droite correspond à l'application d'un filtre de Sobel pour détecter les contours de l'image en haut à gauche. L'image en bas à gauche représente les accumulateurs de l'espace de Hough : plus un point est sombre, plus le nombre de sinusoïdes se croisant en cet endroit est important. L'image en bas à droite présente les segments de droite calculés comme ayant le plus grand nombre de points alignés.

Dans l'image en bas à droite, les lignes associées à l'immeuble sont correctement détectées, cependant des lignes non présentes dans l'image sont également détectées dans le coin en bas à gauche, car beaucoup de points sont présents à cet endroit sur l'image des gradients. Dans sa version d'origine, l'algorithme de Hough n'a pas de limitation sur la distance entre deux points pour les considérer comme alignés : à chaque point correspond une sinusoïde, et c'est uniquement le nombre de sinusoïdes s'inter croisant qui est le critère de détection d'un segment. En augmentant le seuil de détection (nombre de points nécessaires pour considérer l'existence d'une droite), il est possible de faire disparaître ces lignes, car la détection des lignes associées à l'immeuble sont mieux représentées dans l'accumulateur.

De par sa méthode de fonctionnement, la transformée de Hough est performante pour la détection de lignes. Elle est donc tout à fait adaptée à la reconnaissance d'outils tels qu'une aiguille de ponction ou un trocar.

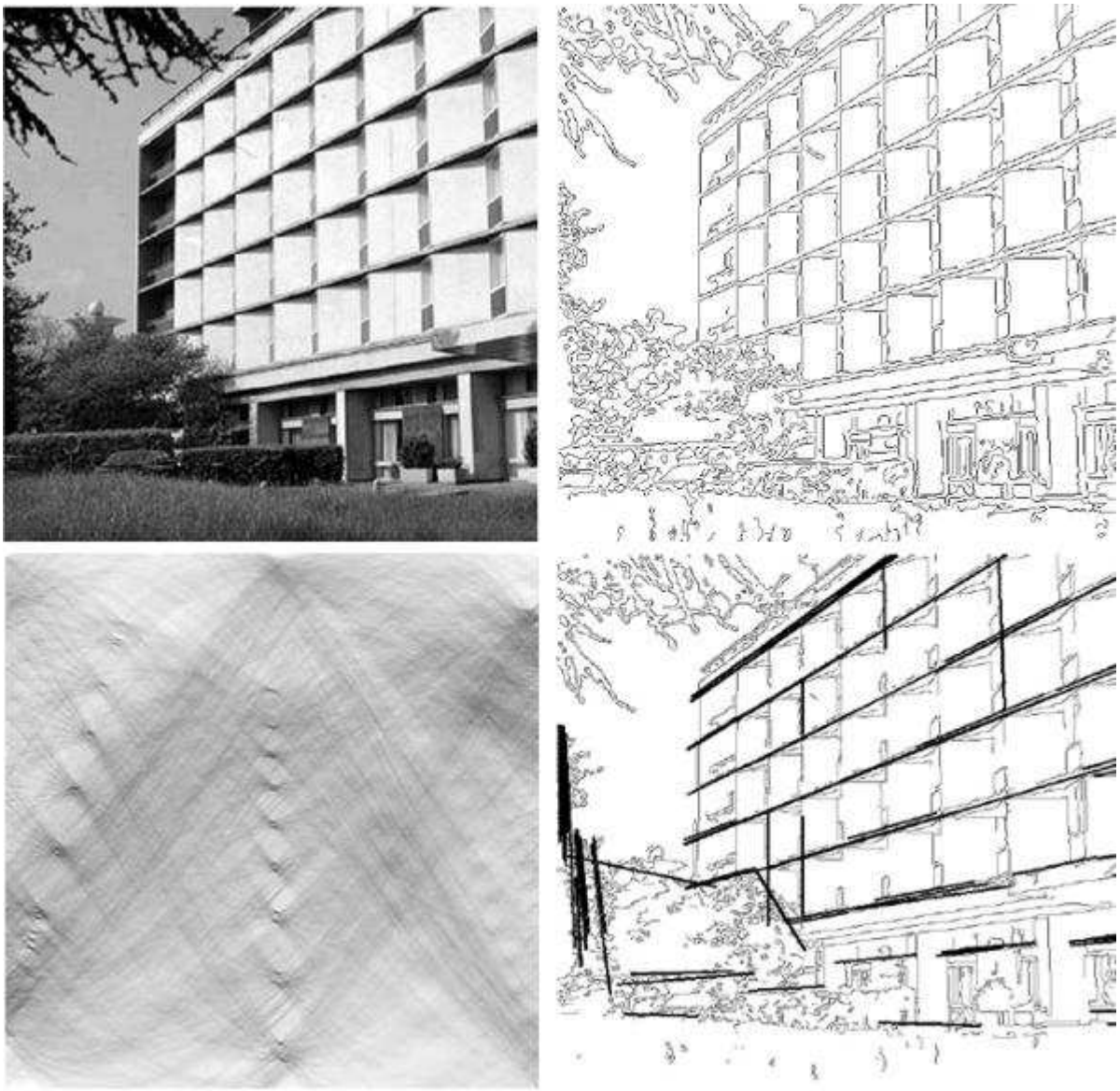

Figure 87 : Un exemple de détection de lignes par transformée de Hough.

7.2.4 Utilisation de la direction du gradient

Durant un stage de Master 2 Recherche, nous avons développé une amélioration de cet algorithme, qui vise principalement à en optimiser les performances.

A chaque point de fort gradient, on peut associer une direction, celle dans laquelle le gradient est le plus important et un sens. Lorsqu'une ligne est visible dans une image, l'orientation du gradient est orthogonale à cette ligne. On peut donc, dans l'espace de Hough, limiter la sinusoïde à la partie dont les droites associées dans l'espace image sont orthogonales à la direction du gradient, *modulo* une marge de tolérance.
Comme on considère que les points appartenant à la même ligne ont la même direction de gradient, limiter l'accumulation des couples (ρ, θ) dans l'espace de Hough ne doit pas induire de baisse de la détection des lignes.

La Figure 88 illustre l'utilisation des directions dans notre implémentation du calcul d'orientation du gradient. La direction du gradient est représentée par un nombre entre 1 et 16 inclus. Ainsi, si la valeur représentative du gradient est de 1 ou 9, la ligne à laquelle ce point appartient sera horizontale. La portion de sinusoïde dessinée dans l'espace de Hough aura pour valeur $= \frac{\pi}{2}\ [2\pi] \pm \varepsilon$, ε représentant la tolérance que l'on accorde.

En choisissant $\varepsilon = \frac{\pi}{8}$, on ne représente plus qu'un quart de la courbe, tout en diminuant le risque de détecter une droite qui n'est pas présente dans l'image.

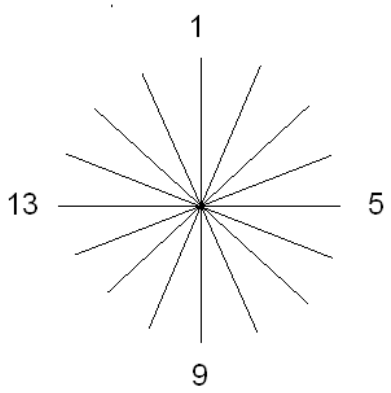

Figure 88 : Directions du gradient.

La Figure 89 présente le résultat de l'extraction par la transformée de Hough que nous avons développée. Les deux extrémités de l'aiguille présentes sur la photographie sont parfaitement reconnues et des deux lignes la représentant, on peut déterminer la longueur de l'outil, pour peu que l'on connaisse la distance avec la webcam.

En indiquant manuellement laquelle ou lesquelles des lignes de notre image initiale représentent l'outil, il est possible de le suivre dans une succession d'images vidéos.

L'étape suivante consiste donc à mettre en rapport plusieurs flux vidéo dont on connait la position pour déterminer automatiquement la position et l'angle de l'outil.

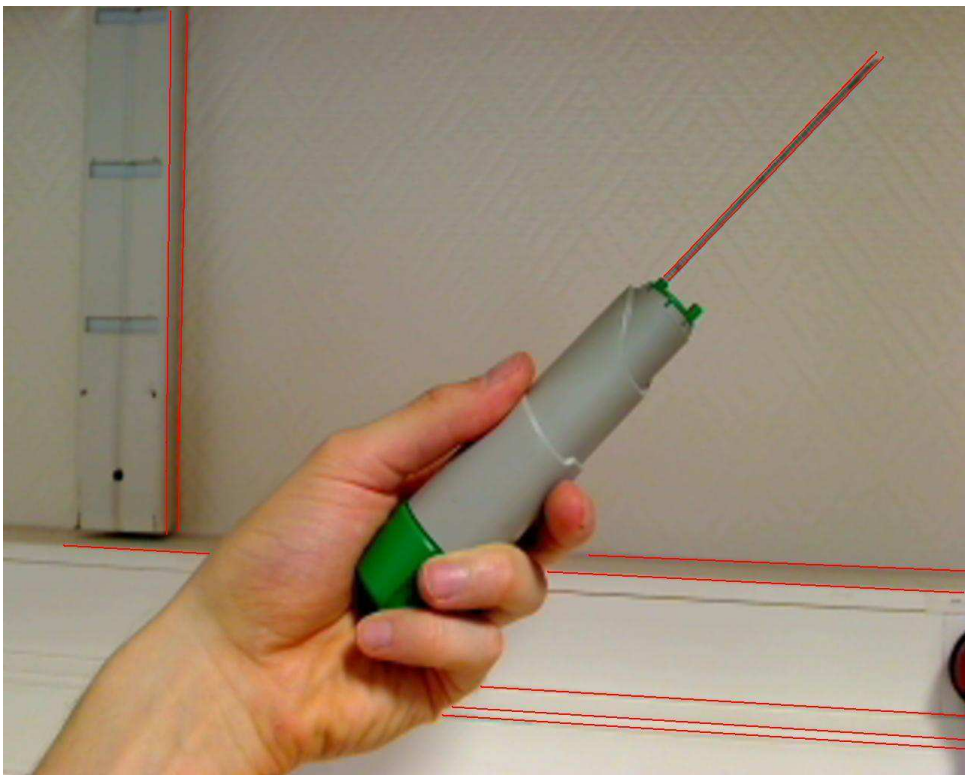

Figure 89 : Extraction de lignes droites en utilisant la transformée de Hough modifiée.

7.2.5 Positionnement de l'outil en temps réel

Une fois la mise en place de la réalité augmentée validée en utilisant des webcams et sa précision mesurée, notre objectif est d'être capable de positionner outil en 3D à partir de plusieurs images complémentaires issues de webcam. Sur chaque image, après avoir reconnu automatiquement la position et l'orientation de l'outil, il est possible de savoir dans quel plan l'outil se situe.

La Figure 90 illustre l'interprétation que l'on peut obtenir à partir de deux images webcam. A gauche, les cadres vert et rouge illustrent l'image obtenue par chacune des webcams, et la barre bleue représente l'outil (une aiguille) extrait de cette image. A droite, les points vert et rouge représentent la webcam et la zone grise représente l'ensemble des positions possibles de l'outil, à l'intérieur du volume de vue de chaque webcam, que l'on peut extrapoler à partir de chacune de ces images.

En connaissant la position relative des deux webcams l'une par rapport à l'autre, on peut déduire la position de l'outil en 3D, car elle est à l'intersection des deux surfaces marquées en gris. C'est ce qu'illustre la Figure 91, dans laquelle les deux volumes de vue présentés en Figure 90 ont été positionnés dans le même référentiel.

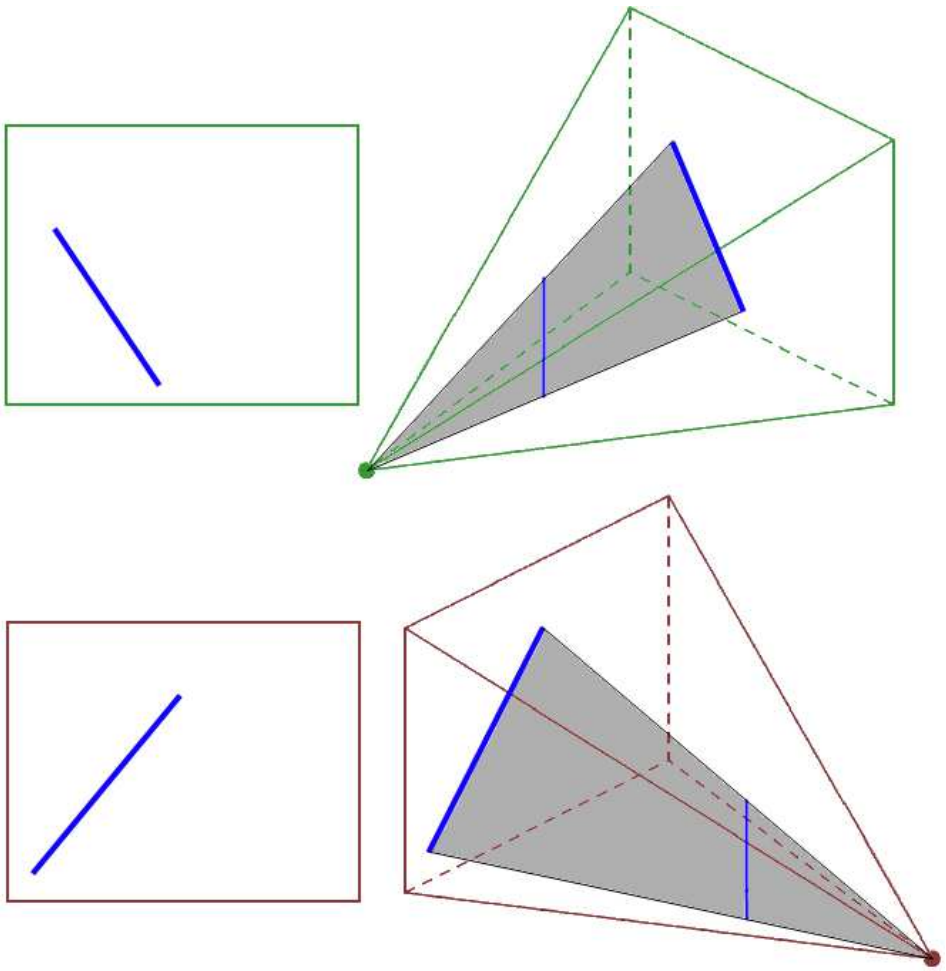

Figure 90 : Interpolation de la position d'un objet selon deux points de vue (1/2).

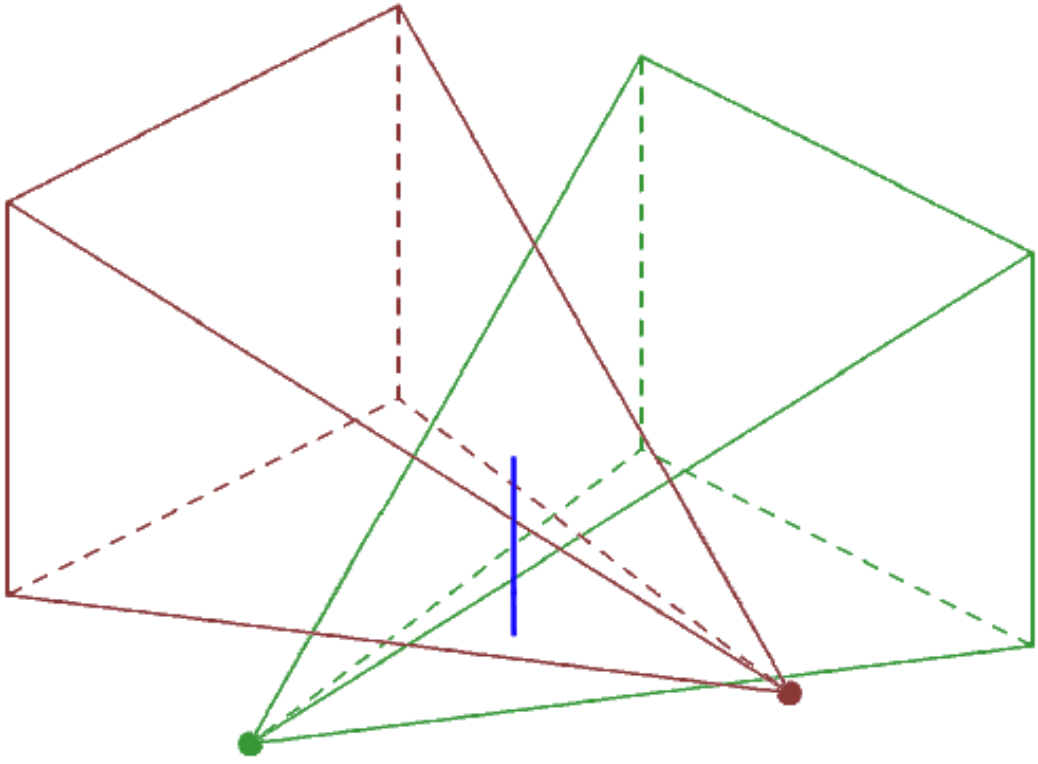

Figure 91 : Interpolation de la position d'un objet selon deux points de vue (2/2).

Connaitre la position et l'orientation tridimensionnelles de l'outil et pouvoir le recaler avec l'image préopératoire pourraient permettre de remplacer totalement le suivi de trajectoire utilisant l'amplificateur de brillance. En connaissant la longueur d'origine de l'outil et en mesurant en temps réel sa longueur après recalage des images webcam, on peut interpoler où se situe, dans le corps du patient, son extrémité, durant l'insertion.

Rendre une telle expérience utilisable en contexte clinique nécessite toutefois de résoudre plusieurs problèmes :

- la mise en place des caméras en salle d'intervention ne doit en rien gêner le déroulement de l'intervention; les caméras doivent donc pouvoir être mises en place et enlevées rapidement, ou être dans un endroit où elles ne gênent pas,

- lors de l'intervention, les divers intervenants doivent éviter d'obturer le champ de vision ou d'y placer des objets « rectilignes »,

- la reconnaissance automatique de l'outil dans chaque image doit être précise, fiable et répétable,

- plus la caméra est placée loin du centre d'intérêt, plus la précision de l'interprétation des images en sera affectée,

- la précision du dispositif est très dépendante du recalage réalisé manuellement.

Le dernier argument est sans doute le plus important. Une erreur de 1 cm sur la calibration d'une des webcams peut être directement reportée sur l'estimation de la position de l'outil. Une telle erreur rendrait l'utilisation de ce système non seulement inutile, mais potentiellement dangereux lors de la réalisation d'une intervention.

L'enjeu le plus important de l'utilisation d'un tel système est donc de pouvoir garantir sa précision et sa fiabilité. Deux solutions sont envisageables pour garantir ces propriétés : le positionnement fixe des caméras, comme présenté précédemment, ou la définition de procédures permettant de vérifier le bon positionnement des webcams dans la scène 3D.
C'est vers cette solution que nos recherches s'orientent, comme discuté au chapitre 11.

8. Mise en œuvre de PTM3D

La version initiale de PTM3D (appelée PTM3DS) ne permettait que la lecture d'une série d'un examen radiologique. La série ne pouvait être lue qu'à partir d'un CD ou d'un fichier disque. Ma première activité lors de ce travail de recherche a été la réalisation d'un nouveau système informatique où les modules de lecture et de visualisation ont été complètement refaits. Les nouveaux modules conçus et mis en œuvre dans ce nouveau système assurent les fonctions suivantes :

- lecture de séries à partir de supports disque (ou CD) ainsi que via le réseau dont disposent les systèmes DICOM d'acquisition d'images, afin de pouvoir acquérir les images produites par une unité d'acquisition en temps réel,

- lecture de plusieurs séries de plusieurs examens, avec visualisation et interaction à l'intérieur de fenêtres séparées et indépendantes,

- sauvegarde d'examens sous forme de volumes 3D et anonymisation des images en définissant un nouveau système de codage informatique adapté, permettant d'utiliser ces examens en dehors du milieu hospitalier,

- visualisations multiples de chaque série dans autant de sous-fenêtres et synchronisation facultative des visualisations,

- interactions entre les différentes fenêtres pour permettre la fusion de données entre séries,

- manipulation des volumes segmentés et de leurs propriétés associées, tel que leur étiquette, leur couleur, les paramètres d'affichage et les propriétés d'intersection avec des plans et d'autres volumes,

- possibilité de sauvegarde d'une animation de la procédure réalisée, afin de permettre au praticien de visualiser *a posteriori* le processus.

Ces modifications ont conduit à réécrire le noyau de PTM3D aussi bien pour le sous-système de lecture et de sauvegarde que pour la visualisation. Les développements réalisés représentent environ une année de travail et ont conduit au système PTM3D tel qu'il est présenté dans ce mémoire. Il a alors été possible d'implémenter les développements scientifiques et techniques présentés.

Ce chapitre a pour objectif de présenter l'utilisation du système informatique PTM3D en contexte clinique.

8.1 Lecture et utilisation des données DICOM

La lecture d'examens DICOM peut être réalisé de deux façons distinctes : soit par l'ouverture d'un fichier DICOMDIR (optionnel dans la norme), soit par l'ouverture directe d'une ou plusieurs images.

L'ouverture d'un fichier DICOMDIR est illustrée dans la Figure 92. On peut y voir, en bas à gauche, l'arborescence d'un examen telle que définie dans la norme DICOM et illustrée par la flèche : un fichier DICOMDIR peut contenir plusieurs patients, à chaque patient est associé une ou plusieurs études, chaque étude contient une ou plusieurs séries et chaque série contient un certain nombre d'images.

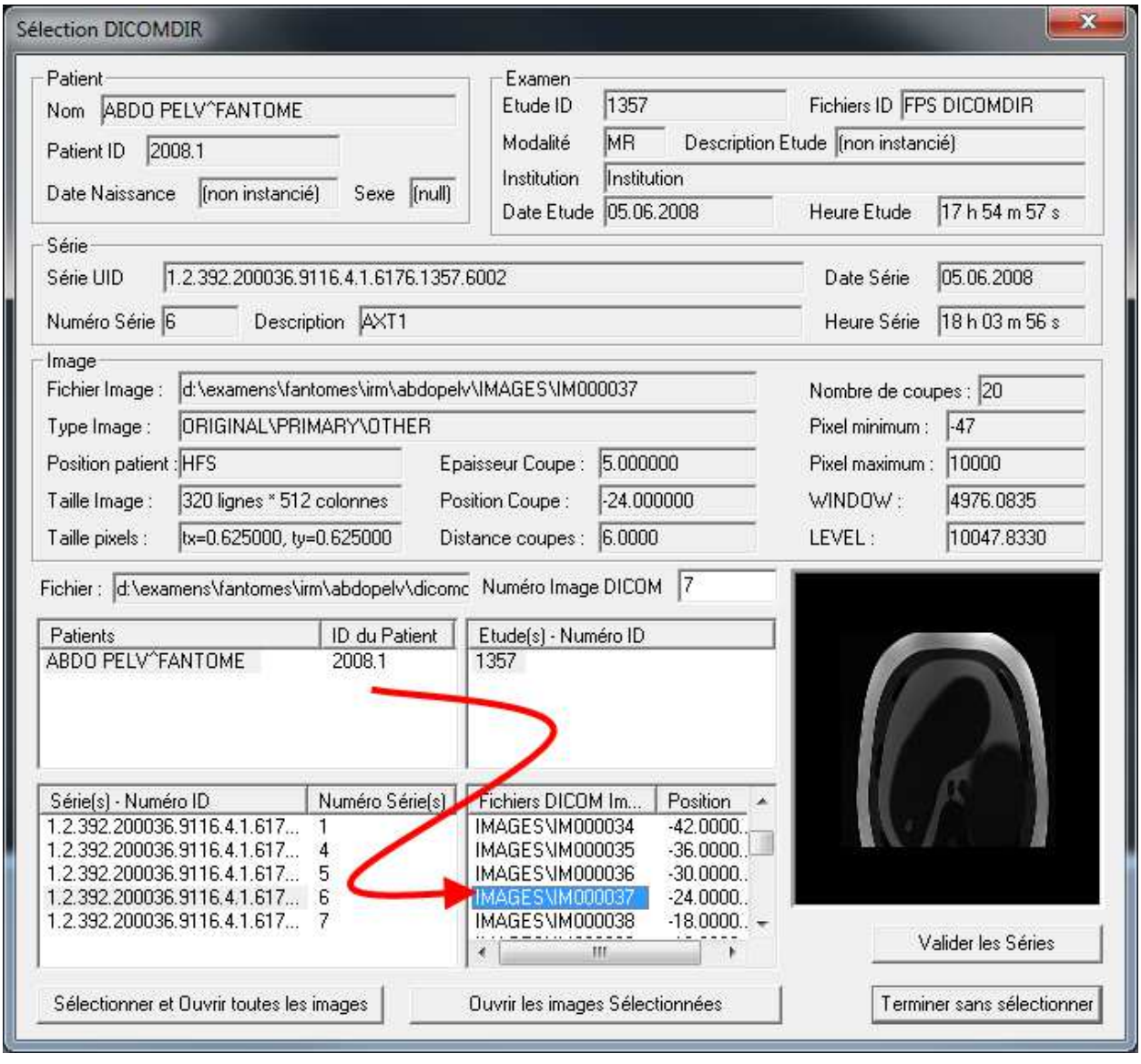

Figure 92 : Ouverture de séries d'examen à partir d'un fichier DICOMDIR.

Dans la Figure 92, un seul patient et une seule étude sont présents; l'étude comporte cinq séries, qui contiennent chacune entre 20 et 50 images.

La partie haute de la fenêtre est dédiée à l'affichage des informations concernant le patient, l'examen, la série et l'image sélectionnés. De nombreux paramètres y sont disponibles, bien qu'ils ne soient pas toujours renseignés.

Dans cet exemple, qui concerne l'acquisition en IRM d'un fantôme abdominopelvien, on dispose ainsi de la date et de l'heure de l'acquisition de la série, du nombre de coupes de celle-ci, du nombre de voxels de l'image sélectionnée ainsi que leur dimension, des valeurs minimale et maximale des voxels et bien d'autres informations.

L'ouverture d'images sans utilisation du fichier DICOMDIR est représentée dans la Figure 93. Cet exemple est issu d'une acquisition TDM abdominopelvienne à but diagnostic, c'est pourquoi le nom du patient et de l'hôpital ont été cachés.

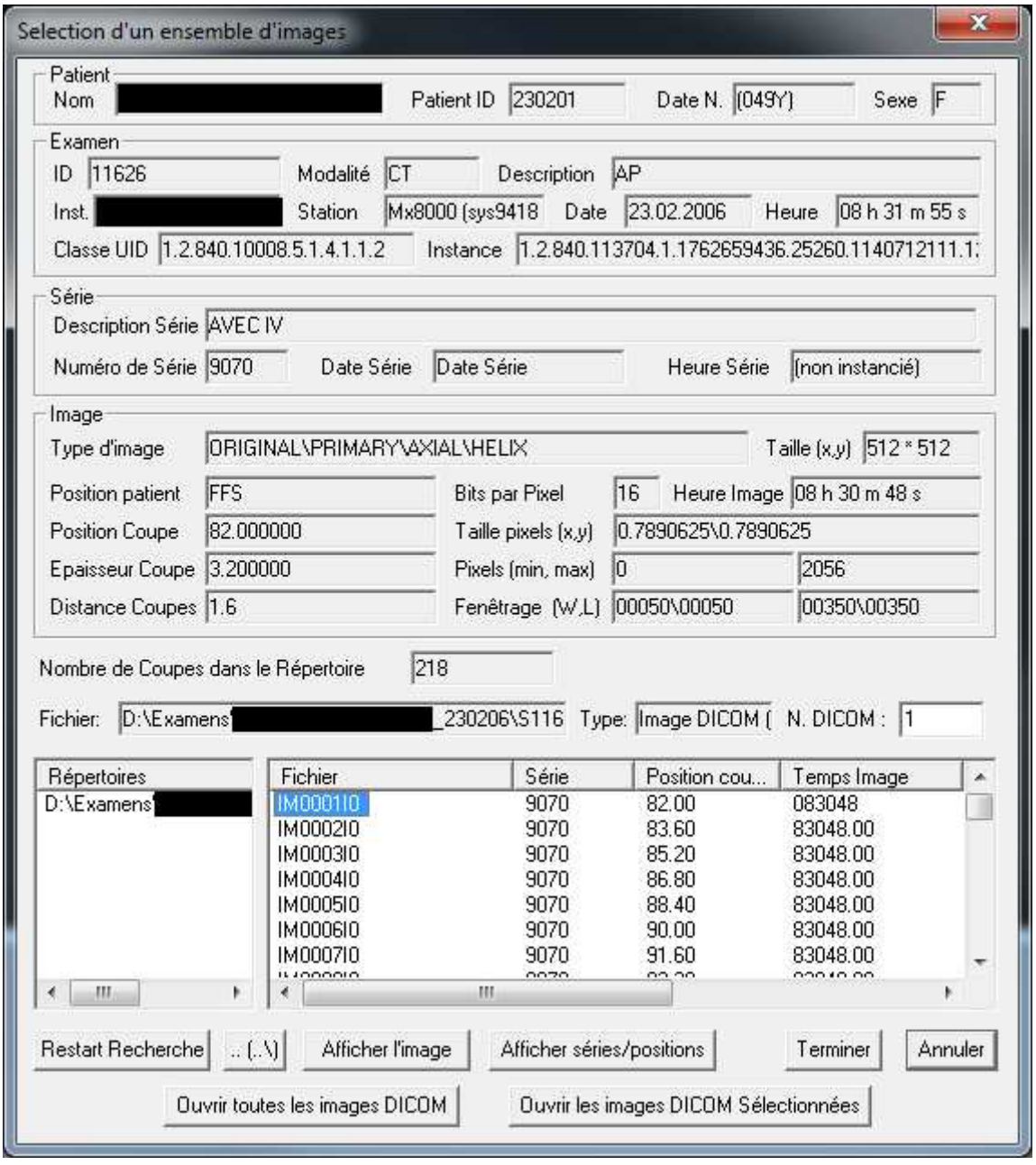

Figure 93 : Ouverture d'un ensemble d'images DICOM.

Tout comme dans le cas d'un fichier DICOMDIR, les informations de patient, examen, série et image sont présentes, telles que référencées dans chacun des fichiers au format DICOM. Il est toutefois nécessaire, dans ce cas, d'identifier quelles images font parties de la même série, plusieurs séries pouvant être présentes dans le même répertoire.

Il est également possible de se servir de PTM3D comme d'un serveur capable de recevoir les données envoyées par une unité d'acquisition d'images type IRM, TDM ou échographe. Le transfert, tel que défini par la norme DICOM, consiste à mettre la partie recevant les fichiers en attente des images, l'unité d'acquisition se chargeant du choix des images à envoyer. Ce système fonctionne donc à l'inverse des transferts type FTP, dans lequel la réception d'un fichier se fait suite à sa demande. Par cette méthode, le radiologue peut décider à tout moment quelles images envoyer ou garder, sans avoir à rendre public tout ou partie de ses données.

La Figure 94 illustre le serveur en attente de réception d'images. Le port est par défaut le numéro 104, tel que défini dans la norme et l' « Application Entity », propriété définie dans la norme DICOM, doit être définie pour confirmer l'identité de l'application. Les fichiers reçus sont alors enregistrés dans un répertoire de travail; ils pourront ensuite être ouverts et visualisés dans PTM3D.

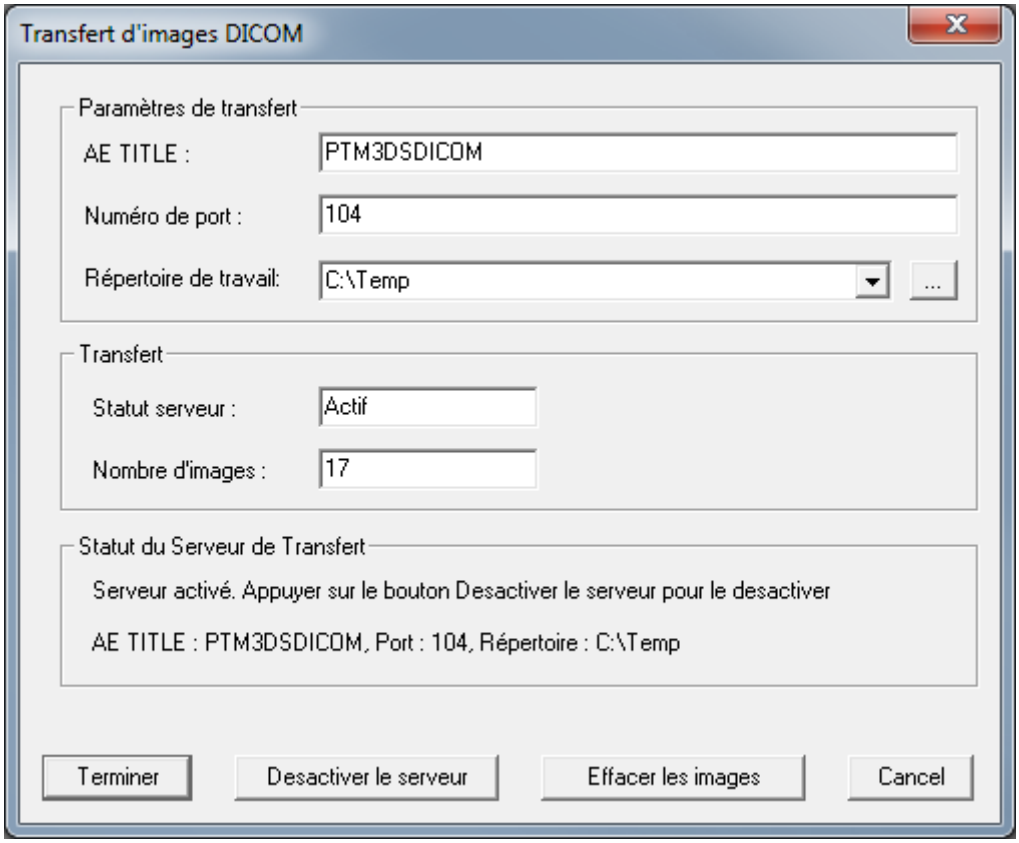

Figure 94 : Transfert d'images d'une unité d'acquisition.

Lors du développement de PTM3D, un sous-système complet de lecture de données DICOM a été développé. L'objectif de ce développement a été d'améliorer la réponse « temps réel » dans la lecture et le transfert d'images DICOM.

Certaines fonctionnalités incluses dans la norme DICOM n'ont pas été incluses dans ce sous-système de lecture afin de pouvoir traiter « très rapidement » le codage de données qui correspond à la grande majorité des examens. Notamment, dans la version développée dans notre sous-système, seules les images en niveau de gris sont supportées et seules les informations affichées à l'utilisateur ou utilisées pour la lecture d'un fichier sont prises en compte, les autres étant ignorées lors de la lecture. De plus, en fonction des imageurs, certaines informations peuvent être erronées, manquantes ou incomplète, allant du fichier portant une extension erronée au fichier DICOMDIR référençant les images dans des séries qui n'existent pas. L'expérience acquise au fil des ans dans l'ouverture des fichiers issus d'imageurs de différents marques et modèles nous ont permis de résoudre spécifiquement chacun de ces problèmes.

Néanmoins, afin que le système puisse prendre en compte la totalité de la norme, PTM3D donne à l'opérateur la possibilité d'utiliser DCMTK [11] qui inclus toutes les possibilités de la norme mais dont le fonctionnement est plus lent, notamment lors de l'utilisation d'ordinateurs de générations précédentes et qui malheureusement font très souvent partie des équipements informatiques médicaux. Ce choix fait partie des paramètres de PTM3D (Figure 95) : le système détecte la non adéquation du sous-système de lecture à l'examen en cors d'ouverture et il suggère à l'opérateur l'utilisation du sous-système DCMTK inclus.

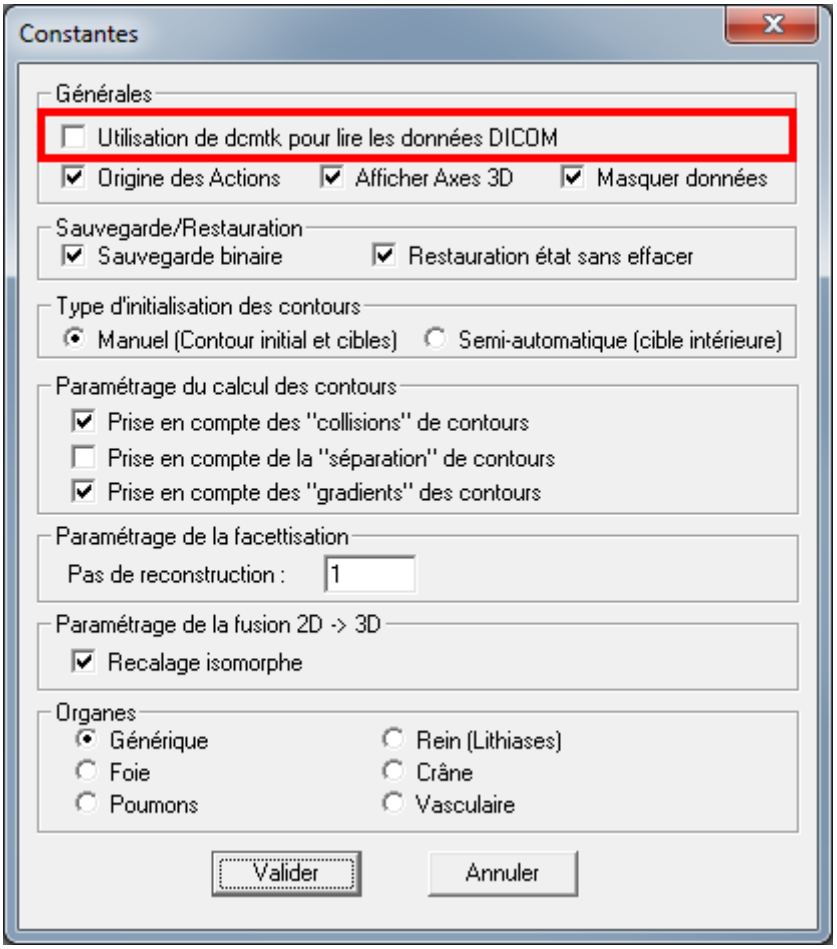

Figure 95 : Choix de DCMTK à l'ouverture d'une série d'un examen dans PTM3D.

8.2 Segmentation par contours actifs

La segmentation par contours actifs est utilisée notamment pour la segmentation d'organes et lésions. Cette segmentation consiste à définir manuellement, puis faire évoluer automatiquement un contour, jusqu'à ce qu'il s'adapte au contour de la structure à segmenter. A partir de l'ensemble des contours, on peut alors reconstruire en trois dimensions la structure d'intérêt.

8.2.1 Implémentation de l'algorithme

L'implémentation des contours actifs de PTM3D utilise des paramètres spécifiques réglant son comportement. La phase de définition des valeurs intérieure et extérieure à la structure d'intérêt sert à définir deux paramètres permettant de faire évoluer le contour :

- la valeur cible, correspondant à la valeur de niveau de gris qui attirera le contour. Elle est définie comme la moyenne de la valeur du point intérieur et du point extérieur. Le contour actif, sans autre force appliquée que celle l'attirant vers les voxels ayant la valeur cible, tendrait alors à se comporter comme une courbe de niveau de l'examen,

- le rayon de convergence, qui détermine la vitesse d'évolution de chaque point du contour. Cette vitesse est fonction de la « distance » entre la valeur du voxel où se situe le point du contour et la valeur ciblée. Plus la distance associée au point du contour sera importante, plus il se déplacera rapidement lors d'une itération de l'algorithme de convergence.

Le contour actif va évoluer étape par étape jusqu'à convergence vers un minimum local, en se déplaçant le long des gradients. Si la valeur associée à un point du contour est inférieure à la valeur cible, il va alors suivre le gradient de façon à se diriger vers les voxels de plus grande intensité et réciproquement.

La Figure 96 montre le choix arbitraire des points intérieur p_i et extérieur p_e lors de la reconstruction d'un rein sur un examen TDM[29]. Les valeurs de p_i et p_e vont être utilisées pour calculer deux des paramètres du contour actif : la valeur cible V_{cible} et le rayon de convergence R_{conv}. V_{cible} est le paramètre indiquant le niveau de gris vers lequel le contour actif sera attiré. Il est égal à $V_{cible} = \frac{p_i+p_e}{2}$ et R_{conv} est le paramètre permettant de contrôler la vitesse de déplacement du contour actif. Ce paramètre est égal à $R_{conv} = \frac{|p_i-p_e|}{2}$

Le contour se comporte alors de la façon suivante :

- lorsqu'un point p du contour a pour valeur associée V_{cible}, sa vitesse $\left|\overrightarrow{V_p}\right|$ est nulle,

[29] Un produit de contraste a été utilisé lors de l'examen afin de contraster les reins dans l'image.

- lorsque la distance absolue entre la valeur associée au point et V_{cible} est supérieure à R_{conv}, la vitesse du point est maximale : $|\overrightarrow{V_p}| = |\overrightarrow{V_{max}}|$,

- lorsque la distance est inférieure à R_{conv}, la vitesse de déplacement du contour est alors $|\overrightarrow{V_p}| = |\overrightarrow{V_{max}}|.\frac{|V_{icible}-p|}{R_{conv}}$ avec p la valeur associée au point du contour.

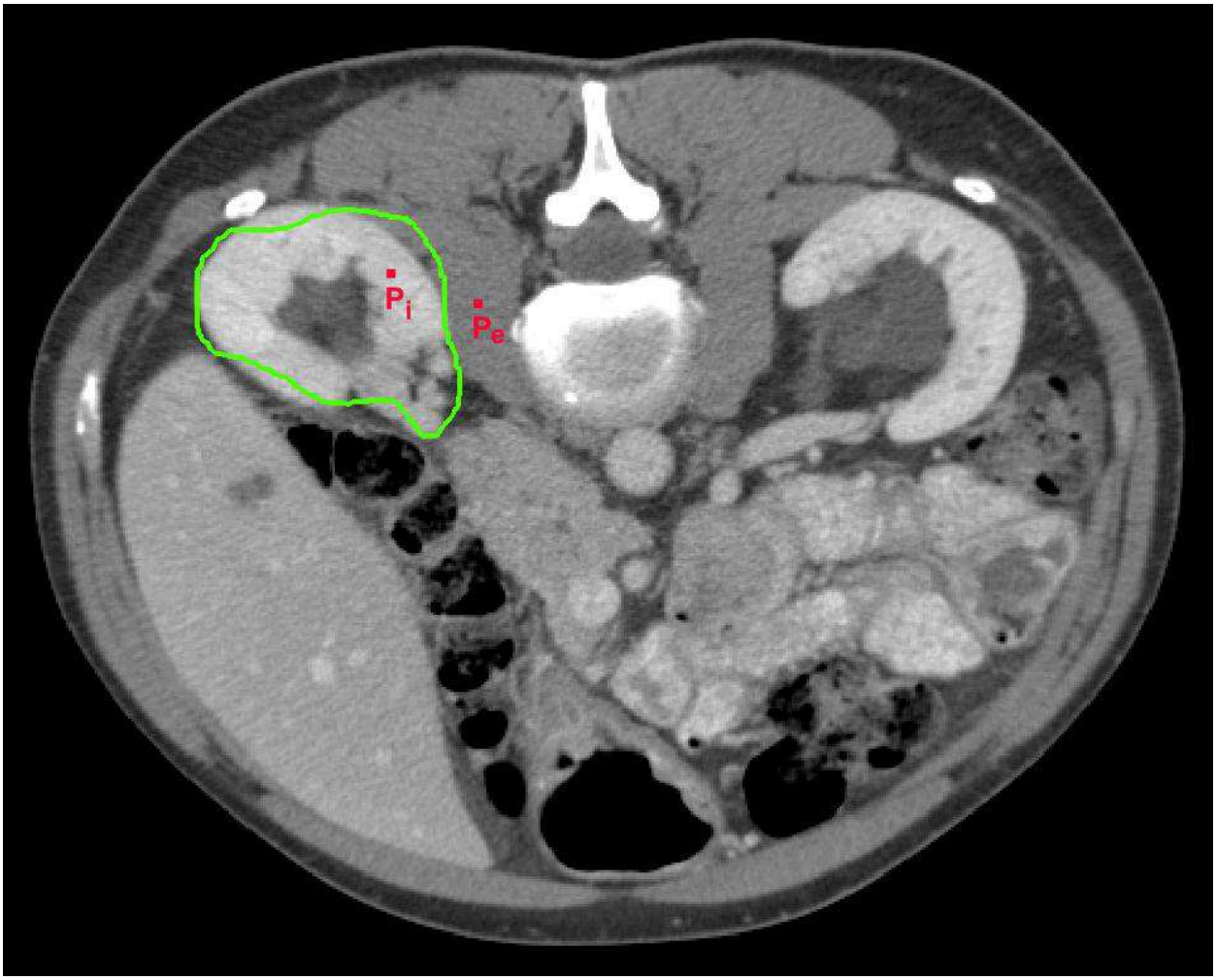

Figure 96 : Paramètres d'initialisation et d'évolution d'un contour actif.

La direction de $\overrightarrow{V_p}$, pour un point quelconque du contour, est celle du gradient au point p, noté $\overrightarrow{\nabla_p}$ et son sens est calculé de façon à ce que sa valeur se rapproche de R_{conv}.

Soit $\overrightarrow{\nabla_p}$ le vecteur gradient au point p, orienté dans le sens des niveaux de gris croissants.
si $p_i > p_e$ et $p < R_{conv}$ alors $\overrightarrow{V_p}$ et $\overrightarrow{\nabla_p}$ sont de même sens.
si $p_i > p_e$ et $p > R_{conv}$ alors $\overrightarrow{V_p}$ et $\overrightarrow{\nabla_p}$ sont de sens contraire

Dans le cas où $p_i < p_e$, le rapport des sens est inversé par rapport à l'exemple précédent.

8.2.2 Initialisation automatique des contours actifs

Le système informatique PTM3D permet de choisir dynamiquement la méthode d'initialisation du contour actif : l'opérateur peut à tout moment alterner entre la méthode « classique » impliquant de tracer un contour et définir une valeur extérieure et une valeur intérieure et la méthode « automatique » présentée dans ce manuscrit.

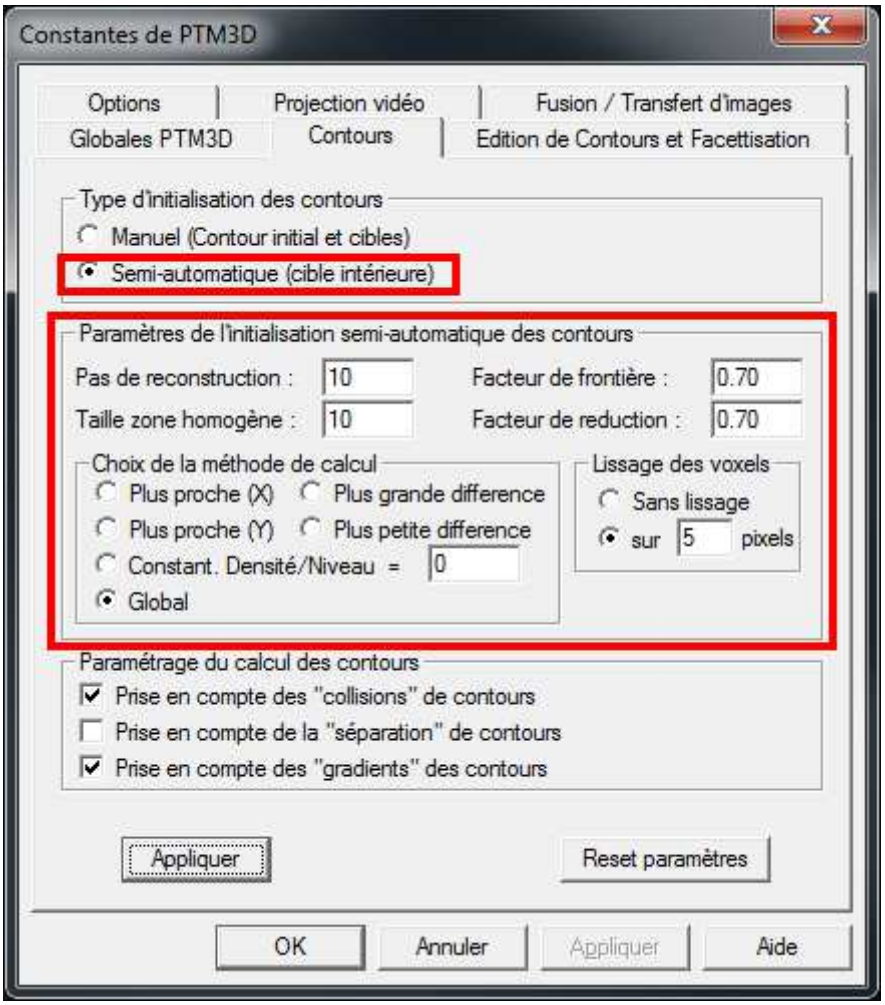

Figure 97 : Menu de configuration du contour semi-automatique.

Cette seconde méthode possède plusieurs paramètres ajustables, présentés dans la Figure 97. On y retrouve notamment les paramètres suivants :

- le lissage de la valeur des voxels : la valeur associée à un voxel peut être choisie soit comme sa valeur propre (pas de lissage), soit comme une moyenne prenant en compte ses voisins (lissage sur X pixels de distance),

- le facteur de réduction de la taille du contour actif : celui-ci est défini comme un cercle dont le rayon a par défaut 70 % de la distance entre le point cliqué et le point de la frontière déterminé par l'algorithme d'initialisation automatique. Ce choix a

été réalisé pour minimiser le risque d'englober deux régions d'intérêt tout en donnant une bonne idée de la région à segmenter : un cercle correspondant bien à la région d'intérêt informera l'opérateur de la bonne réussite de l'initialisation,

- le choix de la méthode de calcul : plusieurs méthodes de détermination automatique de la frontière ont été expérimentés, la méthode développée durant mes travaux de thèse est ici appelée « Global ».

Les autres paramètres (pas de reconstruction, zone homogène, facteur de frontière) correspondent aux autres méthodes de détermination automatique de la frontière.

8.2.3 Traitement topologique des contours

L'implémentation des contours actifs réalisée dans PTM3D prend en compte le changement de topologie (séparation d'un contour, fusion de deux contours), pour traiter des cas comme celui de la trachée qui se sépare en deux bronches. La prise en compte de ces deux possibilités est paramétrable par l'opérateur lors du lancement d'une segmentation (Figure 98).

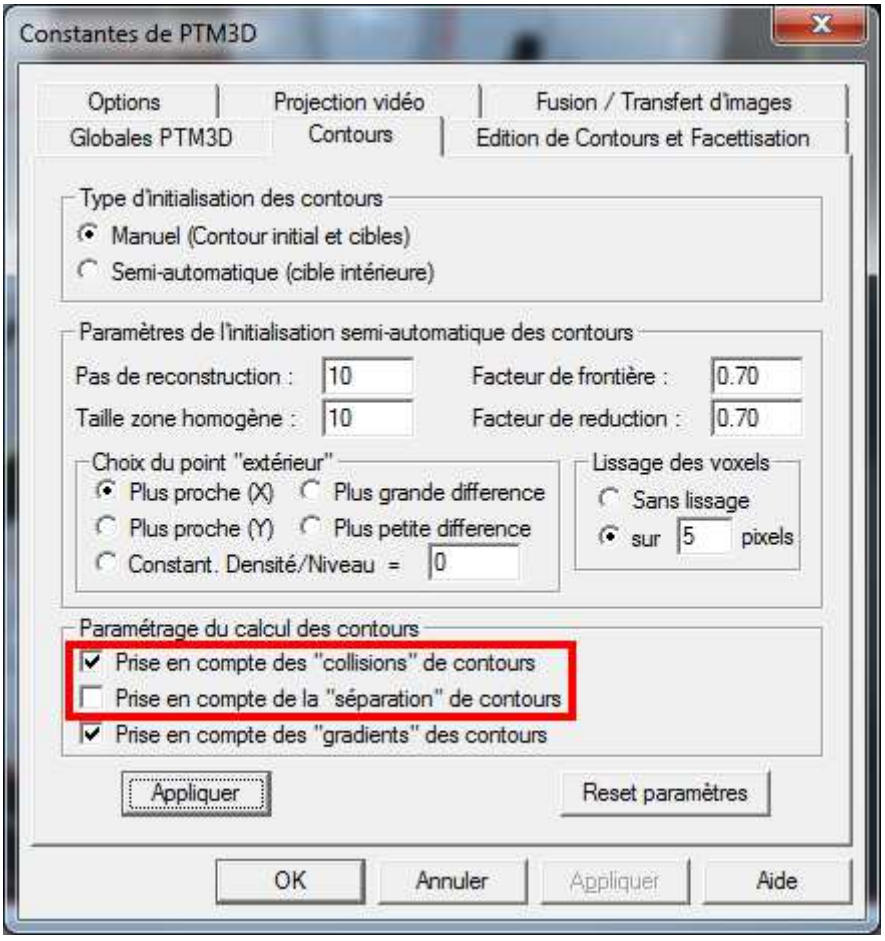

Figure 98 : Choix du changement de topologie dans PTM3D.

Le changement de topologie est réalisé à l'aide d'une grille sur laquelle les contours d'une coupe sont rendus. Cette grille permet de déterminer si deux contours se recoupent ou se séparent.

La Figure 99 illustre les trois cas de modification de topologie définis dans [78]. Dans cette figure, les contours en trait plein représentent les contours tels que calculées à l'issue du processus d'évolution; les sommets mis en valeurs sont ceux faisant partie de la surface définie par le contour; les traits en pointillés sont les contours tels que délimités après changement de topologie. La zone grisée représente les mailles ayant servi à détecter le changement de topologie, de par la présence ou l'absence de points intérieur au contour sur chacun de ses sommets.

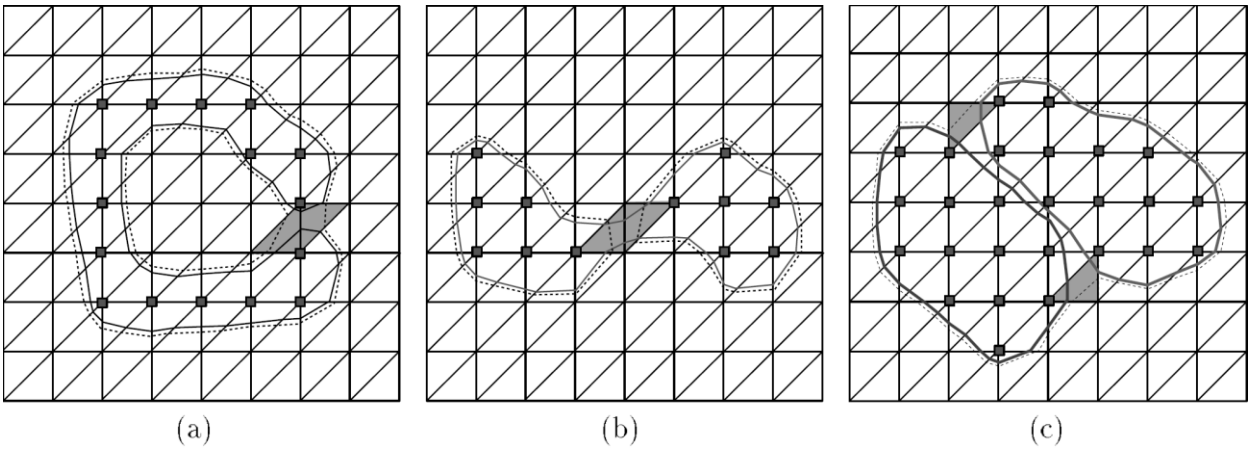

Figure 99 : Détection de changements de topologie à l'aide d'une grille.

Les changements de topologie possibles sont les suivants :

- dans le cas (a), un unique contour s'auto-intersecte, donnant naissance à deux contours distincts, l'un à l'intérieur de la région d'intérêt, l'autre à l'extérieur,
- dans le cas (b), un contour se divise,
- dans le cas (c), deux contours collisionnent pour n'en former plus qu'un.

Lors de la réalisation d'une segmentation par contours actifs à l'aide du système PTM3D, l'opérateur suit la procédure est la suivante :

1) L'opérateur navigue dans l'examen en faisant défiler les coupes à l'aide du clavier puis choisit une coupe à partir de laquelle il souhaite reconstruire sa région d'intérêt.

2) Il dessine ensuite un contour à main levée à l'aide de la souris, recouvrant au moins partiellement la région d'intérêt et clique en deux points de l'image, l'un représentant la valeur interne de la structure à segmenter, l'autre la valeur des tissus environnants (Figure 100).

3) La boîte de contrôle du contour actif, telle que visible dans la fenêtre de la Figure 101, permet d'ajuster certains paramètres du contour : de haut en bas dans l'image, le nombre d'itérations avant arrêt de l'évolution, la vitesse d'évolution du contour (représentée qualitativement par les termes « rapidité » et « finesse »), le niveau de gris vers lequel le contour va « converger »). Avant de terminer la segmentation et de tester la convergence du contour sur la coupe initiale.

4) Une fois les paramètres validés, l'opérateur peut alors lancer la reconstruction automatique coupe par coupe ou contrôler l'évolution du contour sur chacune des coupes. Lorsque le contour sur une coupe est calculé, celui-ci est réutilisé sur la coupe suivante en tant que contour initial. Entre deux contours actifs réalisés sur des coupes successives, une « tranche » de volume 3D va être construite. Cette étape est appelée facettisation, car elle consiste à créer des facettes triangulaires entre deux contours consécutifs, représentant l'enveloppe extérieure de la structure reconstruite. La Figure 102 illustre l'une des étapes de la reconstruction en mode automatique. Une partie du rein y est segmenté et la facettisation 3D est visible dans la série d'examen.

5) Lorsque la reconstruction est terminée, l'opérateur peut visualiser le résultat en 3D et calculer le volume total de la région reconstruite, tel que présenté en Figure 103.

6) A partir de cette reconstruction, il est aussi possible de comparer l'intersection de la reconstruction 3D avec n'importe quel plan de coupe, ce qui permet d'améliorer l'interprétation de la série, mais aussi de vérifier expérimentalement la précision du résultat. La Figure 104 présente une telle intersection; la ligne bleue y symbolise l'intersection du volume 3D avec le plan de coupe. L'opération de segmentation peut être répétée pour tous les organes et lésions d'intérêt. Une reconstruction comme celle présentée dans les figures Figure 100 a Figure 104 prend moins d'une minute, car l'organe est bien contrasté. Dans les cas plus difficiles, lorsque l'organe est peu contrasté par rapport aux tissus environnants (le foie par rapport au cœur ou à la graisse péri hépatique), une telle reconstruction peut prendre plusieurs minutes, car l'opérateur doit corriger manuellement les contours qui ne correspondent pas au résultat attendu. Dans ce cas, les points du contour issus de la segmentation peuvent être édités, comme présenté dans la Figure 105, en déplaçant les points du contour. La facettisation peut alors être reconstituée à la fin de l'édition.

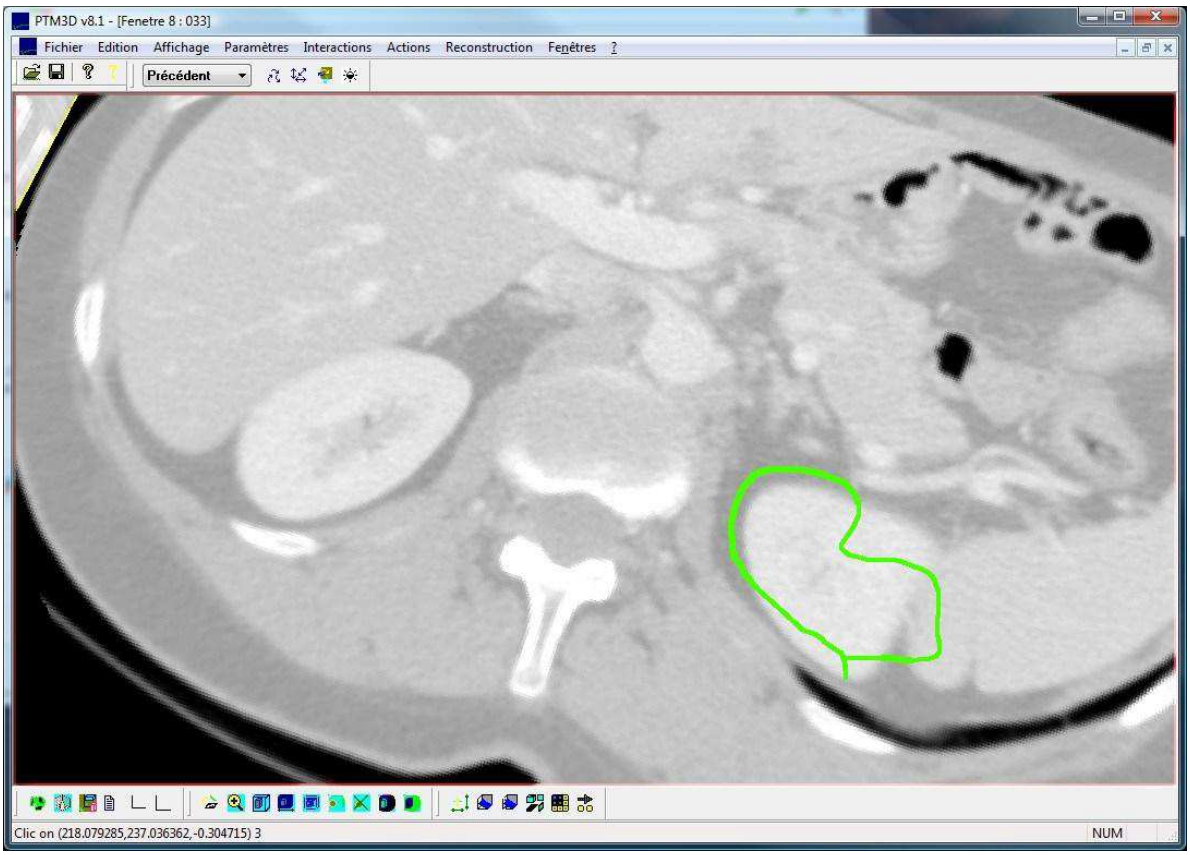

Figure 100 : Initialisation d'un contour actif sur une coupe radiologique.

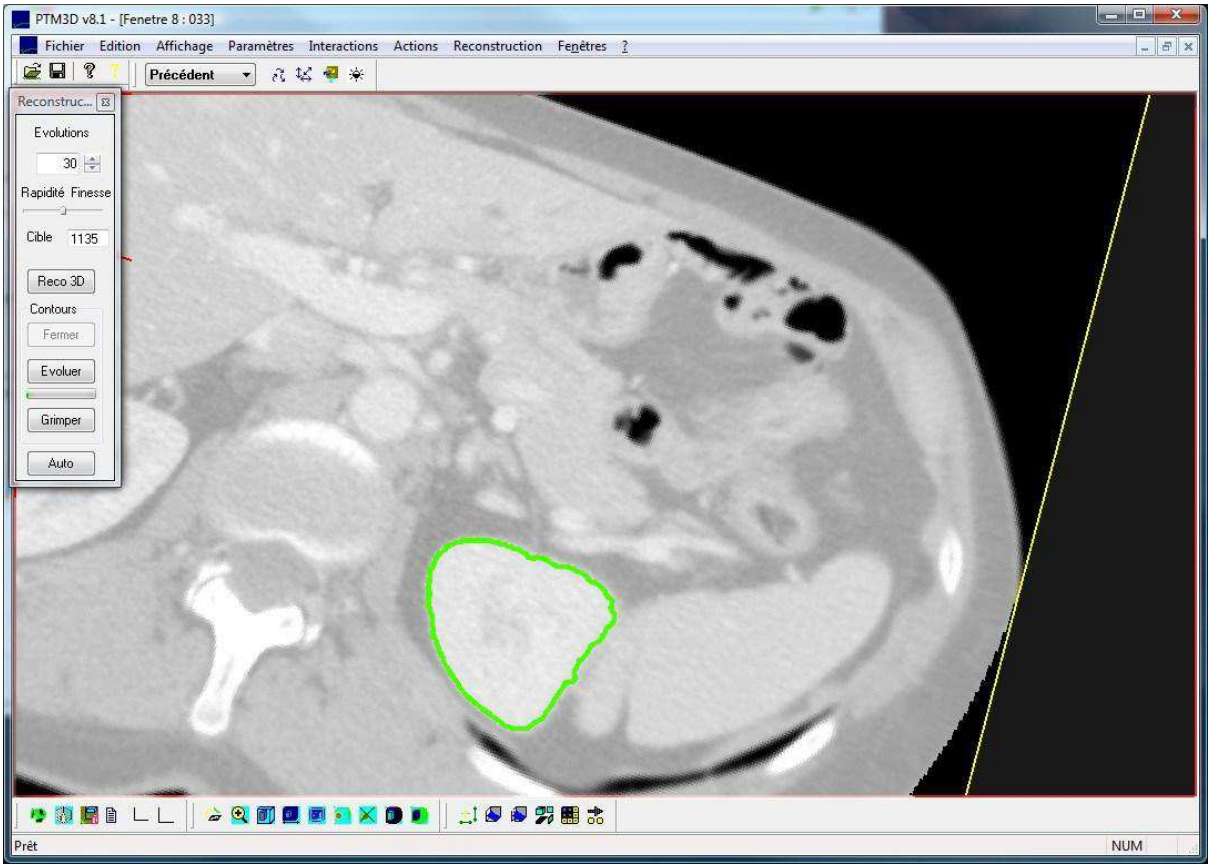

Figure 101 : Évolution du contour actif sur une coupe.

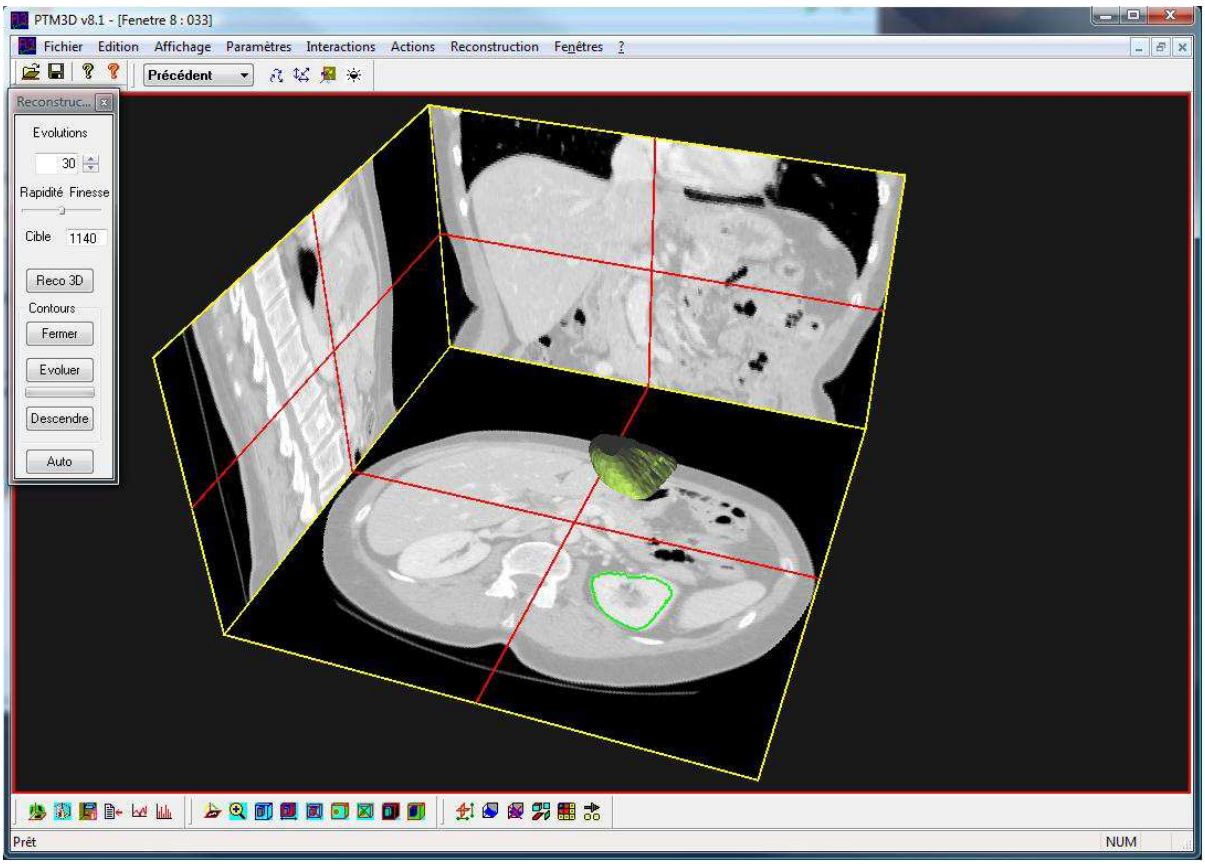

Figure 102 : Segmentation coupe par coupe de la région d'intérêt.

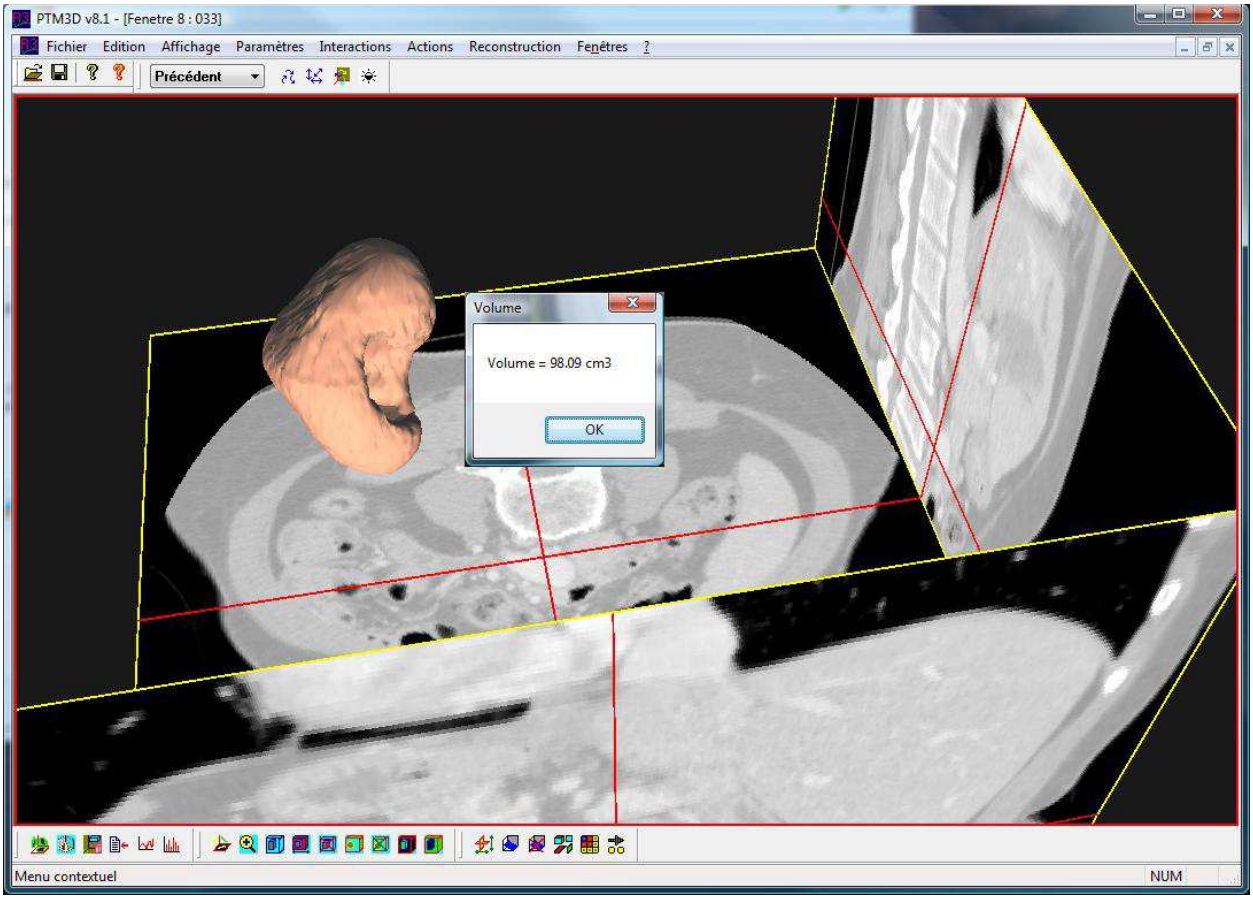

Figure 103 : Mesure de volume sur un volume segmenté.

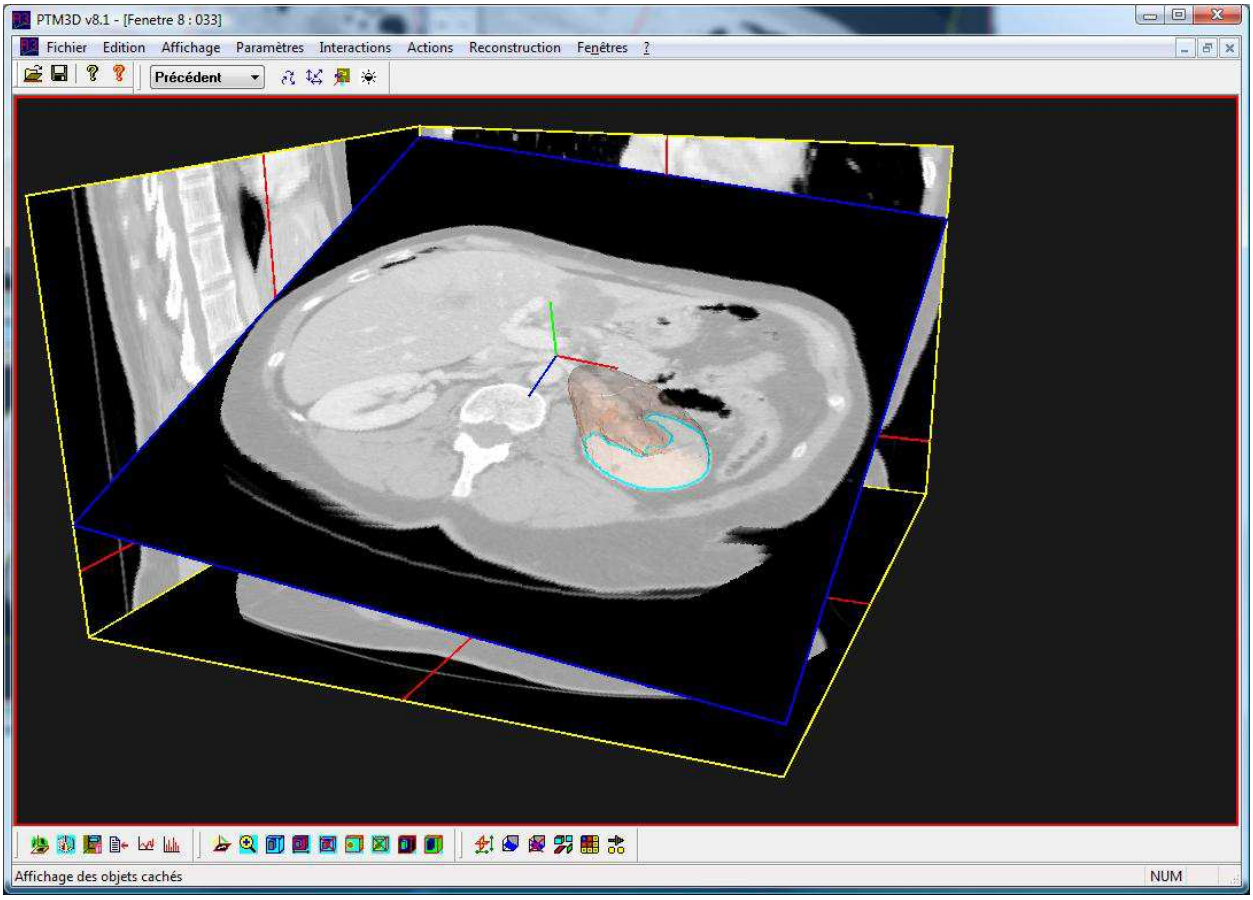

Figure 104 : Intersection entre un volume segmenté et une région.

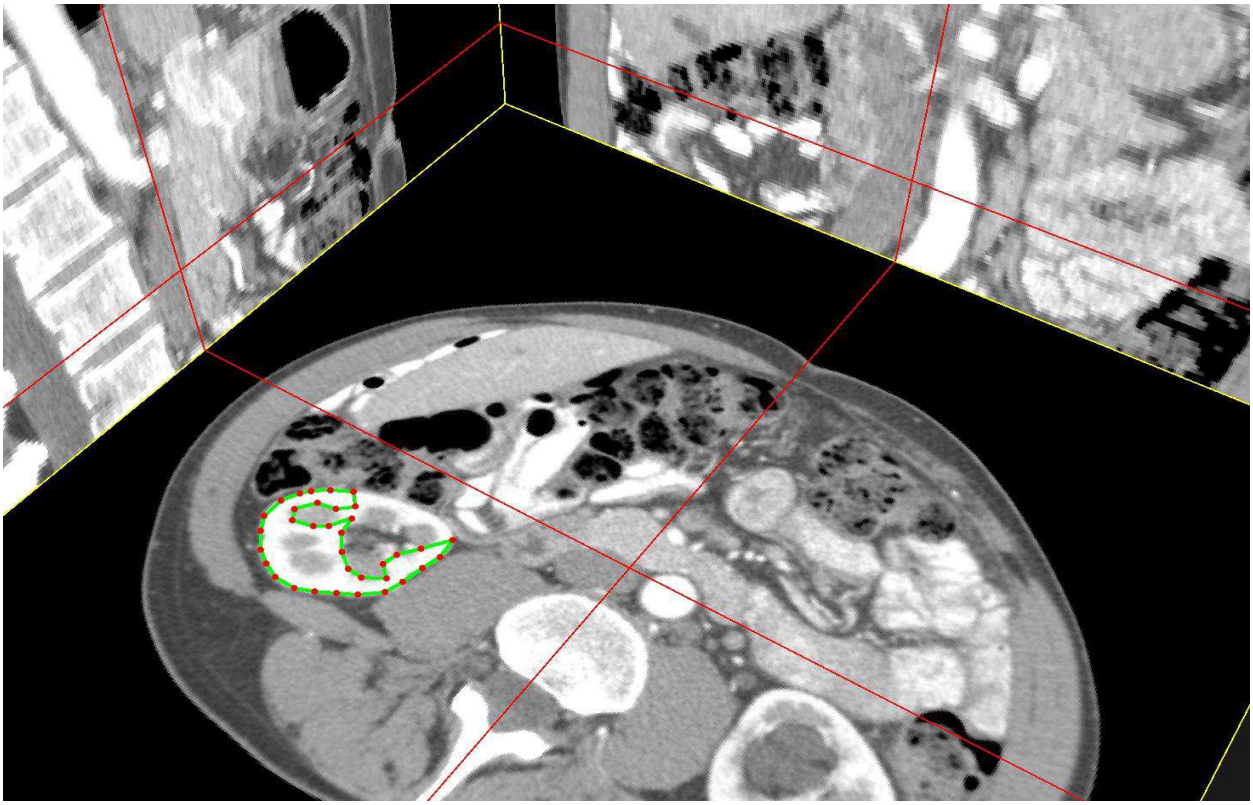

Figure 105 : Édition d'un contour après segmentation.

8.2.4 Précision de la segmentation

La qualité de la segmentation a d'abord été évaluée sur des données dont les caractéristiques géométriques sont connues de manière précise (taille, volume) et dont la segmentation conduit à des résultats indépendants de l'opérateur (Figure 106). Ce dispositif expérimental est constitué par une tige cylindrique et deux billes présentant des opacités différentes aux rayons X.

Une TDM du dispositif expérimental a été effectuée ; la tige et les deux billes sont bien distinguées dans la série. Leur forme et leur volume étant précisément connus, il a été possible de valider l'algorithme et d'étalonner les erreurs de mesure de volumes.
Dans cet exemple, la résolution du scanner est de 1mm, pour des volumes d'environ 4cm^3. L'erreur mesurée est inférieure à 2%, selon les valeurs des points intérieur et extérieur choisies.

L'étude a montré que l'erreur est comprise entre 1% et 2% du volume de la lithiase. Cette étude a été effectuée sur 157 examens de patients présentant des calculs de forme géométrique régulière et irrégulière, notamment dans le cas des lithiases coraliformes. Dans tous les cas des scanners des patients ont été effectués avec un protocole radiologique standard (coupes de 3.5 mm tous les mm) et en coupes fines (coupes de 1 mm tous les mm). Plusieurs étalonnages ont été effectués en utilisant des objets sensibles au rayonnement X et de formes géométriques dont le calcul du volume est aisé. Les volumes des lithiases mesurées sont compris entre 1.35 mm3 et 67 cm3 (soixante sept centimètres cubiques).

Dans tous les cas il a été constaté que le protocole radiologique utilisé n'avait qu'une très faible incidence sur le volume obtenu (moins de 3% du volume mesuré). Dans les cas où l'extraction chirurgicale des calculs n'a pas permis le maintient de sa forme intacte (cas notamment des NLPC), les mesures des volumes des fragments n'ont pas donné des résultats probants, une partie importante des fragments étant dilué dans les fluides chirurgicaux. Ce travail a été présenté à RSNA [79] et il a obtenu une récompense « Certificate of Merit ».

Cette évaluation montre la bonne précision et la fiabilité des mesures volumétriques réalisées à l'aide du logiciel.

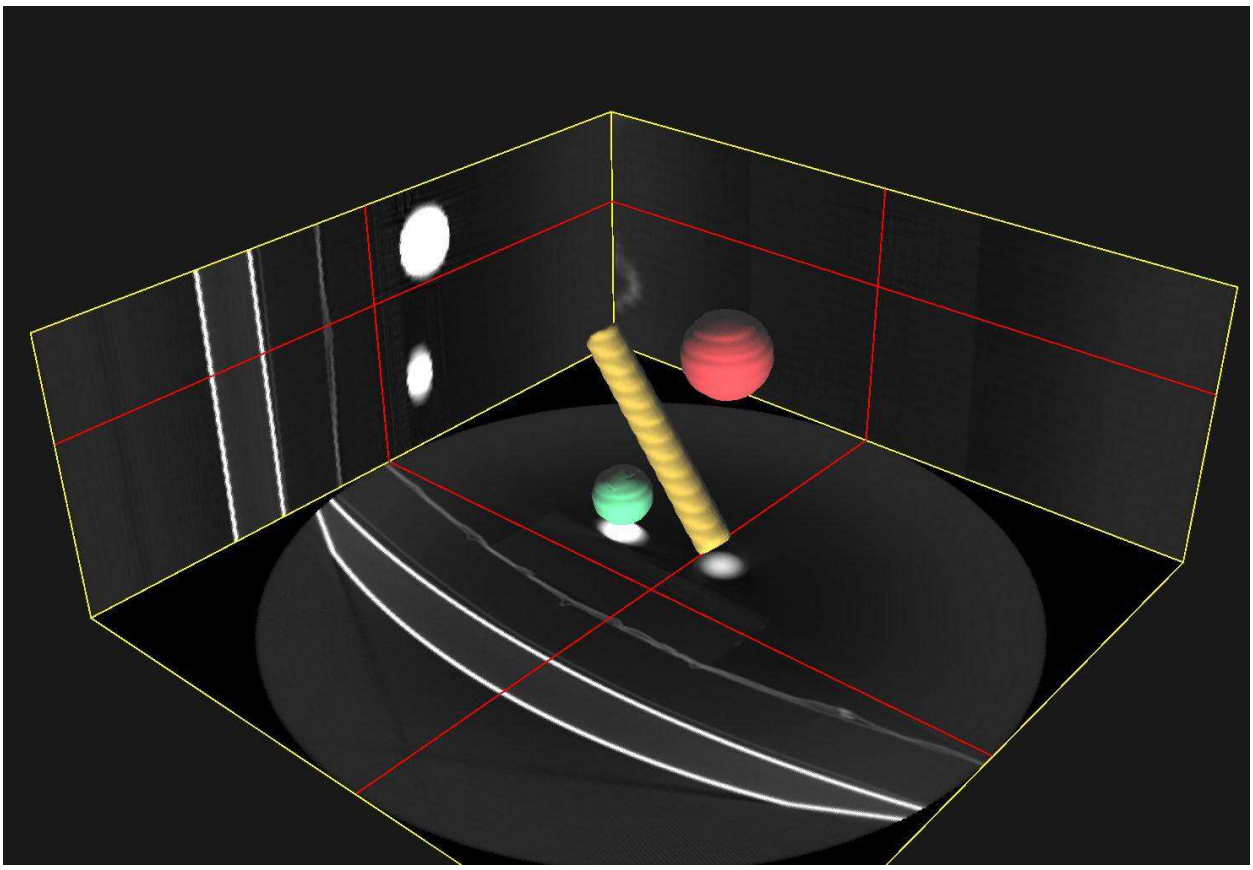

Figure 106 : Utilisation d'étalons pour valider des reconstructions par contours actifs.

8.3 Segmentation par marching cubes

La segmentation par marching cubes consiste à reconstruire une isosurface en subdivisant l'espace en de nombreux cubes virtuels. L'isosurface est ainsi construite en calculant localement son intersection avec chacun des cubes.

La reconstruction par marching cubes se fait selon la procédure suivante :

- l'opérateur, par le biais de la boîte de dialogue présentée en Figure 107, définit les paramètres de la reconstruction (valeur de l'isosurface, pas de reconstruction), visualise le résultat sur une coupe avec le bouton de test, puis demande la reconstruction. Le pas en XY et en nombre de coupes est défini manuellement et correspond à la taille du cube élémentaire (1 pour tous les voxels, 2 pour un voxel sur 2, etc.). Le nombre maximum de facettes permet de limiter le temps de calcul dans le cas d'examens volumineux ou de tester la validité d'un seuillage pour une reconstruction. Lorsque le nombre de facettes est atteint, l'algorithme est stoppé et son résultat invalidé. L'isovaleur est définie manuellement, avec la possibilité de mesurer la valeur en un point par un clic de souris (Figure 107, les deux valeurs du bas représentent les coordonnées de la souris et la valeur du voxel associé) et d'expérimenter diverses valeurs de reconstruction grâce au bouton de test,

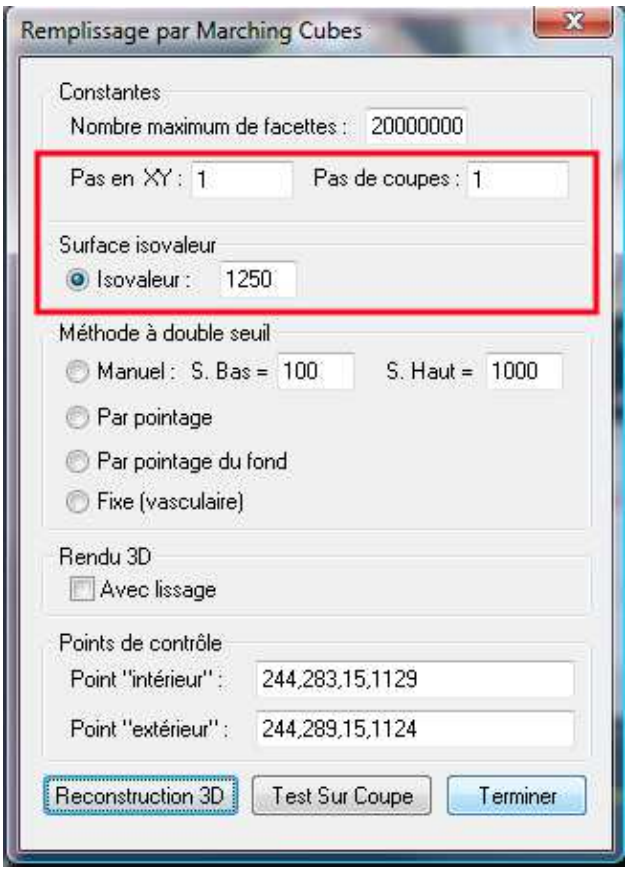

Figure 107 : Paramètres de la méthode de marching cubes dans PTM3D.

- une fois la reconstruction demandée, l'algorithme de marching cubes s'exécute et produit un résultat comme celui de la Figure 108 (reconstruction de parties osseuses),

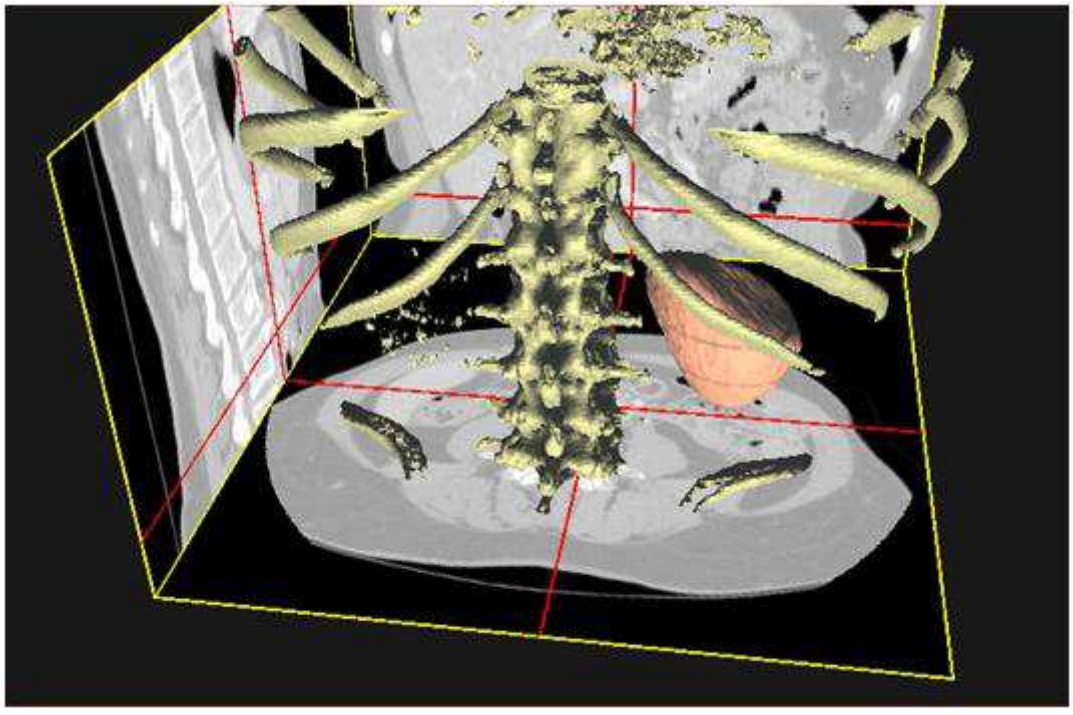

Figure 108 : Résultat de la segmentation par marching cubes.

- il est possible de limiter spatialement la reconstruction des marching cubes de façon à ne reconstruire que les os du bassin. Pour cela, l'opérateur a la possibilité de définir un cube virtuel dans l'examen et la reconstruction sera faite uniquement à l'intérieur de ce volume de données. La Figure 109 illustre cette possibilité pour une segmentation des crêtes iliaques à l'intérieur d'un volume prédéfini par l'opérateur.

La segmentation par marching cubes est très adaptée aux structures anatomiques qui présentent des ruptures de continuité géométriques dans les images. C'est le cas du système vasculaire ou des uretères où parfois, suite à des sténoses ou à des défauts de fixation du produit de contraste il n'y a pas de continuité dans les images. Dans ces cas les méthodes du type contours actifs échouent dans les segmentations volumiques.

Dans le cas de structures osseuses fines, il manque très souvent des morceaux de matière suite à des problèmes cliniques ou à des comportements spécifiques des rayons X. La méthode des marching cubes va être très adaptée à ces segmentations. Néanmoins, compte tenu de la quantité importante de facettes générées, il est nécessaire d'effectuer un simple filtrage pour assurer, notamment, le comportement du système en temps réel, le nombre de facettes à visualiser dans les unités graphiques étant limité.

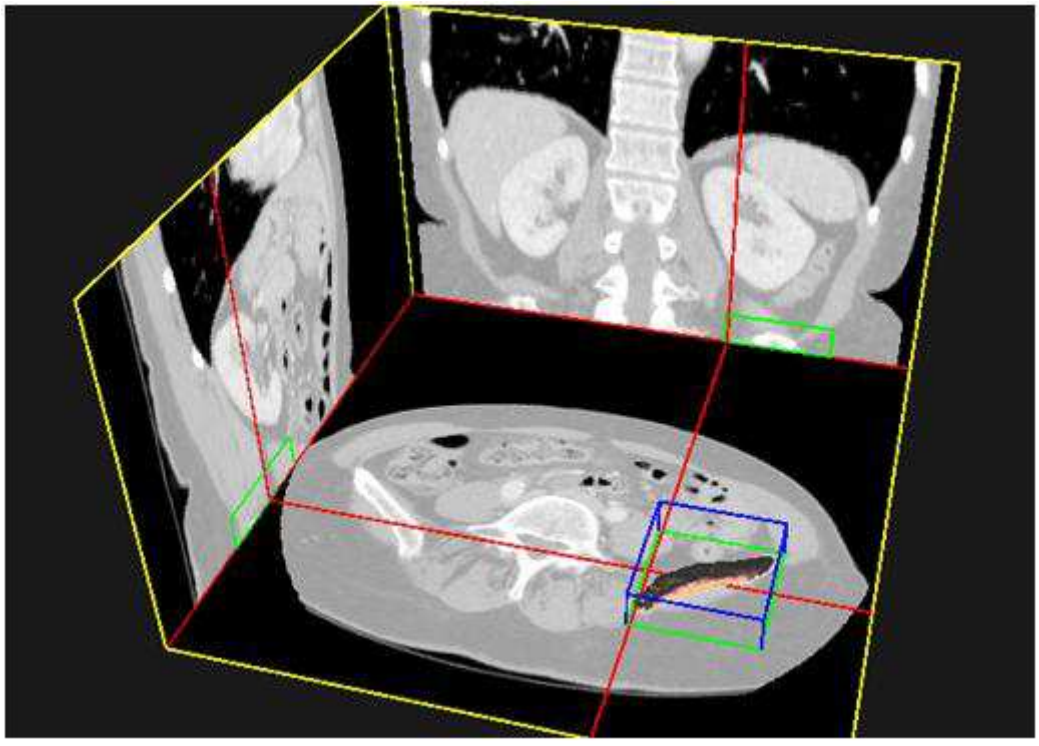

Figure 109 : Segmentation 3D des crêtes iliaques.

Les performances de visualisation peuvent être dégradées par un trop grand nombre de facettes affichées à l'écran. Ainsi, la reconstruction complète des structures osseuses peut dépasser deux millions de facettes, ce qui peut limiter l'affichage sur les ordinateurs peu puissants à seulement quelques images par seconde. Sur des TDM à haute résolution, dix fois plus de facettes peuvent être générées, dégradant linéairement les performances. Dans

des reconstructions plus classiques, où le nombre de facettes est de l'ordre de quelques centaines (crête iliaque) à quelques dizaines milliers (structures anatomiques reconstruites avec un pas de trois voxels), la visualisation n'est pas gênée. Lors de l'utilisation de notre outil, nous avons toutefois constaté que le « zoom » n'était pas affecté par le nombre de triangles, contrairement au changement de point de vue (rotation, translation).

8.4 Utilisation de la réalité augmentée dans les interventions chirurgicales

L'une des principales contributions de PTM3D est la conception, mise en œuvre, implantation et validation d'un système de réalité augmentée simple à mettre en place et apportant une aide précieuse lors de la réalisation d'interventions. A l'aide d'un vidéoprojecteur, les images acquises avant l'intervention (IRM, TDM) et préalablement segmentées sont projetées sur le corps du patient. La projection d'images préopératoires durant l'opération permet ainsi de voir comme en transparence les organes du patient et localiser facilement la ou les lésions.

Pour utiliser la réalité augmentée, il est nécessaire de mettre le patient et l'image informatique en correspondance. Cette étape de recalage, dans PTM3D et dans le cadre d'interventions abdomino-pelviennes, se fait de la façon suivante :

- En phase préopératoire, l'opérateur segmente les crêtes iliaques (haut du bassin) et les onzième et douzième paires de côtes. Ces reconstructions peuvent être réalisées en un temps très court en utilisant l'algorithme des marching cubes.

- En phase per opératoire, le chirurgien dessine sur la peau du patient des lignes correspondant aux repères anatomiques précédemment reconstruits. On obtient donc une projection de la position des os du patient sur sa peau.

- L'opérateur informatique effectue alors une première manipulation de la visualisation 3D pour que la représentation du patient soit dans la même position que le patient, selon le point de vue du projecteur vidéo.

- Une fois la projection sur le patient mise en place, il est nécessaire d'effectuer le recalage fin de l'image sur le patient. L'opérateur va alors ajuster les paramètres de la visualisation (translations, rotations, mise à l'échelle) en faisant correspondre les repères anatomiques de l'image 3D avec les lignes dessinées par le chirurgien. La Figure 110 montre la visualisation du foie (en rouge) et des crêtes iliaques (en jaune) une fois recalés sur le corps du patient. La photo a été prise après insufflation de CO_2, ce qui explique pourquoi l'image de la crête iliaque ne correspond plus au marquage qui lui est associée.

La mise en place du système ne prend que quelques minutes et ne gêne pas la réalisation des actes chirurgicaux. Par ailleurs comme expliqué dans les chapitres précédents ce sous-système ne modifie pas le protocole opératoire, la seule intervention étant l'adaptation de la lumière du bloc opératoire à la scène générée.

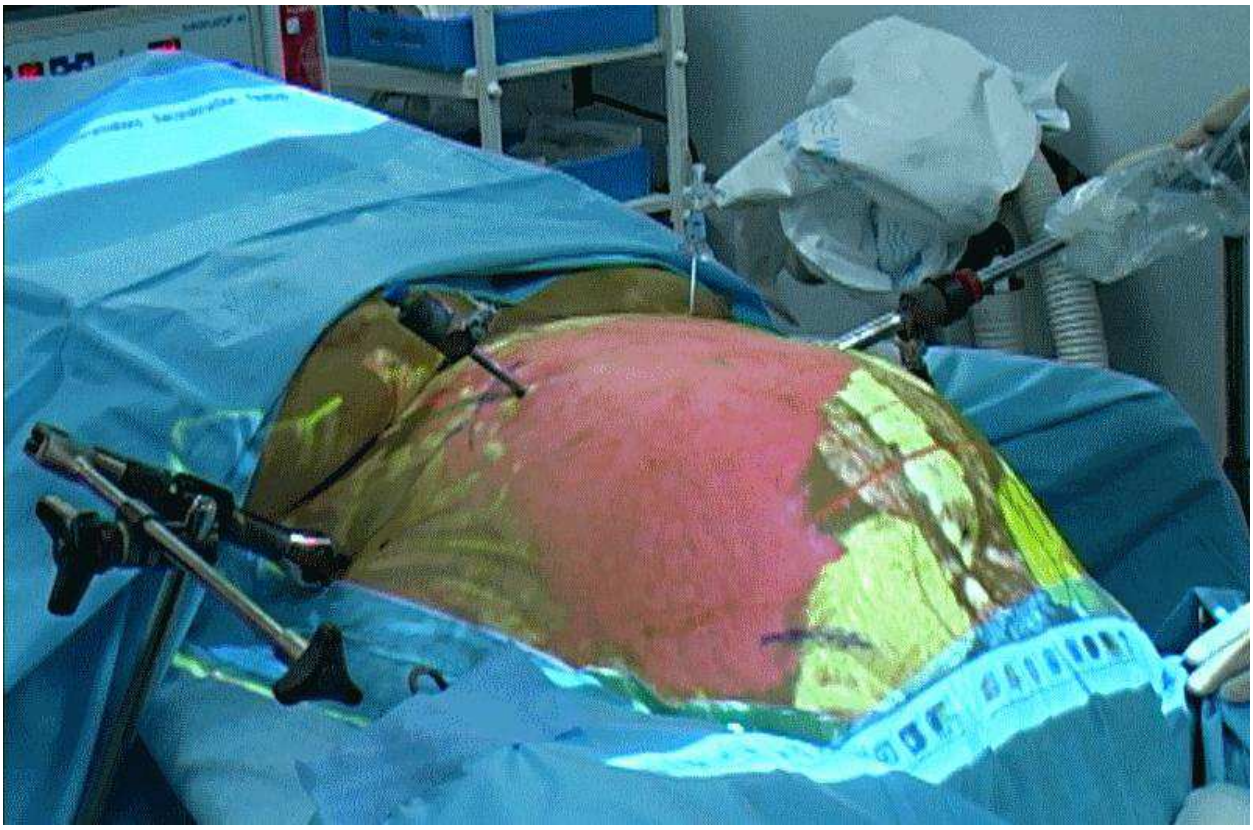

Figure 110 : Projection des organes du patient.

8.4.1 Projection des repères anatomiques sur le corps

Pour préparer le recalage, le chirurgien a pour tâche de dessiner, à l'aide d'un feutre, la projection des repères anatomiques sur la peau du patient. Il devra donc déterminer la position des crêtes iliaques et des 11e et 12e paires de côtes. Cette étape est réalisée par le chirurgien en palpant à l'aide du bout des doigts jusqu'à trouver les repères anatomiques.

Cette palpation présente plusieurs sources d'erreurs potentielles, notamment :

- la matérialisation de la crête iliaque sur l'extérieur du corps est réalisée selon l'orientation du geste du chirurgien. S'il réalise la palpation selon une autre orientation, la projection sur le corps se fera à un autre emplacement. On retrouve ce problème, dans une moindre mesure, lors de la réalisation de la projection des côtes,

- le dessin d'un repère anatomique sur le corps présente une imprécision due à la projection. Le chirurgien réalise tout d'abord la palpation, puis dessine au feutre la position estimée de la projection de la crête. Cette estimation entraîne une imprécision quant à la position réelle de la structure anatomique. Celle-ci est

toutefois minimisée par l'opérateur lorsqu'il vérifie le bon positionnement du trait, pour éventuellement le redessiner s'il juge qu'il est trop peu précis,

- la précision du trait réalisé par le chirurgien est relative au déplacement de la peau du patient par rapport aux structures anatomiques. Les sujets opérés dans le cas de gastroplasties présentent une forte obésité. Cela implique que le trait dessiné sur la peau du patient peut se déplacer de plusieurs centimètres par rapport à sa projection initiale, ce qui est dû à la corpulence du sujet.

La Figure 111 illustre le processus de mise en place et de réalisation d'une intervention en utilisant la réalité augmentée :

(A) palpation par le praticien pour déterminer la position des structures anatomiques servant au recalage,

(B) dessin des structures anatomiques sur le corps du patient,

(C) segmentation des structures anatomiques dans l'examen préopératoire,

(D) fusion de la scène 3D sur le corps du patient, en utilisant les structures anatomiques comme repères,

(E) réalisation de l'intervention en utilisant le système du type réalité augmentée.

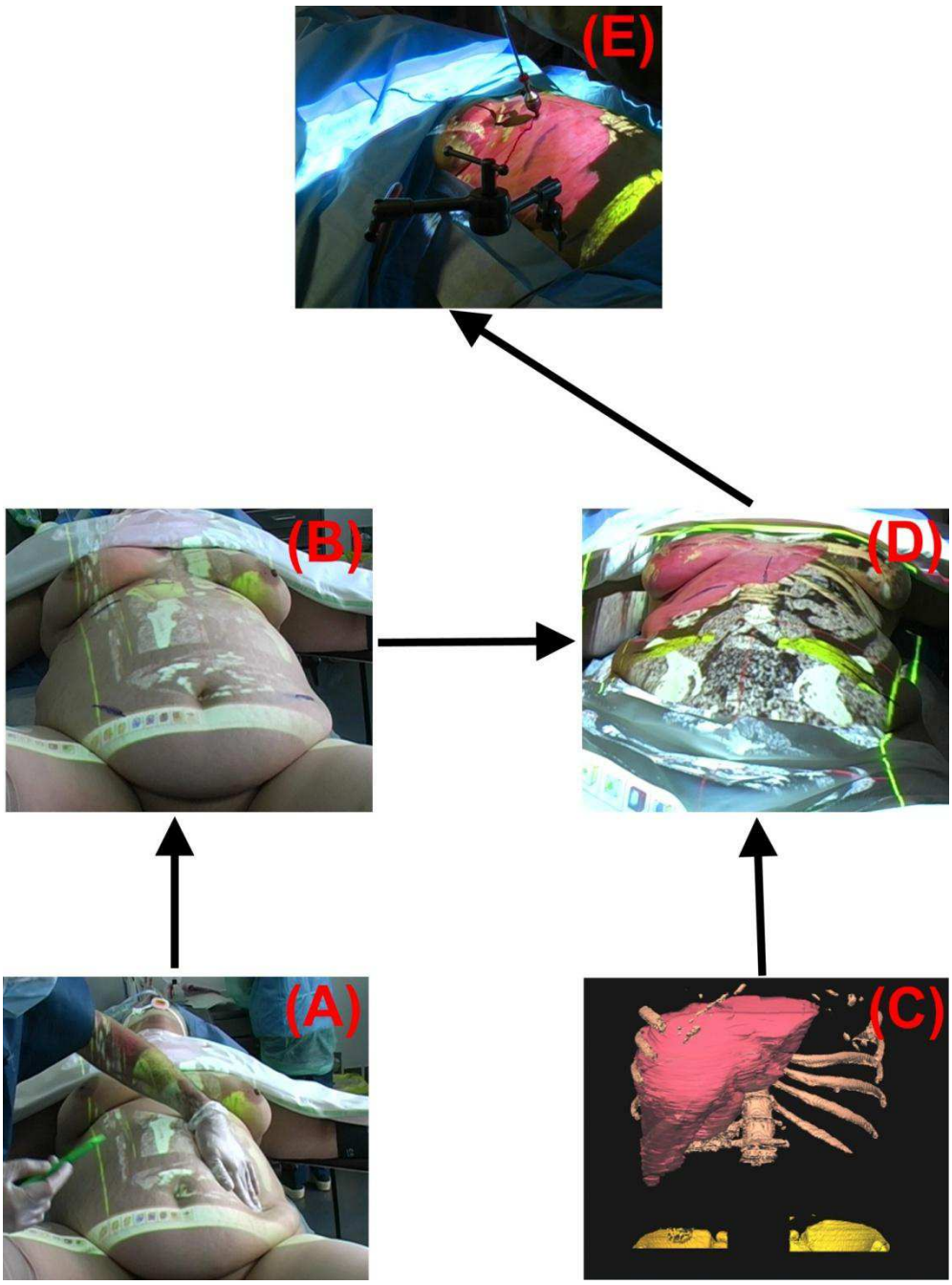

Figure 111 : Marquage des repères anatomiques du patient.

On peut voir, sur la vignette (A), la main du chirurgien chercher la crête iliaque gauche du patient et sur la vignette (B), la projection des deux crêtes iliaques, de la 12ème paire de côtes et du bas du sternum sur la peau du patient (traits bleus). Le projecteur affiche ici une image non recalée des données du patient. Dans les vignettes (A) et (B), l'image de réalité augmentée n'est pas nécessaire et peut tendre à gêner le chirurgien. Cette projection est ici visible car une calibration après installation du vidéoprojecteur par un technicien était effectuée avant l'opération.

8.4.2 Précision du recalage

La précision du dispositif est dépendante de l'opérateur et de sa façon de réaliser la projection des repères anatomiques sur la peau. Les déformations de la projection de l'image sur le patient peuvent aussi réduire cette précision (la Figure 110 est un exemple de déformations possibles, bien que le recalage soit correct). Néanmoins, il a été montré que l'utilisation du dispositif permettait d'améliorer la précision des actes chirurgicaux dans le cas de gastroplasties, de cholécystectomies ([80]) ou de nephrolithotomies percutanées ([60]). Dans ces deux cas, le gain de précision a été exprimé par les chirurgiens après plusieurs interventions et est associé à une plus grande confiance dans la réalisation de l'insertion de trocars. Dans certains cas, il a été possible d'éviter l'utilisation d'un trocar supplémentaire, qui est requis lorsque la position du premier ne convient pas à la réalisation de l'intervention.

La Figure 112 présente la vue de la caméra cœlioscopique correspondant à la Figure 110. On peut y voir en rouge sombre le foie, en argenté l'aiguille (et son reflet sur le foie), en rose orangé de la graisse, et en haut à droite la paroi interne de l'abdomen. L'objectif donné au chirurgien était de placer l'outil en bordure du foie pour ensuite le soulever à l'aide d'un outil adapté. On constate la bonne précision du placement de l'outil, situé en bordure du foie. Toute la scène a été planifiée avec PTM3D y compris la position du point d'insertion du trocar dans le corps du patient.

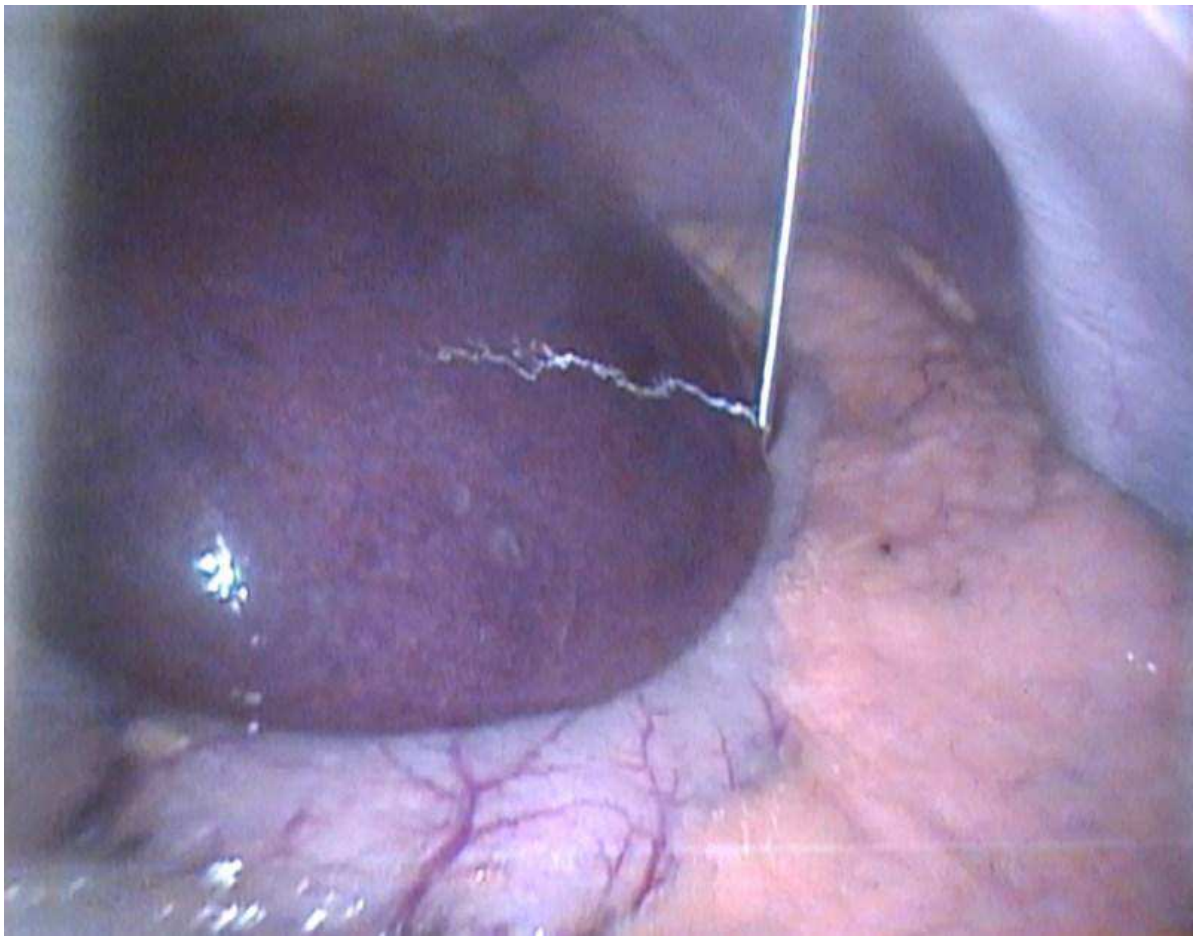

Figure 112 : Mise en évidence de la précision du placement d'un trocar.

8.5 Acquisition de données radiologiques durant les interventions

Lors de la réalisation de ponctions ou de biopsies, le praticien doit amener un outil du point d'entrée jusqu'à la région ciblée de façon très précise. Pour ce faire, il utilise généralement un échographe ou un amplificateur de brillance pour être guidé dans la trajectoire de l'outil tout au long de l'insertion.

Cette image bidimensionnelle ne rend pas totalement compte de la position de l'outil puisqu'elle ne rend pas compte de la nature tridimensionnelle du positionnement réel.

En utilisant le système informatique PTM3D, il est possible de recaler manuellement l'image 2D issue de l'amplificateur de brillance ou de l'échographe dans les données 3D qui sont projetées sur le patient. Ce recalage se fait en important l'image dans le programme depuis un emplacement local sur la machine ou à distance (via FTP) et en définissant, sur l'image et dans l'examen 3D, des points de correspondance.
La fusion de ces images per opératoires permet au praticien d'évaluer en temps réel la position d'un outil et de la comparer avec la trajectoire planifiée, lui permettant de corriger cette trajectoire si besoin.

La séquence de la Figure 113 montre comment est réalisé un tel recalage dans le cadre d'une ponction crânienne.

(a) : l'image préopératoire est visualisée, ainsi que la trajectoire planifiée,

(b) : l'image issue de l'amplificateur de brillance est affichée dans l'examen,

(c) : les deux images sont recalées et la trajectoire planifiée est ajustée en fonction de la trajectoire réelle,

(d) : la trajectoire réelle est visualisée en 3D dans les données de l'examen préopératoire.

L'opérateur effectuant le recalage doit ici déterminer lui-même dans quel plan 2D de l'examen 3D l'image issue de l'amplificateur de brillance se situe.

La Figure 114 présente le même système de recalage utilisé dans la cas de la ponction sur un fantôme biologique, simulant la réalisation d'une NLPC : la trajectoire planifiée dans l'examen préopératoire est présentée en haut à gauche; l'image acquise durant l'intervention et fusionnée dans l'examen préopératoire est visible en haut à droite; une photographie de l'expérience est présentée en bas de la figure.

Ce type de recalage, bien que sommaire, a montré l'intérêt de l'utilisation d'un recalage rigide positionnant une image 2D issue de radiologie per opératoire dans un examen 3D préopératoire, de façon à valider la trajectoire de l'intervention.

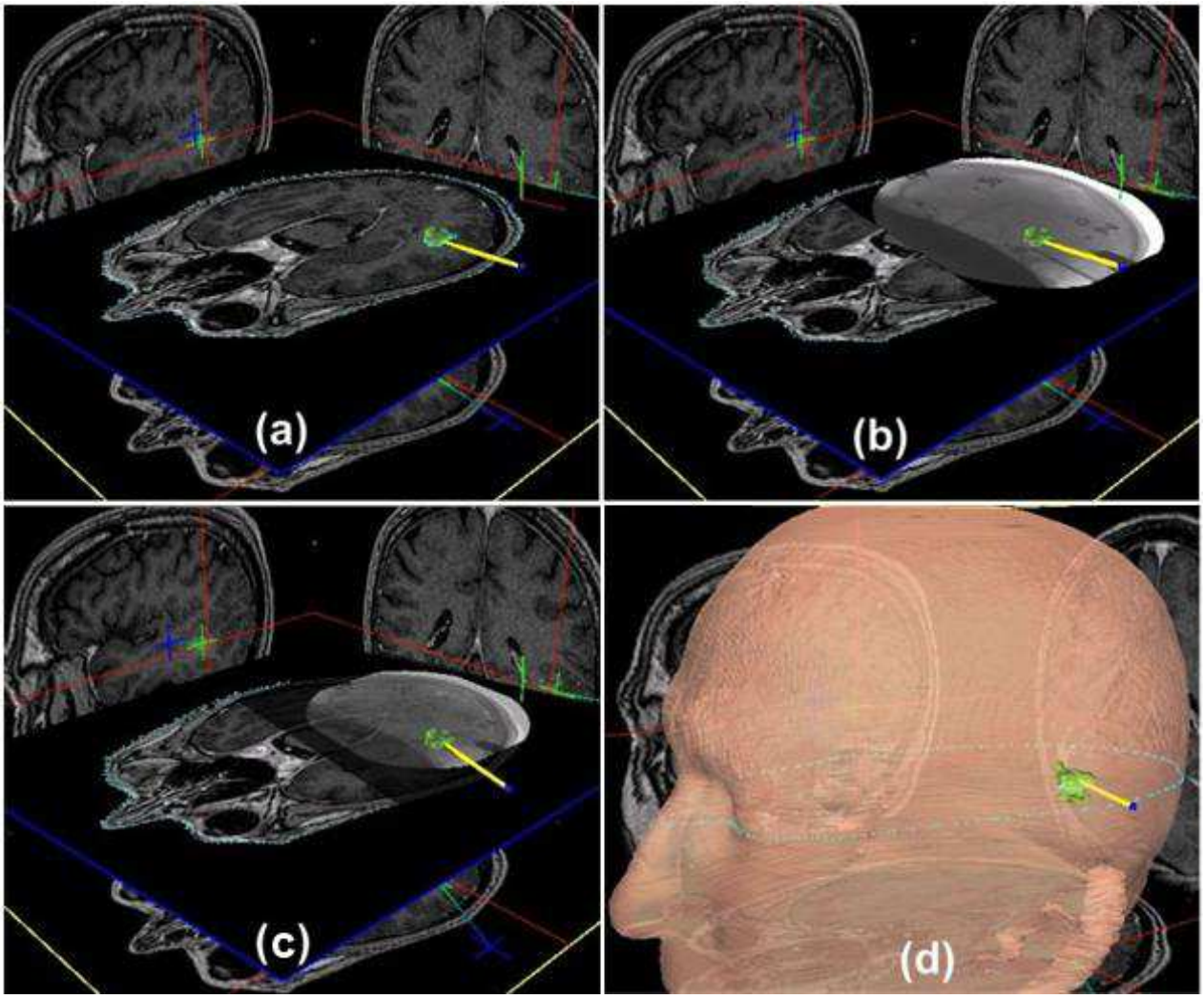

Figure 113 : Recalage rigide entre l'image scopique et l'image préopératoire.

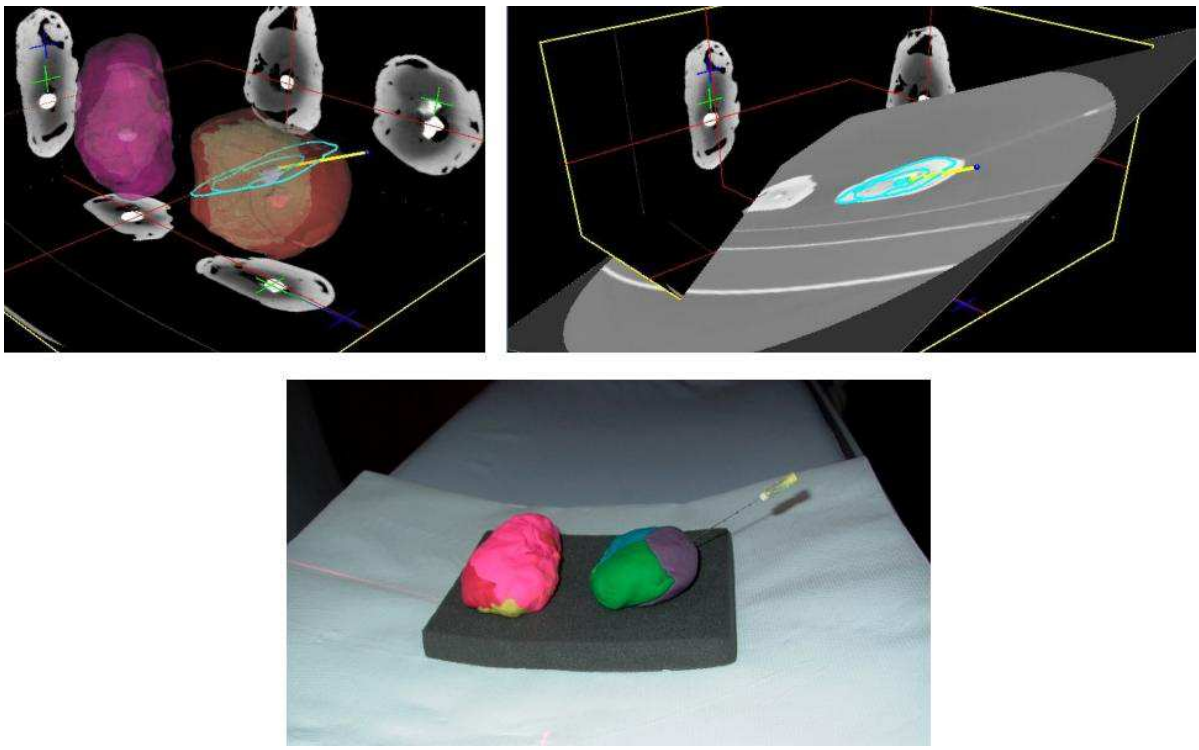

Figure 114 : Recalage d'une image scopique sur un fantôme biologique.

8.6 Contraintes Technologiques

Le système informatique PTM3D a été conçu pour fonctionner sur l'ensemble des ordinateurs grand public utilisant le système d'exploitation Windows et ne disposant pas nécessairement d'une carte graphique dédiée. Ces choix correspondent à une contrainte d'utilisabilité, car chez la plupart de nos partenaires hospitaliers les ordinateurs cliniques sont anciens et ne disposent pas de cartes vidéo haut de gamme, la majorité ne supportant pas les shaders[30]. Cela signifie que nous nous sommes astreints à ne pas réaliser de calculs sur la carte graphique (GPGPU) pour offrir une large compatibilité de supports à nos outils.

Les textures que nous représentons sont toutes générées « à la volée » à partir du volume de données lors de la navigation, ce que nous avons réussi à réaliser en temps réel, plutôt que d'utiliser des textures 3D chargées dans la carte graphique, qui nécessiteraient des cartes graphiques haut de gamme, une série d'examen pouvant contenir un gigaoctet de données, qu'il faudrait transférer à la mémoire de la carte graphique.

La principale limitation des performances d'affichage est due au nombre de facettes 3D qui peut être très importante : en effet, les cartes vidéo actuelles sont optimisées pour traiter un faible nombre de triangles (de l'ordre de quelques dizaines de milliers) mais pour lesquelles un grand nombre d'effets peuvent être appliqués (application de plusieurs

[30] Un shader est un programme envoyé dans la carte graphique pour permettre d'exécuter des instructions particulières. Ces programmes peuvent avoir pour objectif de personnaliser l'affichage d'une scène 3D, ou de faire effectuer des calculs mathématiques par la carte graphique (GPGPU, pour General Purpose Graphics Processing Unit).

textures, calcul spécifique des lumières, représentation du comportement visuel d'une matière, …). Dans nos applications, le nombre de facettes peut dépasser dix millions sur la reconstruction de l'extérieur du crâne, lorsque le scanner a une résolution très élevée. Les cartes de type Nvidia Quadro dont nous disposons sont plus adaptées que les cartes grand public à l'affichage de multiples triangles ayant peu d'effets spéciaux cependant nous nous sommes refusés à en exploiter les particularités pour garder un système facilement déployable sur n'importe quel ordinateur.

L'affichage n'est pas réactualisé sur une base fréquentielle mais à la demande afin d'économiser du temps de calcul lorsque la scène 3D n'est pas redessinée. C'est pour cela qu'il est difficile d'indiquer des performances en termes de nombre d'images par seconde, et que nous basons surtout notre évaluation en termes de temps de réponse et de fluidité. De ce point de vue, l'affichage est entièrement fluide et réactif dans la majorité des cas, cependant, lorsque l'affichage dépasse quelques dizaines de millions de facettes sur d'anciens ordinateurs (Pentium II par exemple), correspondant à la reconstruction de l'extérieur du corps, ou quelques centaines de millions de facettes sur des ordinateurs plus récents (Intel Core 2 ou plus récent), correspondant à une reconstruction à haute résolution d'un ensemble de structures, la réactivité baisse rapidement et peut gêner la navigation.

Cette méthode d'affichage « à la demande » est tout à fait adaptée aux besoins cliniques car la scène ne comporte pas d'animation. Lorsque l'on ne modifie pas la vue il n'est donc pas nécessaire de recalculer sans cesse la même image.

Par ailleurs, l'avis unanime des radiologues et chirurgiens est de préférer des images 3D directement issues des données fournies par les scanners et IRM plutôt que des images adoucies qui peuvent faire disparaître de toutes petites lésions : le diagnostic actuel de pathologies est très focalisé sur la détection des lésions de plus en plus petites, diagnostic qui est vital pour la survie à long terme du patient.

En choisissant de viser un type de plate-forme particulier il serait possible de proposer des améliorations substantielles en termes de performance de calcul ou d'affichage. Cependant l'objectif « support matériel clinique » de PTM3D nous a contraints à ne pas faire ce choix. Dans la très grande majorité des cas les performances obtenues sont très largement suffisantes pour les besoins actuels en diagnostic, planification d'interventions et chirurgie interventionnelle.

8.7 Système d'aide intégré à PTM3D

Durant mon travail de thèse, nous avons développé un manuel interactif permettant à l'utilisateur de disposer à tout moment d'une aide en ligne fiable de PTM3D.

Cette aide est rédigée en trois langues (anglais, espagnol, français) et est disponible en tant que document individuel ainsi qu'en appuyant sur la touche « F1 » durant l'utilisation de

PTM3D. Cette dernière fonctionnalité est contextuelle, ce qui signifie que l'aide apportée sera dépendante de l'action réalisée par l'utilisateur (utilisation des contours actifs, fusion de données, intégration d'images issues du bloc opératoire).

L'aide développée est strictement compatible avec le système Windows ; les fonctions « sommaire », « index », « recherche » et tous les parcours de l'arbre d'aide classique ont été implantées. Par ailleurs les différents mots-clés envoient automatiquement l'utilisateur vers l'aide pertinente.

La Figure 115 présente la fenêtre d'index de l'aide. A partir de cette page, on peut naviguer librement à l'intérieur des différentes rubriques qui la composent. Une fonction « rechercher » permet également d'accéder directement à une rubrique déterminée.

La Figure 116 illustre deux rubriques d'aide contextuelle : lorsque l'utilisateur appuie sur la touche « F1 » alors que son curseur survole le bouton « plan XY », la page de gauche lui est proposée ; lorsqu'il édite le fenêtrage en fausses couleurs, la page de droite s'affiche. Ces pages d'aide sont également accessibles depuis l'index et depuis la fonction de recherche.

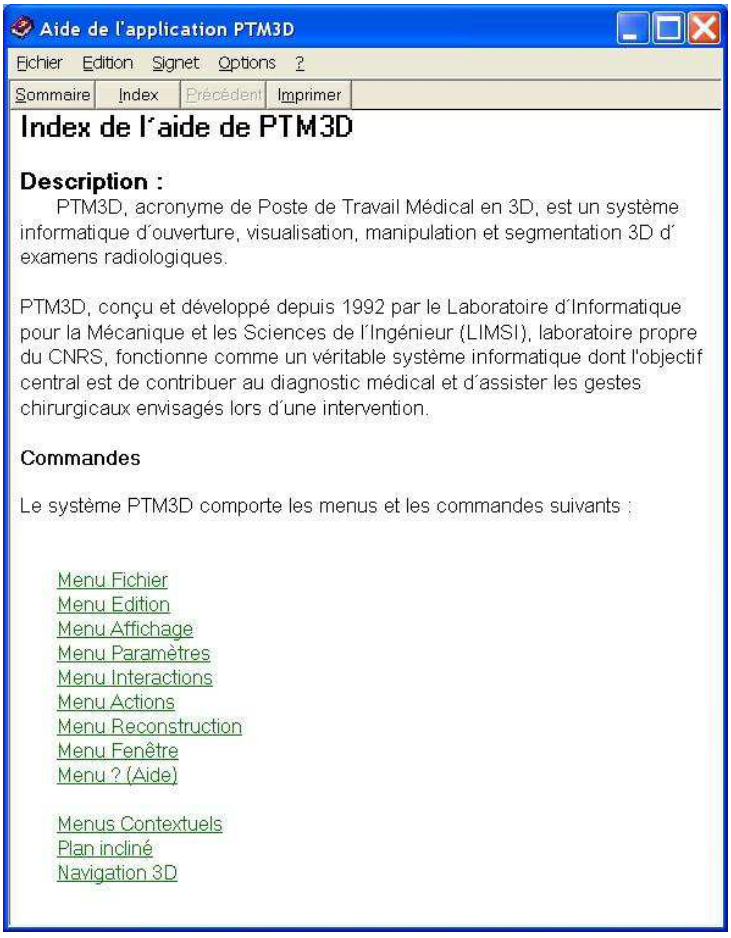

Figure 115 : Index de l'aide de PTM3D

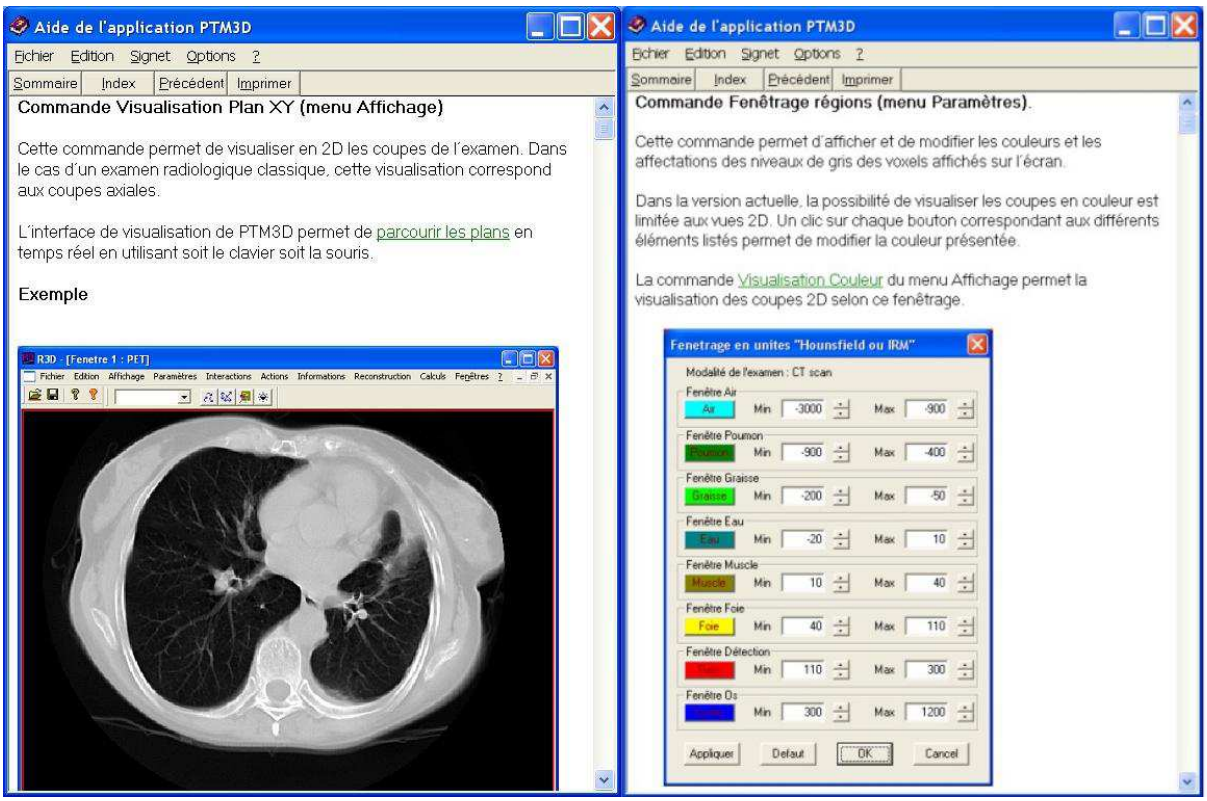

Figure 116 : Rubriques d'aide contextuelle

L'intégration de l'aide dans PTM3D se fait par le biais de messages d'identification envoyés au document d'aide, permettant d'afficher la bonne page en fonction de l'action réalisée.

La méthode de prise en charge de l'aide ayant évolué entre Windows XP et Windows Vista, nous avons du utiliser des outils de rétrocompatibilité spécifiques sur les ordinateurs récents, permettant de maintenir la compatibilité de notre outil d'aide. Nous envisageons d'utiliser dans le futur une méthode mieux intégrée aux systèmes d'exploitation récents, basés sur la définition de schémas XML.

9. Applications cliniques et industrielles

L'objectif premier de cette thèse est de répondre au besoin de traiter des données d'imagerie médicale le plus précisément possible et le plus rapidement possible.

Comme discuté précédemment, les cliniciens disposent de grands volumes d'informations, mais ils disposent de très peu d'outil informatiques et de peu de temps, pour traiter ces informations.

Les nouvelles méthodes présentées dans ce document ont donc eu pour objectif d'être directement applicables au monde médical, pour tenter de répondre à leur problématique particulière.

Tout au long de ce travail, nous avons pu bénéficier de nombreux partenariats avec le monde médical, mais aussi avec le monde industriel non médical. Ces partenariats nous ont permis d'utiliser et de valider nos méthodes sur des données réelles.

Depuis les premières versions de PTM3D, trois types de collaborations ont existé avec des centres médicaux:

- Des collaborations de partenariat pour le développement du système informatique, notamment avec la FMP, l'Institut Curie le CHU Tenon. Il s'agissait essentiellement d'identifier « ce qui était faisable » par rapport à ce qui « était possible ».

- Des collaboration dans le cadre de contrat de recherche, notamment avec l'Institut National du cancer, La ligue contre le cancer et le comité lithiases de l'AFU.

- Des collaborations conduisant à l'utilisation en ligne, au bloc opératoire, de la méthodologie proposée. La Fédération Mutualiste Parisienne, le Centre Hospitalier Universitaire (CHU) Tenon à Paris, le Centre Hospitalier Sainte Anne à Paris, l'Hôpital d'Instruction des Armées du Val de Grâce à Paris, le CHU de Montpellier, le Centre Hospitalier Régional Universitaire (CHRU) Edouard Herriot à Lyon, le CHU d'Alicante et l'Hôpital Nord de Chicago ont été les partenaires majeurs.

Dans tous les cas, le transfert vers les équipes cliniques s'est avéré difficile et compliqué, notamment en raison du travail hospitalier « avec des flux très tendus » qui existe aujourd'hui dans la plupart de centres dans le monde.

Lors de l'apprentissage local des techniques de PTM3D, le travail a toujours démarré par une semaine de séminaires (TD et TP compris) avec des chirurgiens, des radiologues et du personnel technique radiologique et chirurgical. Malheureusement, la question qui de facto a beaucoup freiné l'utilisation systématique de la nouvelle approche a été : « qui fait quoi ? » sachant que tout d'abord il faut identifier si la tâche est radiologique ou chirurgicale (les

deux services étant vraiment très disjoints dans les hôpitaux) et sélectionner la personne qui va être déchargée de son travail habituel pour s'occuper de PTM3D.

Ces partenariats médicaux nous ont ainsi permis de nous rappeler sans cesse aux problématiques réelles rencontrées lors de la réalisation d'un diagnostic et d'un acte chirurgical à partir d'images radiologiques réelles. Les partenariats industriels nous ont aidé à relever le challenge d'extraire des informations à partir de volumes de données de très faible résolution, mais comportant des informations riches en contenu (ne se limitant pas à la valeur du niveau de gris de chaque pixel).

Dans ce chapitre, nous justifions d'abord l'intérêt et l'enjeu de la validation de nos méthodes sur des cas réels. Nous présentons ensuite les diverses applications, médicales puis industrielles, qui nous ont permis de réaliser ces validations. Les publications résultant de ces partenariats sont également mentionnées.

Les résultats de ces applications, présentés au chapitre 10, prennent pour source les expériences réalisées à partir de ces partenariats.

9.1 Validation des méthodes

Réaliser l'évaluation de nouvelles méthodes en contexte clinique est un exercice difficile, que ces méthodes concernent la segmentation, la planification ou la réalisation d'interventions. Il exige des cas réels, dont les images présentent des pathologies et traités par des cliniciens. Il est nécessaire, pour une équipe de recherche en informatique, de créer un partenariat avec un hôpital, collaborer avec les cliniciens pour obtenir un retour sur leur utilisation de l'outil informatique et informer et obtenir le consentement des patients. De plus, il faut que l'hôpital traite suffisamment de patients ayant une pathologie compatible avec la méthode à évaluer pour que cette évaluation soit pertinente. Cette évaluation constitue donc une étape longue et laborieuse.

Pour valider les nouvelles méthodes présentées dans ce manuscrit, nous avons eu l'opportunité de collaborer avec plusieurs hôpitaux français et étrangers, dont le détail est donné ci-après. Ces collaborations ont été présentées préalablement. Grâce à elles, nous avons pu évaluer nos méthodes dans le cadre de plusieurs pathologies, sur beaucoup de patients différents et avec plusieurs cliniciens.

La validation clinique présente beaucoup d'avantages sur l'évaluation informatique, car elle permet de mesurer l'apport d'un nouvel outil auprès du public concerné, notamment :

- le gain de temps réel apporté au clinicien,
- l'acceptation par le clinicien de cette nouvelle méthode,

- la précision et la répétabilité du système sur des données pathologiques, plus différentes à appréhender que des données de synthèse,

- la précision et la répétabilité lorsqu'utilisé par l'utilisateur final, généralement non-expert en informatique,

- le retour des utilisateurs sur l'intérêt et l'utilité du système proposé, permettant une amélioration des outils proposés.

Les sections suivantes détaillent, pour l'ensemble des nouvelles méthodes présentées, comment l'évaluation clinique a été réalisée, ainsi qu'une application industrielle réutilisant une partie des méthodes que nous avons développées.

9.2 Applications cliniques

Cette section présente les applications cliniques auxquelles nous avons participé tout au long de cette thèse.

Les applications sont les suivantes :

- la mesure de volumes et de positions d'organes et de lésions, notamment du foie et de kystes rénaux,

- la réalisation d'interventions sous cœlioscopie,

- l'amélioration d'une technique d'intervention de NLPC dans laquelle le patient est installé dans une position non standard,

- la planification et le suivi de ponctions,

- l'aide à planification d'interventions intracrâniennes,

- la réalisation du processus segmentation de façon parallèle, de façon à diminuer le temps nécessaire à la réalisation segmentations.

Le Tableau 2 illustre ces différentes applications (en colonnes) et indique, pour chaque nouvelle méthode proposée (en lignes), si la méthode a été utilisée pour l'application (marqué par un "X"), ou si elle ne l'a pas été mais pourrait éventuellement l'être (marqué par un " ?").

	cœlio	NLPC	mesure volumes	suivi de ponction	planification crânienne	calcul grille
contours actifs semi-automatiques	X	X	X	X	?	X
isolation de volumes par marching cubes	X	X	X	X	X	?
fusion de volumes	X	X	X	X	?	?
Planification de ponctions	X	X		X	X	
modélisation table opératoire	X	X		X		
recalage de vidéoprojecteurs	X	X		X		
fusion 2D/3D d'images radiologiques	?	?		X		?
fusion 2D/3D d'images webcam	?	?		?		?

Tableau 2 : Tableau récapitulatif des méthodes et applications

9.2.1 Mesure de volumes d'organes et de lésions

La précision de l'outil de reconstruction par contours actifs a été validée dans plusieurs applications de mesure de volume et de position d'organes et de lésion. Ces applications sont les suivantes :

- la mesure du volume total de kystes rénaux dans des cas de polykystie rénale (PKR). Dans cette application, mesurer le volume total des kystes rénaux permet d'évaluer l'espérance de vie d'un patient,

- la mesure du volume du foie de singes avant et après embolisation. Cette mesure a permis de mesurer l'efficacité d'une méthode d'embolisation temporaire de la veine portale, qui permet une meilleure régénération du foie après intervention,

- la mesure du volume et de la forme du foie de patients avant pose d'anneau gastrique. Ces paramètres permettent de déterminer si le foie peut être soulevé lors d'une procédure de pose d'anneau gastrique[31].

Ces applications ont permis de mettre en avant l'utilité de la mesure de volumes d'organes et de lésions en tant que telle, en dehors de l'intérêt pour la réalité augmentée. Elles ont aussi permis d'évaluer l'utilisation de la méthode interactive des contours actifs.

[31] Lorsque le patient est allongé, le foie recouvre partiellement la partie de l'estomac sur laquelle sera fixée l'anneau gastrique; il est donc nécessaire de le soulever pour effectuer l'intervention.

En tout, plus de 500 mesures de volumes de kystes ont été réalisées dans 11 centres au travers de la France dans le cadre du programme national PKR, 27 foies de singe ont été reconstruits et une centaine d'images de gastroplastie et cholecystectomie ont été traitées. La mesure du volume du foie de singes après embolisation a été publiée dans [81]. Cette mesure pour les gastroplasties et cholecystectomies a été publiée dans [80] et [82]. Le suivi du volume de régénération après embolisation a aussi été publié dans [81]. La mesure du volume de kystes n'a pas donné lieu à une publication scientifique.

9.2.2 Applications aux interventions sous cœlioscopie

Les applications cœlioscopiques ont été réalisées grâce à divers partenariats :

- l'ablation de tumeurs rénale et surrénale et la réalisation de NLPC, en partenariat avec le CHU Tenon (Paris), la clinique de la Présentation (Orléans), le Centre CHR Angoulême et le HGU (Hôpital Général Universitaire) Alicante (Espagne),
- la réalisation de gastroplasties et de cholecystectomies en partenariat avec la clinique de la Présentation et le HGU Alicante,

Ces interventions ont permis de mettre en œuvre et valider l'ensemble des contributions présentées dans ce manuscrit. Une centaine d'images comportant des tumeurs rénale ou surrénale ont été analysées par des praticiens, ainsi qu'une centaine d'images pour gastroplastie ou cholecystectomie ont été traitées.

Dans l'ensemble de ces cas, une ou plusieurs séries de TDM ont tout d'abord été réalisées. Dans chacune de ces séries, les structures d'intérêt non-osseuses (foie, rein, estomac, vésicule biliaire, lésions...) ont été reconstruites à l'aide des contours actifs. L'opérateur peut, dans chaque cas, choisir entre le contour actif « classique » et la nouvelle méthode présentée dans ce manuscrit.

Les structures osseuses ont été généralement reconstruites en utilisant la méthode des marching cubes. Les contours actifs ne sont pas adaptés à la reconstruction des côtes et de la colonne vertébrale car le parcours coupe par coupe ne permet pas de segmenter une structure aussi complexe en raison notamment de la discontinuité de volumes de très petit diamètre entre les coupes. L'opérateur reconstruit alors nécessairement cette structure à l'aide des marching cubes. Dans le cas des crêtes iliaques, les deux méthodes sont possibles et les opérateurs ayant participé à la validation ont tous utilisé les deux méthodes indifféremment.

L'opérateur utilise l'isolation d'un volume par marching cubes dans deux types de cas :

- après avoir utilisé l'interface de calcul partiel du résultat des marching cubes, (Figure 50, page 92) il clique alors sur un point de la surface verte et lance la reconstruction. Cela correspond à une utilisation « opportuniste » de la méthode,

- après l'échec de la méthode habituelle des marching cubes, par exemple lorsque le cube virtuel des données englobe plusieurs volumes à la fois. On obtient alors un seul « objet » comprenant plusieurs structures, comme en Figure 43, page 84.

Dans les cas de NLPC, des séries avec et sans utilisation de produit de contraste ont été acquises. Les structures non-homologues d'intérêt, notamment les cavités calicielles et les lithiases sont fusionnées entre les différentes séries en utilisant les structures homologues reconstruites comme support.

Une fois les structures d'intérêt reconstruites et éventuellement fusionnées entre séries, la planification est réalisée à l'aide de l'outil de planification de ponctions. Cet outil permet de planifier la trajectoire d'insertion des trocars.

Dans les deux cas, cette trajectoire permet de s'assurer qu'aucun volume reconstruit non souhaitable ne se trouvera sur le chemin ou à proximité lors de l'intervention et permet aussi, par la visualisation de plans contenant cette trajectoire, de vérifier qu'une vaisseau sanguin ne sera pas traversé[32].

Dans le cas de la réalisation de NLPC, la distance entre l'extrémité de l'outil et le point d'entrée dans le corps est réutilisée lors de l'intervention : cette distance permet au chirurgien de s'assurer que l'outil n'a pas dépassé la structure d'intérêt, ou au contraire n'est pas en amont de celle-ci.

Avant la réalisation d'une intervention, le vidéoprojecteur est installé en salle d'intervention et les paramètres sont enregistrés dans le programme. Ces paramètres sont spécifiques à chaque intervention, car la table d'intervention, déplacée entre deux opérations, n'est jamais tout à fait dans la même position. Ils ne sont toutefois pas changés au cours de l'intervention.

Lors de l'intervention, le recalage entre la segmentation 3D des structures anatomiques et la vidéo projection est réalisé par le chirurgien. Les interventions ont été réalisées, dans le temps, avec toutes les méthodes que nous avons développées et détaillées dans ce manuscrit. C'est grâce à l'interaction avec les chirurgiens que cette phase de recalage a été progressivement améliorée.

Ces applications ont donné lieu à plusieurs publications :

- dans [83], nous présentons la planification et la réalisation de néphrolithotomies percutanées en guidant le praticien lors de la réalisation de la ponction initiale à l'aide de la projection des segmentations sur le corps du patient,

[32] La visualisation de plans tangents ne fait pas partie des contributions de ce manuscrit. Elle a été présentée dans [OTM+05b]

- dans [80] et [82], nous présentons l'utilisation de la modélisation de la table d'opération et de la réalité augmentée dans des interventions de gastroplastie et cholecystectomie. La modélisation du bloc qui y est présentée est une version préliminaire à la version tridimensionnelle présentée dans ce manuscrit, qui ne disposait pas d'autant de degrés de liberté que la version actuelle concernant la position et l'orientation du vidéoprojecteur,

- dans [76], nous montrons l'intérêt de l'utilisation d'un flux vidéo issu d'une webcam permettant d'identifier en temps réel la trajectoire de ponction,

- dans [76], nous montrons que les reconstructions réalisées en phase préopératoire peuvent aider le praticien à prendre et valider des décisions cliniques dans le cas de cancers colorectaux.

Des validations de précision des reconstructions avaient été réalisées précédemment, par exemple dans des cas de calculs rénaux dans [84]. L'utilisation de la réalité augmentée a été présentée et validée pour la première fois en 2003 dans [85].

9.2.3 Nouvelle méthode opératoire pour NLPC

Lors d'une procédure de NLPC classique, le patient est d'abord positionné sur le dos et une sonde double J[33] est placée entre le rein et la vessie. Le patient est ensuite positionné sur le vendre et un néphroscope est introduit par voie percutanée. C'est par ce néphroscope que sont placés dans le rein les outils permettant la destruction du ou des calculs rénaux.

Les fragments des calculs sont évacués par le néphroscope, car la position du patient et la taille des fragments ne permettent pas l'évacuation par la sonde JJ.
Le retournement du patient durant l'intervention est une phrase très longue, qui dure entre 1h et 1h30, car tout le matériel médical doit être déplacé autour du patient ou fixé à celui-ci. Le temps total de l'intervention est de l'ordre de 5h.

Lors de notre collaboration avec le HGU Alicante, il a été expérimenté une nouvelle méthode de réalisation de NLPC. Dans cette méthode, le patient est positionné sur le dos, incliné de 30° sur le côté[34] et l'intervention a lieu sans retourner le patient. Les fragments sont toujours évacués par le néphroscope, mais aussi à travers de la sonde JJ quand leur taille le permet. Il est parfois nécessaire d'utiliser un néphroscope souple à travers des voies urinaires, ou un laser pour éliminer les débris de calcul n'ayant pas été évacués par le néphroscope.

[33] Cette sonde tient de sa particularité à s'incurver à ses deux extrémités, du côté du rein et du côté de la vessie, en forme de "J"
[34] Les tables d'opération actuelles permettent une telle inclinaison

La réalisation de la NLPC en inclinant le patient permet d'économiser 1h à 1h30 lors de l'intervention ce qui correspond au temps nécessaire au retournement du patient lors de la procédure classique.

Lors de la réalisation de cette application, dix interventions sous NLPC par la méthode classique ont été réalisées, ainsi que sept interventions avec la nouvelle méthode décrite. Sur ces sept interventions, la méthode par laser a été utilisée une fois pour compléter la fragmentation des calculs et un néphroscope souple a du être employé durant 3 autres interventions pour aider à l'évacuation des fragments des lithiases. Enfin, lors de trois interventions, l'utilisation du néphroscope rigide seul a suffi.

Cette application a permis de mettre en évidence et de valider la modélisation de la table d'opération et l'utilisation de la réalité augmentée en salle d'intervention; la projection d'images au bloc a permis au chirurgien une meilleure visualisation de la trajectoire d'insertion du néphroscope alors que le patient n'est pas dans une position classique. Elle a de plus participé à valider les méthodes de segmentation et de planification de ponction.

La description et la validation de cette nouvelle méthode opératoire a été présentée dans [69] et [76].

9.2.4 Aide à la planification et la réalisation de ponctions

La réalisation d'une ponction est différente de la réalisation d'une cœlioscopie car très souvent elle n'est pas réalisée en salle d'intervention.

Dans le cas d'une ponction, le praticien insère uniquement une aiguille de ponction pour réaliser un prélèvement dans un organe ou une lésion, ou, dans le cas d'une NLPC, pour préparer l'introduction du néphroscope.

L'opérateur réalisant la ponction dispose généralement d'un échographe, parfois d'une unité de rayons X, contrairement aux opérations sous cœlioscopie, où des images peuvent être acquises par une caméra durant l'intervention.

De plus, la plupart des ponctions ne sont pas des actes chirurgicaux, la NLPC faisant partie des quelques exceptions et sont généralement réalisées par un radiologue.

La réalisation d'une ponction classique implique donc d'être capable de placer, en trois dimensions, la pointe d'une aiguille dans une éventuelle lésion, avec une grande précision et en ne disposant d'informations que depuis l'extérieur du corps.

Lors de la planification d'une ponction à l'aide de la nouvelle méthode présentée dans ce mémoire, l'opérateur reconstruit les structures d'intérêt ainsi que l'extérieur du corps, puis planifie une trajectoire de ponction. Cette trajectoire permet de connaître le point d'entrée et l'angle de réalisation de la ponction, mais aussi la profondeur d'insertion de l'outil avant

d'atteindre la région d’intérêt. La connaissance de cette profondeur est importante pour s'assurer que la ponction n'est pas réalisée en amont ou en aval de la région visée.

Lors de la réalisation de la ponction, le médecin peut utiliser une unité mobile de rayons X pour guider la trajectoire de ponction. Les images acquises peuvent alors être réinjectées dans la scène 3D pour comparer la trajectoire réelle de ponction avec la trajectoire planifiée.

Dans [85], la planification et le suivi de ponctions ont été validés sur un fantôme biologique. La Figure 117 illustre cette planification. En haut à gauche, on peut voir les rognons d'agneau et les lithiases qui y seront insérés; en haut a droite, le dispositif expérimental, dans lequel les rognons ont été enveloppés avec de la pâte à modeler; en bas, on peut voir les reconstructions dans l'image scanner, la trajectoire planifiée de ponction (en jaune) et l'intersection entre un plan contenant la trajectoire et les structures reconstruites (en bleu clair).

La Figure 118 illustre le suivi de trajectoire de ponction. En haut à gauche, on peut voir l'aiguille de ponction insérée dans le fantôme biologique; en haut à droite, l'image aux rayons X de cette intervention et en bas, la fusion de cette image dans l'image préopératoire, permettant d'évaluer la trajectoire réelle en fonction de la trajectoire planifiée.

Le recalage de l'image 2D avec le volume 3D est ici fait en partie manuellement, en définissant un plan dans l'examen et en définissant des points de correspondance entre les données de ce plan et les données de l'image 2D.

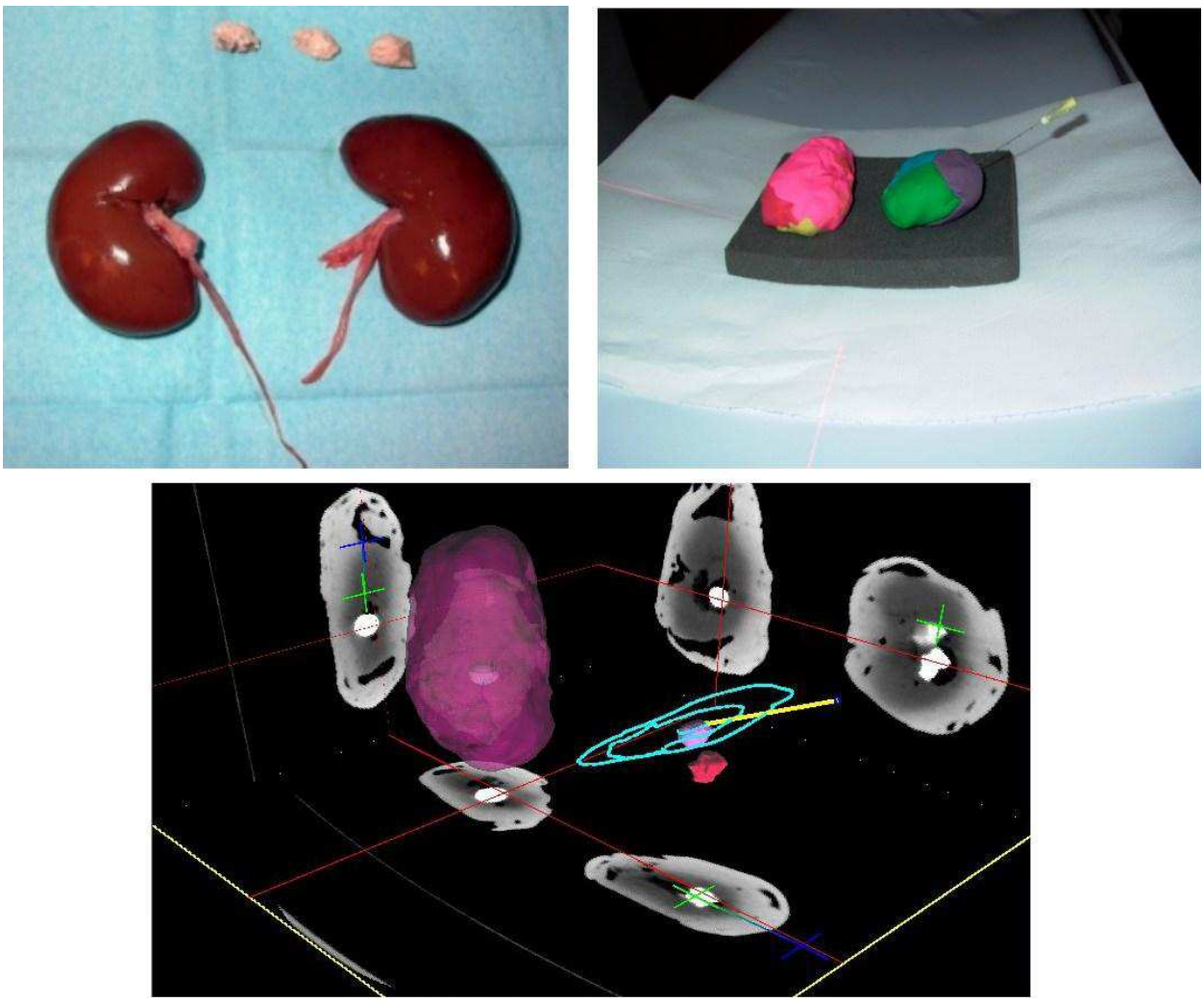

Figure 117 : Planification de trajectoire de ponction.

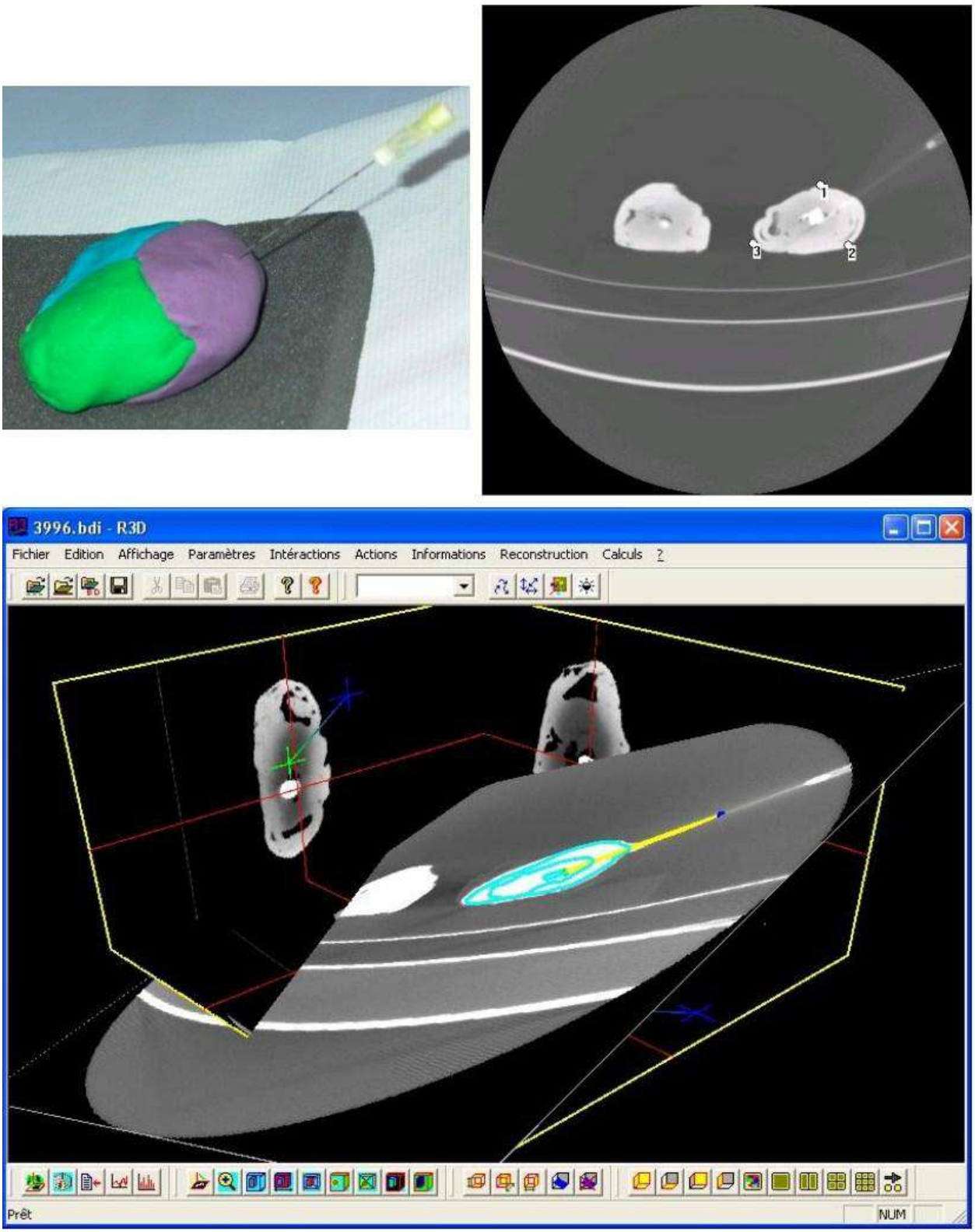

Figure 118 : Suivi de trajectoire de ponction.

Dans [76], nous montrons l'utilisation de la nouvelle méthode de planification pour déterminer la trajectoire de ponction dans le cas d'une NLPC.

La Figure 119 présente la planification et la réalisation d'une ponction dans ce cadre. La partie gauche présente la trajectoire planifiée, pour laquelle on peut connaître la distance

entre le point d'insertion de l'aiguille et son extrémité, la partie droite montrant la réalisation de la ponction à partir de la planification.

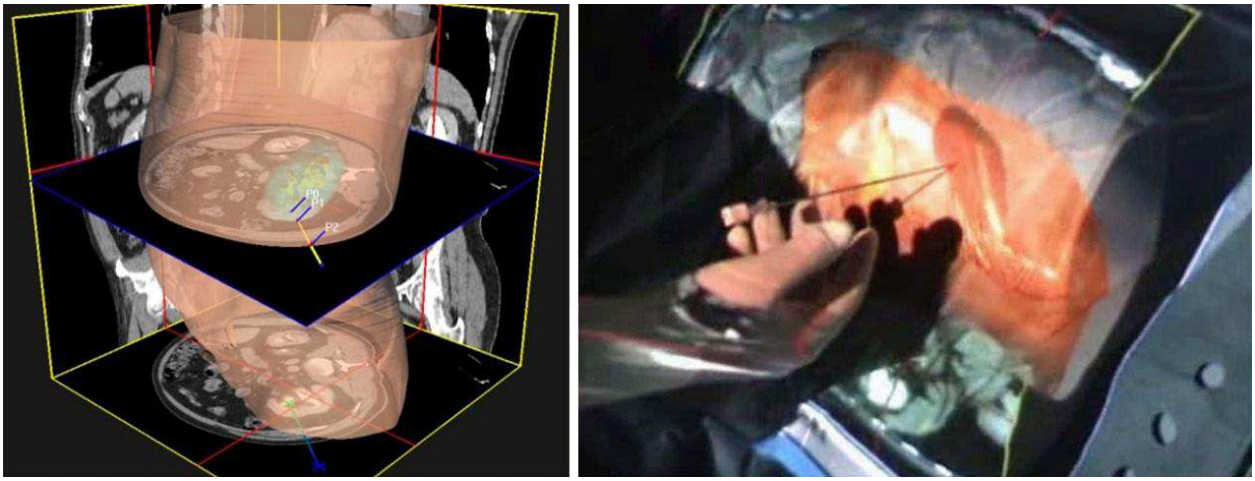

Figure 119 : Planification et réalisation d'une ponction.

9.2.5 Aide à la planification d'interventions intracrâniennes

Lors d'un contrat de recherche avec l'INCa, nous avons collaboré avec les équipes de traitement du signal de Télécom ParisTech et de neurochirurgie de l'hôpital Sainte-Anne. Lors de cette collaboration, notre objectif consistait à visualiser les données issues de segmentation automatique d'images cérébrales fournies par Télécom ParisTech[35] et à aider le neurochirurgien à planifier une intervention de type ponction crânienne.

C'est essentiellement dans le cadre de ce partenariat que l'outil de planification de trajectoires crâniennes a été développé : réaliser une ponction crânienne peut être très dangereuse, car le simple fait de traverser certaines régions du cerveau peut handicaper le patient à vie.

La visualisation des données segmentées par la méthode GraFIP de l'équipe TSI a été montrée en Figure 32, page 61, pour la visualisation sur une coupe et en Figure 34, page 63, pour la visualisation tridimensionnelle. Cette visualisation ne diffère pas de la visualisation présentée dans les autres applications cliniques.

Les données du format GraFIP comprennent essentiellement le volume des données d'IRM, le volume des informations de segmentation et un graphe comportant les relations spatiales entre les structures segmentées ainsi que des informations sur ces structures. A partir des informations contenues dans le volume des informations de segmentation et le graphe associé, les structures sont reconstruites automatiquement à l'aide d'une méthode par marching cubes et labélisées (voir Figure 34).
Lors de la planification de l'intervention, la visualisation de ces structures permet au neurochirurgien de mieux visualiser les structures traversées et ainsi de mieux

[35] La segmentation automatique de ces images a fait l'objet de la thèse d'Olivier Nempont [Nom09]

appréhender l'intervention. La visualisation de la trajectoire et des structures rencontrées est d'autant plus utile dans des images cérébrales que le cerveau comporte un grand nombre de structures de petite taille et spatialement proches.

Ce système n'a pas été utilisé lors de la réalisation d'interventions; néanmoins notre collaboration dans le cadre du contrat avec l'INCa a permis de montrer que cette méthode est tout à fait viable dans des applications de neurochirurgie.

9.2.6 Parallélisation des algorithmes de segmentation

Une version du logiciel PTM3D a été parallélisée de façon à être utilisée sur une grille de calcul. Ce travail a fait l'objet d'une partie de la thèse de Romain Texier [86] et a été publié dans [87].

L'avantage du système est qu'il permet, lorsque l'utilisateur possède une connexion à Internet, de sous-traiter les calculs à un réseau d'ordinateurs. Dans le cas des contours actifs le calcul du contour est réalisé par l'ordinateur de l'opérateur, mais les calculs des facettes 3D du volume reconstruit est réalisé par des ordinateurs de la grille de calcul, permettant ainsi une reconstruction plus rapide.

Cette application n'a pas été utilisée pour valider les méthodes présentées dans ce manuscrit, mais a permis de montrer l'utilité de ce système informatique lorsque l'ordinateur utilisé est peu performant.

D'autres outils sont potentiellement parallélisables, comme la méthode des marching cubes ou les applications de fusion de données; leur réalisation sort toutefois du cadre de cette thèse.

9.3 Applications industrielles

Lors de notre partenariat dans le projet ANR BINGO, nous avons eu l'occasion de valider une partie des méthodes présentées ici sur des données très différentes de celles utilisées en imagerie radiologique.

L'objectif de ce projet était de réaliser une visualisation d'informations comportant un très faible nombre de voxels (de l'ordre de 20 * 10 * 10) ayant chacun une très faible résolution (de l'ordre de 5cm * 5cm * 5cm), issues d'imagerie neutronique[36].

En revanche, les informations portées dans chacun de ces voxels sont très riches, chaque voxel contenant la composition chimique de l'espace qui le compose. On peut ainsi

[36] L'imagerie neutronique consiste à émettre des neutrons et mesurer le rayonnement issu de la collision de chacun de ces neutrons avec la matière rencontrée

connaître la composition en carbone, oxygène, ou hydrogène de chaque voxel dont le volume est de 125cm^3.

L'objectif était donc d'une part de visualiser ces données très riches en informations physiques ou chimiques mais ayant une très faible résolution spatiale, tout en étant capable d'établir une analyse à partir de cette visualisation et d'autre part de mettre en rapport ces données avec des images 2D issues de caméras filmant la scène en temps réel.

Le système de visualisation que nous avons développé est présenté en Figure 120. La partie (A) permet de visionner jusqu'à quatre incidences simultanées du volume de données; la partie (B) permet de choisir le type de données à afficher.

Ce système permet de visualiser indépendamment, dans chaque voxel, chaque type d'atome dont le détecteur gamma a mesuré la présence. Les cubes de données sont représentés en transparence, de façon à pouvoir visualiser l'intégralité des données en une seule vue. L'opacité et l'intensité de la couleur des voxels dépendent du taux de présence de l'élément choisi.

Pour permettre de localiser spatialement les différents voxels de l'image, deux caméras (des webcams) ont été intégrées au système informatique de l'imageur. Ces caméras sont repositionnables; leur position est configurable via un menu spécifique, tel que présenté en Figure 121. Parmi les paramètres, on peut choisir leur position, leur orientation, ainsi que l'angle d'ouverture de l'objectif.

La visualisation 3D des voxels et la position des caméras sont programmées dans un repère commun en indiquant la position de chaque caméra par rapport à l'émetteur de neutrons. Grâce à ce recalage, il est possible d’utiliser la réalité augmentée pour visualiser simultanément les deux sources d'images.

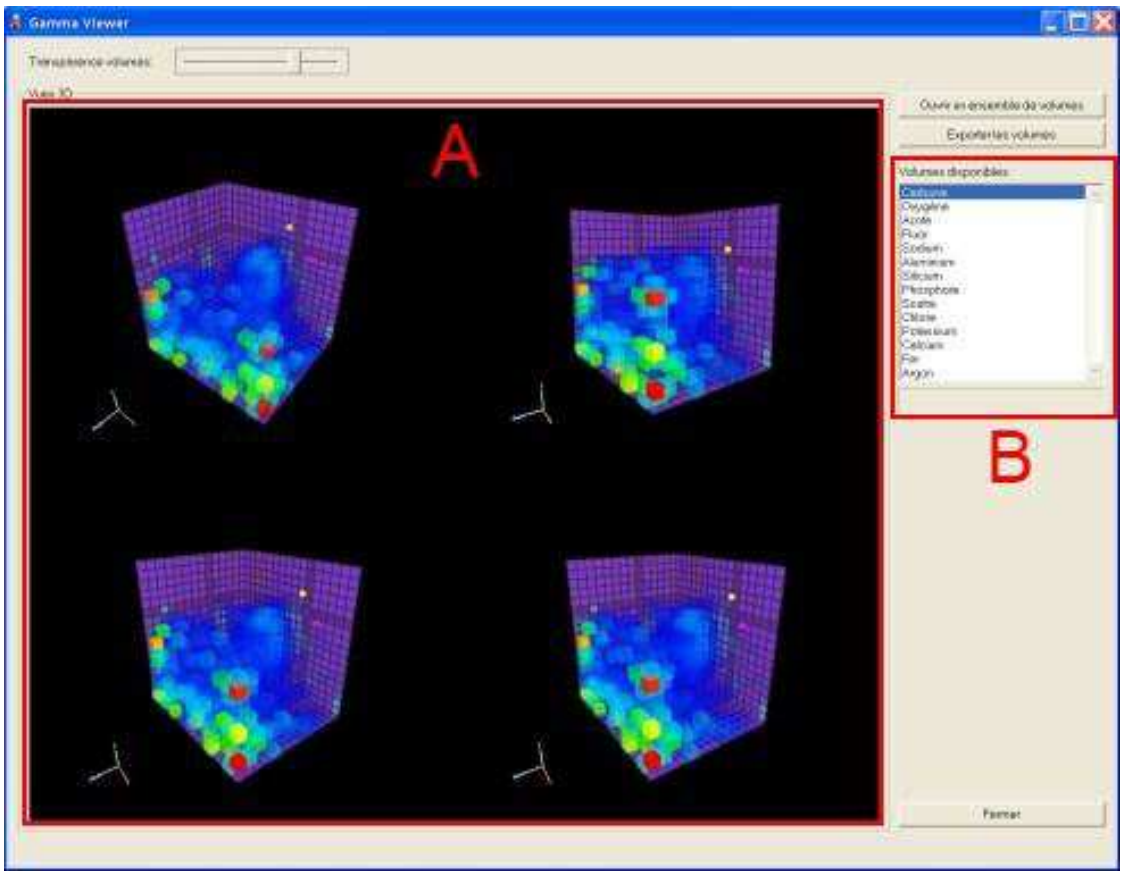

Figure 120 : Visualisation d'images neutroniques.

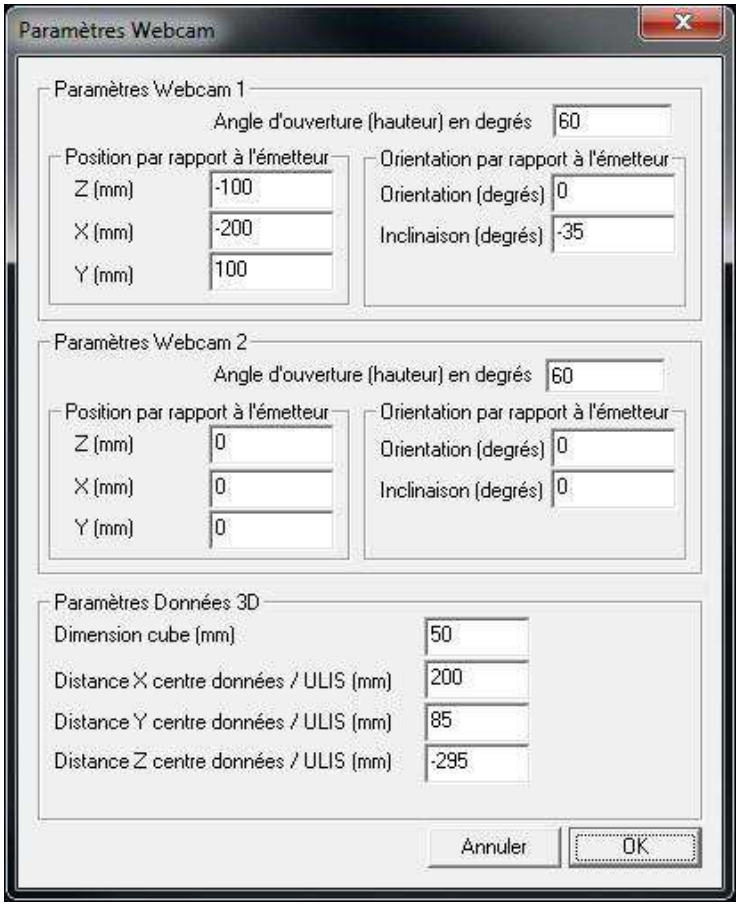

Figure 121 : Paramétrage de la position des caméras.

Un montage expérimental a été réalisé afin de valider le système. Une acquisition en imagerie neutronique a été réalisée sur un fantôme abdominopelvien, puis le fantôme a été filmé à l'aide d'une webcam, la position de la caméra étant recalée par rapport au volume d'acquisition.

Ce montage correspond à l'application finale, la seule différence étant que l'acquisition neutronique et la visualisation par webcam n'ont pas été réalisées au même instant.

Le résultat de la fusion est visible dans la Figure 122. Dans cette figure, on peut vérifier la précision de la réalité augmentée par la correspondance, entre l'image réelle et l'image neutronique, des contours du fantôme. La précision dans le plan est bien représentée visuellement, en revanche, la profondeur de champ tend à troubler la visualisation, en particulier dans le cas des voxels que l'objet filmé devrait cacher.

La Figure 123, issue de TDM, illustre la différence de précision entre les images neutroniques et rayon X.

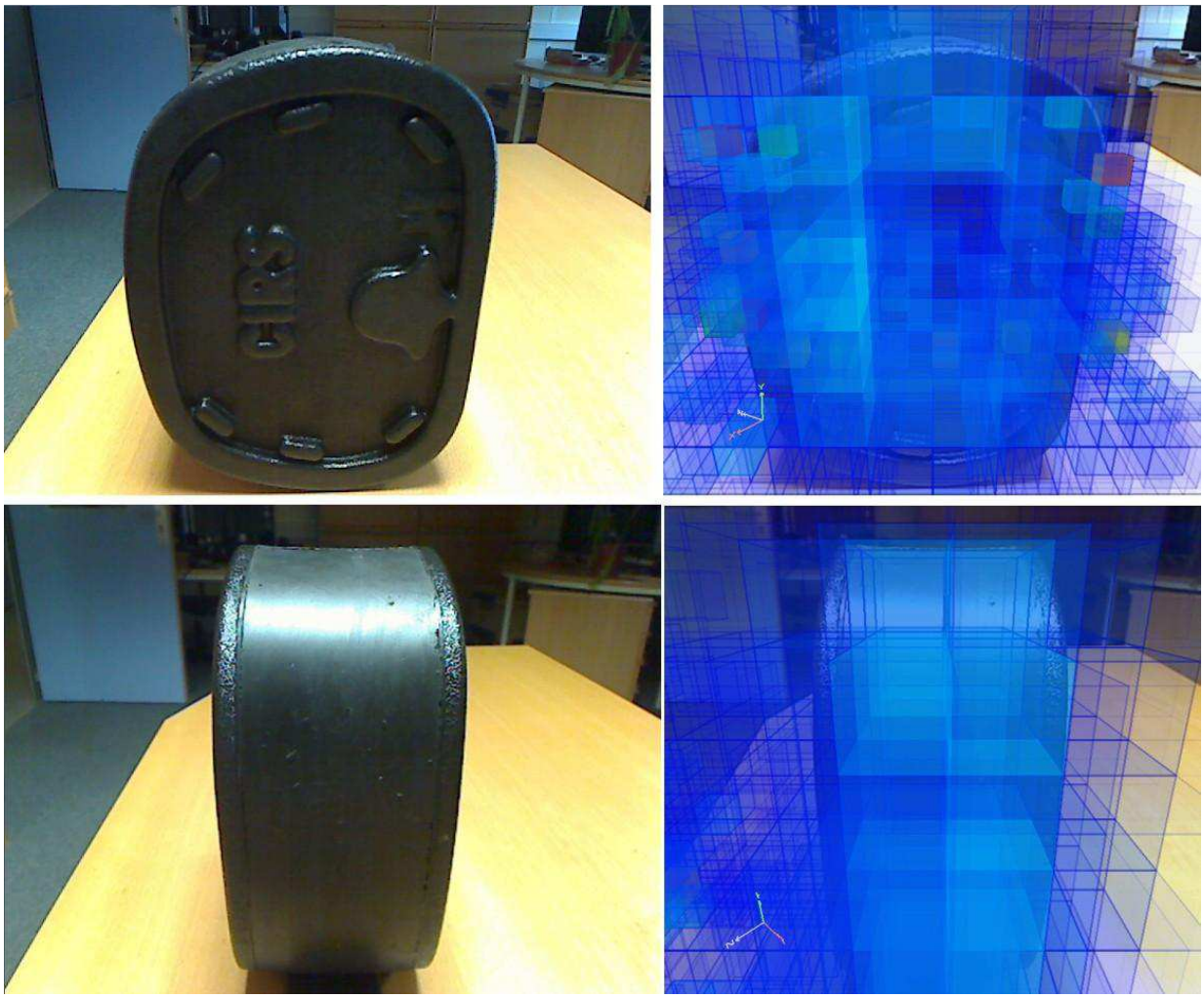

Figure 122 : Utilisation de la réalité augmentée avec des images neutroniques.

La gêne issue de la double visualisation, en transparence pour les données 3D, en surface pour l'image réelle, ne peut pas être réglée sans déterminer la profondeur des éléments dans le champ de l'image réelle.

La détermination de cette profondeur pourrait être rendue possible par l'utilisation de la stéréoscopie[37]. Cette méthode de stéréoscopie n'a pas été utilisée dans cette application.

L'objectif à plus long terme est de permettre d'identifier des composants dangereux à partir de l'étude de la composition chimique des voxels et d'aider les démineurs à neutraliser ces composants. Nous projetons d'utiliser l'outil de planification de trajectoires, qui permettra de calibrer un robot démineur équipé d'un jet d'eau à très forte pression de façon à neutraliser l'explosif détecté. Néanmoins, la résolution actuelle des images neutroniques dans le cadre du projet BINGO ne permet pas une planification précise de cette trajectoire.

Ce projet nous a donc permis d'adapter avec succès les méthodes de traitement d'images destinés au monde médical aux images neutroniques et de valider l'intérêt et la pertinence de la réalité augmentée mélangeant des images issues de caméras avec des données volumiques sur des applications concrètes.

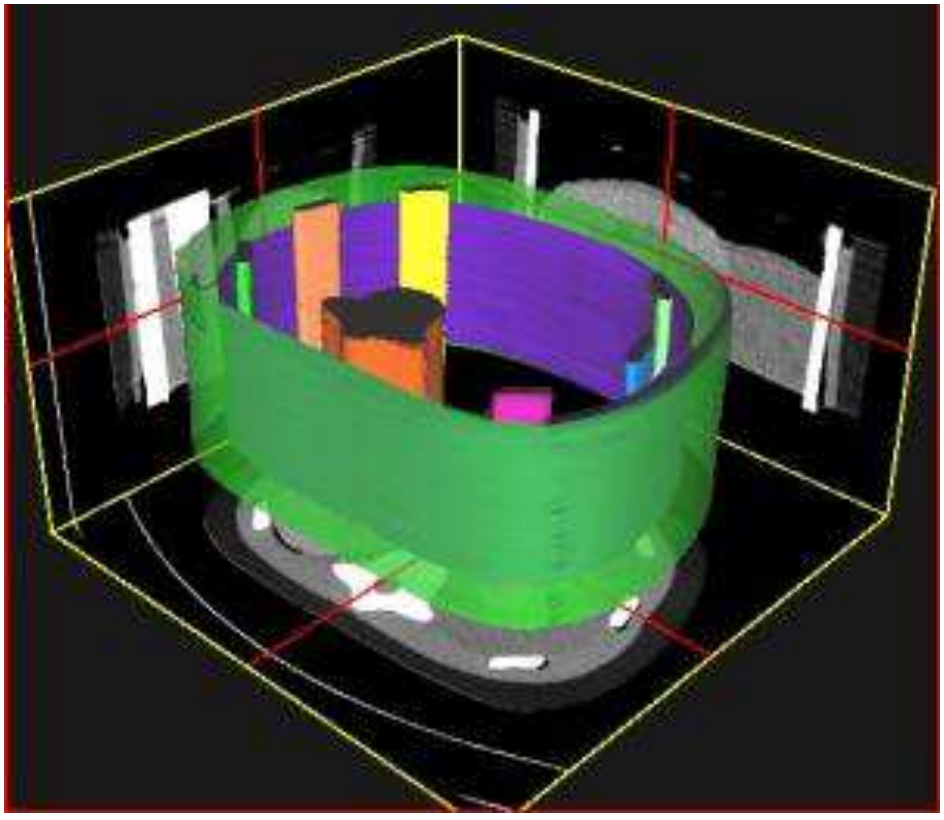

Figure 123 : Structure du fantôme abdominopelvien en TDM.

[37] Utilisation de deux caméras à faible distance l'une de l'autre, permettant, en étudiant les différences entre les deux images, d'extraire des informations de profondeur (plus la différence de position entre deux éléments est importante, plus les objets sont proche des objectifs). Cette vision représente le fonctionnement du cerveau humain, qui à partir des différences perçues entre les deux yeux, identifie la profondeur des objets d'une scène.

10. Résultats et discussion

L'ensemble des outils et méthodologies développés durant cette thèse ont été d'abord validés sur des fantômes physiques rigides (objets rigides sensibles au rayonnement X), sur des fantômes physiques souples (essentiellement pâte à modeler imbibée dans des produits de contraste) et sur des fantômes biologiques (organes d'animaux et pièces opératoires). Le système informatique PTM3D a ensuite été utilisé en ligne au bloc opératoire.

Ce chapitre présente les résultats obtenus lors de leur utilisation; les résultats correspondent pour l'essentiel à ceux obtenus en contexte d'utilisation clinique, parfois complétés par des expérimentations supplémentaires.

10.1 Contours actifs semi-automatiques

Comme indiqué dans le Tableau 2 page 200, l'initialisation semi-automatique des contours actifs a été utilisée dans de nombreuses applications nécessitant de reconstruire des structures d'intérêt.

Lors de ces applications, nous avons évalué les paramètres suivants :

- la stratégie d'utilisation employée par l'opérateur,
- la précision de la reconstruction, comparativement à la reconstruction de l'algorithme de contours actifs antérieur,
- la répétabilité de la reconstruction,
- la satisfaction de l'opérateur.

Dans l'ensemble des essais, l'opérateur pouvait choisir entre la version « normale » manuelle d'initialisation des contours actifs et la version automatique.

Dans la majorité des cas, son choix s'est porté sur la version automatique, car elle est plus facile à appréhender par le fait qu'elle est plus intuitive, elle est suivie par l'opérateur en temps réel et elle est beaucoup plus rapide en demandant beaucoup moins de manipulations.

Dans certains cas, notamment le cas du foie, le contour semi-automatique ne détecte pas ou détecte difficilement la frontière de l'organe ou de la lésion (Figure 124) et l'utilisateur doit alors recommencer la procédure en utilisant une initialisation « manuelle » du contour ou en modifiant les paramètres d'initialisation (Figure 125). Lors de l'initialisation par contours actifs, la stratégie de l'opérateur consiste généralement à effectuer une première

évolution du contour initial afin d'évaluer le résultat sur une coupe en utilisant les valeurs initiales proposées. Lorsque l'outil interactif semble bien identifier la frontière, l'opérateur exécute alors la segmentation. Dans le cas contraire, il tente la même reconstruction avec initialisation manuelle, en cherchant les niveaux de gris représentatifs de l'intérieur et de l'extérieur de la structure à reconstruire. Cette itération est illustrée dans la Figure 54, page 103.

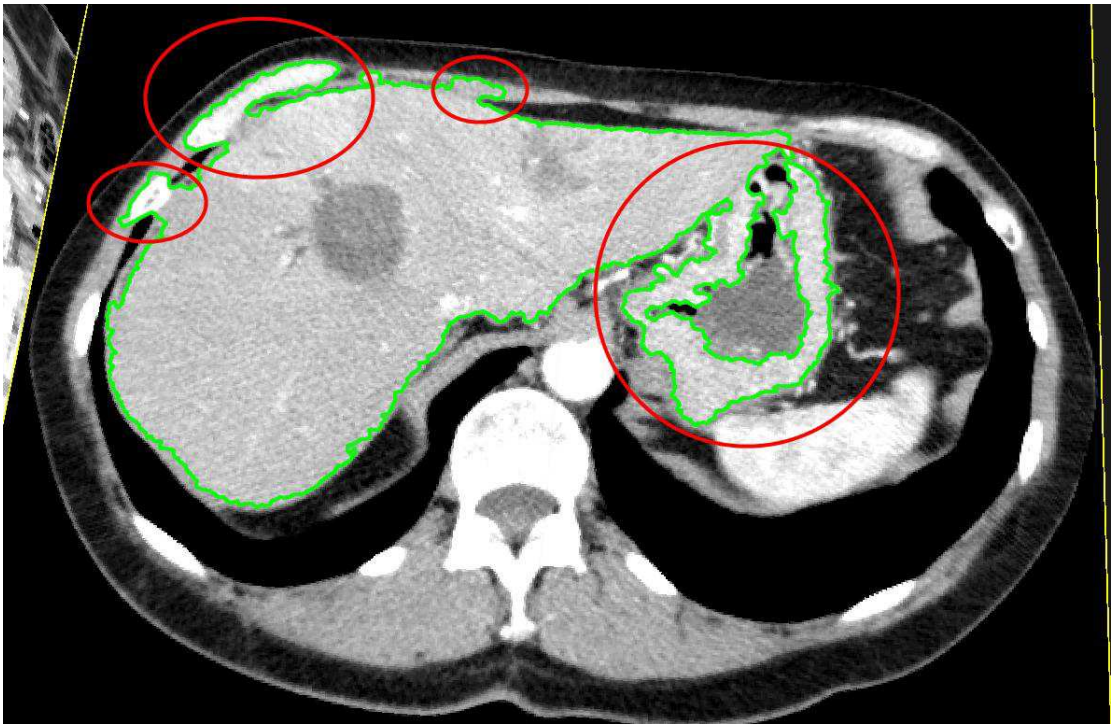

Figure 124 : Exemples d'erreurs du contour actif.

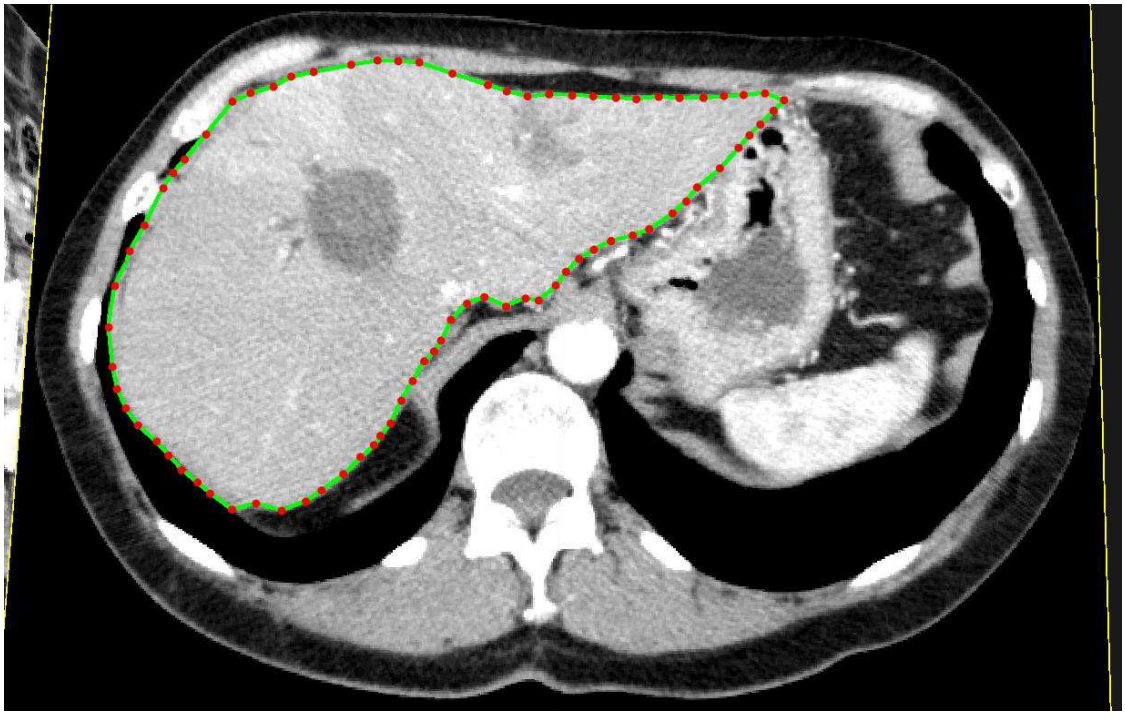

Figure 125 : Edition manuelle de la coupe de la Figure 124.

Lors de la segmentation, l'opérateur n'a généralement pas besoin d'intervenir, qu'il ait choisi la méthode d'initialisation manuelle ou automatique, la reconstruction coupe par coupe s'effectuant de la même façon dans les deux cas. Néanmoins, la segmentation du foie nécessite une interaction de la part de l'opérateur, car le contour va avoir tendance à « déborder » des contours de l'organe. Les autres organes présentent plus rarement ce problème, qui apparaît lorsque le contraste radiologique de l'objet est faible.

Le foie est l'un des organes abdominopelviens les plus difficiles à reconstruire, notamment car la frontière foie-cœur est souvent floue et la frontière entre le foie et les muscles intercostaux est généralement peu marquée. La Figure 126 illustre deux problèmes de la segmentation du foie : la frontière foie/muscles intercostaux très peu marquée (à gauche) et la frontière foie/cœur très difficile à déterminer (à droite).

L'évaluation de la précision de la reconstruction est effectuée par l'opérateur : c'est lui qui détermine si la structure reconstruite est conforme à l'image donnée par l'examen et la rectifie au besoin. Dans tous les cas lors des essais, lorsque l'outil interactif trouve la frontière de l'organe, l'opérateur n'a pas eu besoin de modifier les paramètres de reconstruction et les résultats étaient validés par l'opérateur et équivalents à ceux donnés par la méthode avec initialisation manuelle.

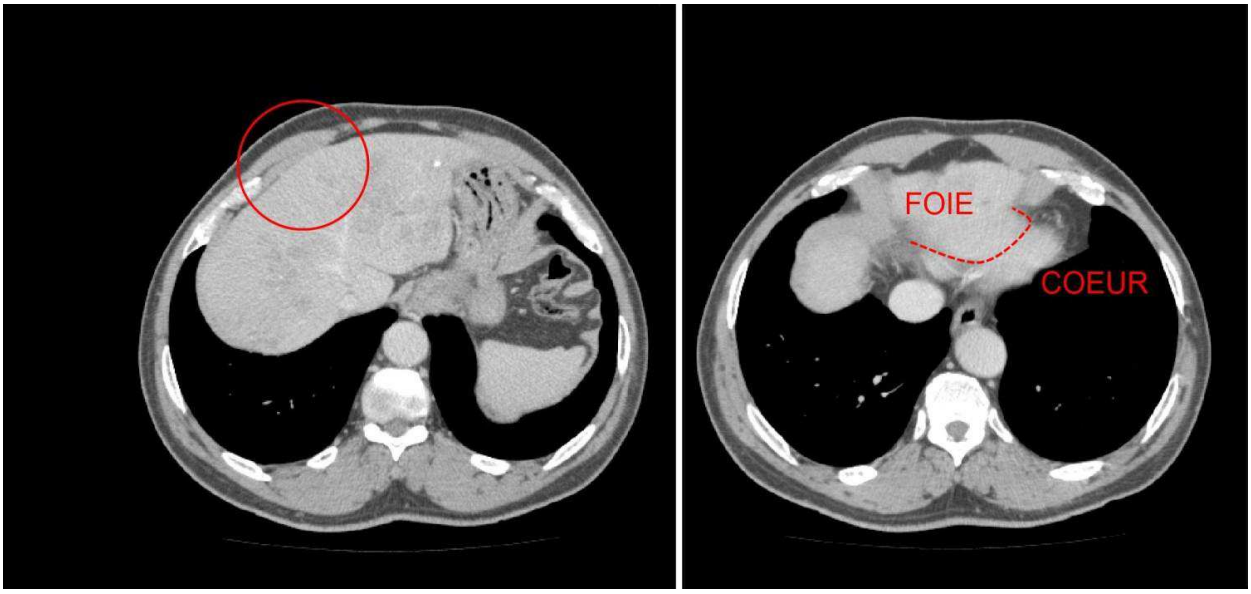

Figure 126 : Illustration de la difficulté de segmentation du foie.

Lorsque la frontière de la structure n'est pas trouvée, une frontière plus éloignée est détectée à sa place, ce que l'opérateur identifie très vite. Cette proposition d'initialisation erronée est illustrée dans la Figure 55, page105 (bande centrale, image de droite).

Cette visualisation permet de savoir rapidement si l'initialisation est réussie ou a échoué, ce qui permet une bonne répétabilité de l'initialisation.

Deux outils d'aide à la segmentation d'organes et de lésions dont la frontière est mal définie ont été développés dans PTM3D : le dessin « à main levée » d'une ligne frontière et l'édition des points de contrôle des contours.

10.1.1 Dessin d'une ligne frontière

Lors de l'analyse d'images radiologiques très souvent le radiologue utilise ses compétences, son expérience et son intuition pour « voir » les frontières d'un organe ou d'une lésion parfois même quand elles n'existent pas réellement dans toutes les coupes d'un examen. A partir de 1999 PTM3D dispose d'un outil de dessin qui permet de « tracer » à l'aide de la souris ou d'un outil de pointage une ligne frontière qui va arrêter l'évolution d'un contour actif l'empêchant de la traverser (Figure 127).

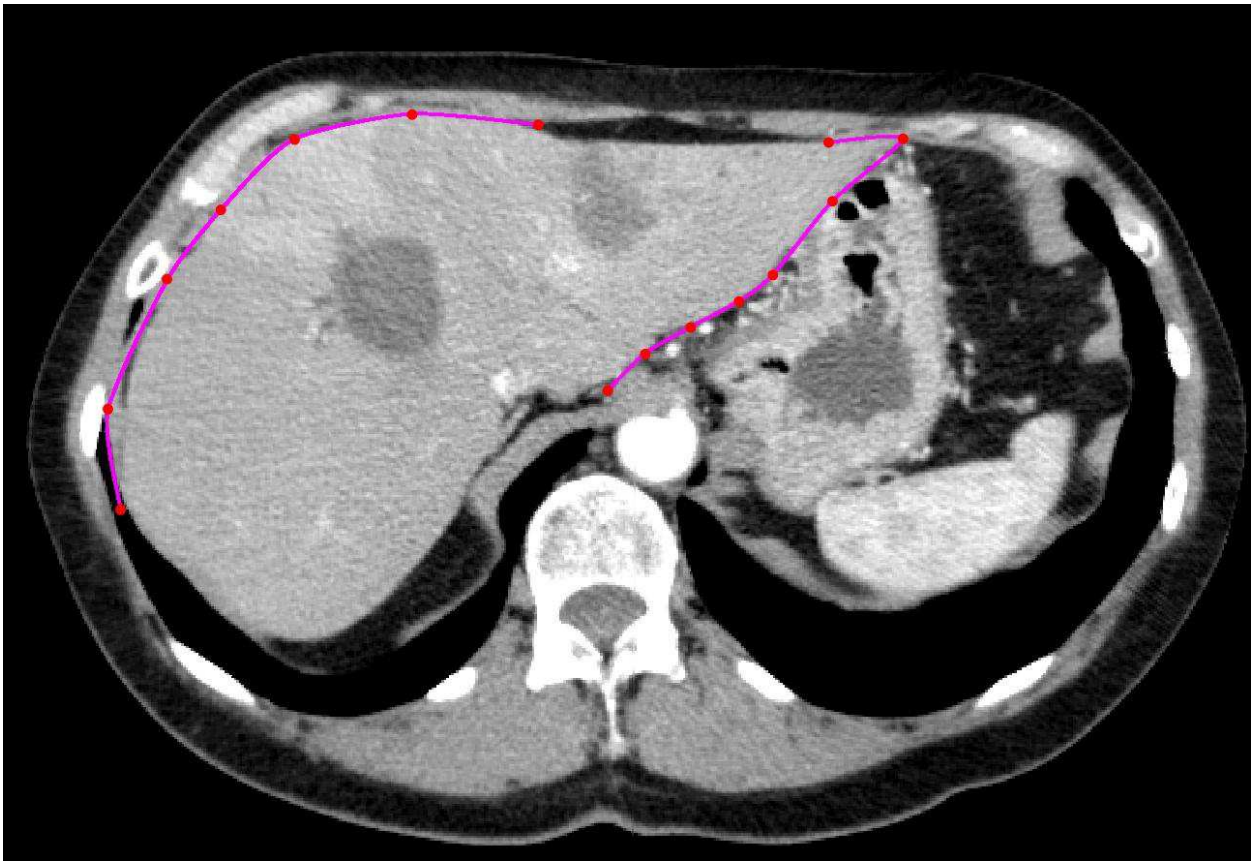

Figure 127 : Dessin de deux frontières pour limite l'évolution du contour actif.

Après voir tracé sommairement la ligne d'arrêt, le système génère un ensemble de points de contrôle spline dont le paramétrage est modifiable par l'utilisateur ainsi que les caractéristiques de la ligne.

Cette technique a surtout été utilisée dans la segmentation d'organes et de lésions à partir d'examens où le patient n'avait pas été injecté avec un produit de contraste. C'est le cas notamment des patients allergiques à l'iode ou des patients que l'on souhaite irradier le moins possible (en particulier en raison de leur âge) dans les examens abdominopelviens.

Au cours de mon travail de thèse cette méthode a été améliorée en ce qui concerne notamment l'édition des points de contour.

10.1.2 Edition des contours

Lorsque la segmentation automatique échoue, PTM3D dispose d'un ensemble de fonctions permettant un traitement manuel des contours individuels qui vont conduire au volume segmenté.

Plusieurs fonctions sont disponibles à l'utilisateur, notamment l'édition des points de contrôle (le contour est une ligne spline fermée) avec les fonctions « ajouter », « supprimer », « déplacer » etc. De même un contour peut être supprimé, ajouter, séparer en plusieurs contours etc.

Au cours de mon travail de thèse cette méthode a été améliorée en ce qui concerne notamment la visualisation 3D des points de contour qui vont permettre la facettisation, comme présenté en Figure 128 pour les coupes d'un foie et de l'extérieur du corps. Cette possibilité permet de visualiser l'ensemble des coupes avant la construction des facettes 3D composant l'enveloppe du volume segmenté, aidant l'opérateur à réaliser ou ajuster une segmentation.

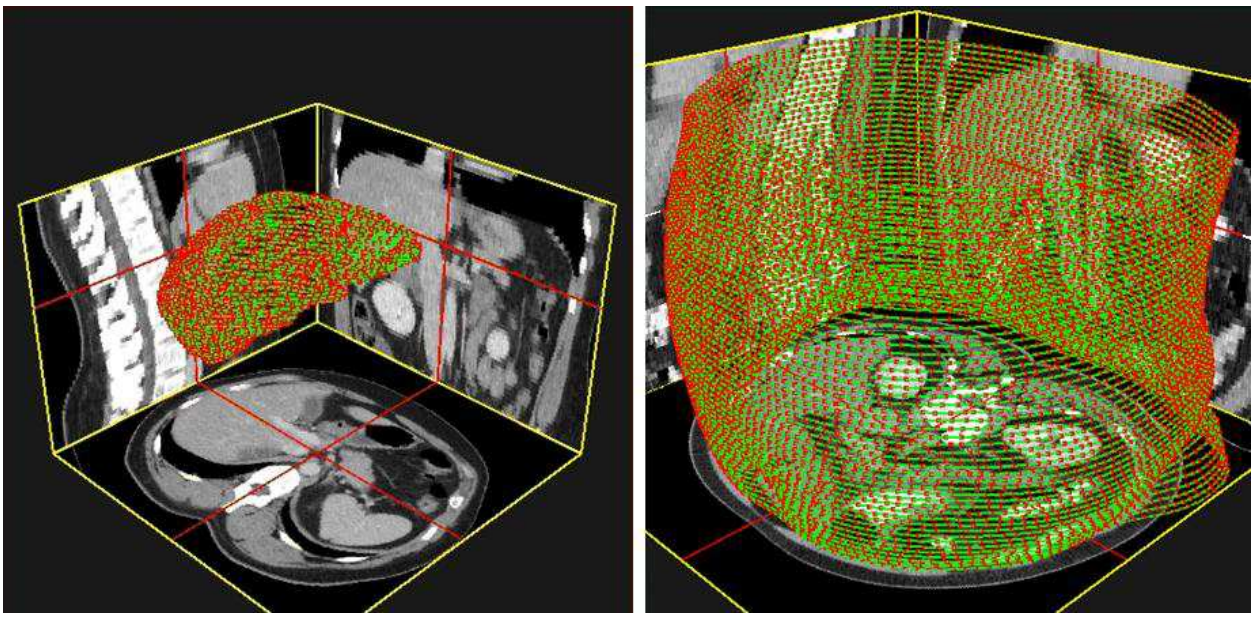

Figure 128 : Visualisation des coupes éditables d'un volume.

Les praticiens qui ont participé à l'évaluation de cette nouvelle méthode de segmentation 3D ont préféré la méthode avec initialisation automatique des paramètres du contour car elle permet généralement de gagner du temps et ne nécessite pas de compréhension des mécanismes d'identification de la frontière d'une structure. Néanmoins, cette nouvelle méthode ne permet pas d'améliorer l'identification des frontières de certains organes et ne peut se substituer à la retouche, sur certaines coupes, du contour actif calculé.

10.2 Segmentations par marching cubes

L'isolation d'un unique volume lors d'une segmentation par marching cubes a été conçue initialement pour permettre de segmenter une unique structure lorsque l'algorithme des contours actifs segmenterait plusieurs isosurfaces de même valeur.

D'un point de vue théorique, l'implémentation du nouvel algorithme présenté ne fait pas la distinction dans les cas présentés en Figure 47, page 89, et Figure 49, page 90. Cela signifie que la reconstruction peut éventuellement reconstruire deux volumes distincts s'intersectant au sein du même cube virtuel. Dans la pratique, compte tenu de la valeur de la résolution des examens et des paramètres des marching cubes utilisés couramment ce cas ne s'est jamais produit. Il faudrait pour cela, avec une TDM de résolution millimétrique, que deux structures différentes et de forte densité apparaissent à moins de 1mm l'une de l'autre.

Il est toutefois possible de tenir compte de cette ambiguïté en choisissant systématiquement de ne pas poursuivre la reconstruction au travers d'un tel cube et de considérer que si les deux facettes disjointes traversant le même cube appartiennent au même volume à reconstruire, les cubes du côté de la face disjointe seront atteints au travers d'un autre voisin.

Afin d'illustrer cette situation (Figure 49) si l'on considère que l'on est systématiquement dans le cas « disjoint » et que l'on n'ajoute pas les voisins de ce cube à la liste des cubes à traiter, on sait qu'il existe nécessairement un autre « chemin » de voisin en voisin permettant d'atteindre la facette opposée.

Seul le cas de la Figure 49 ne peut être traité de cette façon car le cas « tunnel » peut être le seul point de jonction entre les deux parties du volume. Il est alors nécessaire de déterminer, lors du traitement du cube, lequel des deux cas sera retenu.

Lors de l'utilisation du système par l'opérateur une utilisation complémentaire de cette nouvelle méthode a émergé : l'interface de visualisation du résultat partiel (Figure 50, page 92) a été utilisée pour choisir une valeur d'isosurface pertinente car elle permet d'itérer rapidement entre plusieurs choix. Cette possibilité, combinée au fait que le temps de reconstruction par isolation est sensiblement le même que la méthode précédente dans les cas courants, a entraîné l'utilisation de la nouvelle méthode dans plusieurs cas où la méthode originelle convenait tout autant, par commodité.

Lors de mon travail de thèse j'ai conçu et mis en œuvre la nouvelle approche décrite ainsi que le filtrage des volumes obtenus. En effet nous avons constaté que les volumes segmentés par marching cubes contenaient un ensemble trop important de points ce qui perturbait notablement le comportement temps réel du système interactif de manipulation graphique.

10.3 Fusion d'examens par fusion de volumes segmentés

La fusion de volumes a été expérimentée et utilisée dans une dizaine de cas de NLPC, pour permettre de visualiser en 3D les calculs et les cavités calicielles dans une même scène.

L'évaluation de ce recalage a été faite lors de son utilisation clinique. L'opérateur ayant précédemment reconstruit et étiqueté les crêtes iliaques, l'extérieur du rein et les côtes, le recalage est réalisé en sélectionnant la structure non-homologue à fusionner.

Le temps total nécessaire au calcul du recalage et à la réalisation de la fusion est de l'ordre de 1 s à 2 s selon les ordinateurs. Ainsi, dans le cas d'un recalage d'images abdominopelvienne, l'une avant injection de produit de contraste, l'autre après, le recalage est calculé à partir de 18 points (5 par crête iliaque, 3 à partir du rein, 5 à partir de la reconstruction de la colonne et des côtes). Ce temps très court permet de laisser une porte ouverte à la complexification de l'algorithme si le besoin s'en fait sentir.

Le recalage a été évalué de deux façons :

- en vérifiant que les volumes fusionnés sont bien positionnés par rapport aux volumes reconstruits dans l'image cible. On peut ainsi identifier si le calcul fusionné intersecte la reconstruction du rein ou des cavités calicielles,

- en vérifiant que les données reconstruites et fusionnées correspondent visuellement aux données de TDM. Le volume des cavités calicielles fusionnées est comparé à l'image de TDM où elles sont difficiles à identifier. Cette validation plus fine mais plus difficile permet d'identifier plus en détail une erreur de recalage.

Dans l'ensemble des cas d'essai, aucune intersection entre volumes fusionnés et volumes homologue n'est apparue. La comparaison entre les données fusionnées et l'image TDM est réalisée en comparant l'intersection entre les volumes et le plan incliné; l'intersection est matérialisée par le trait bleu dans la Figure 117 et la Figure 118.

Dans l'ensemble des cas, l'écart maximum qu'a pu identifier un opérateur est de l'ordre d'un voxel.

Ces résultats nous ont permis de montrer que le recalage rigide de volumes reconstruits est une solution simple, originale et efficace et qu'elle répond à un besoin clinique important en urologie et en particulier dans le cas de la planification et de la réalisation de NLPC.

10.4 Aide à la planification d'interventions

Les interventions cliniques, que ce soient des ponctions ou des interventions sous cœlioscopie, ne sont effectuées en majorité qu'en utilisant les « planches » de scanner au bloc opératoire. Parfois les ponctions sont effectuées en salle d'intervention en étant

guidées directement par un échographe ou un système de rayons X (scanner ou amplificateur de brillance). Il est donc difficile de demander aux praticiens d'évaluer un système novateur non utilisé préalablement.

Tous les praticiens qui ont utilisé, souvent par compagnonnage, la planification de PTM3D ont été unanimes pour mettre en valeur le gain de temps et de « confiance » durant les interventions.

Le système aide de manière efficace à éviter les deux inconvénients majeurs des interventions citées : les accidents lors des cœlioscopies et les ponctions faussement négatives.

L'insertion des trocars en début d'intervention sous cœlioscopie est la source principale d'accidents chirurgicaux. Ce fait a été largement publié dans la littérature et a conduit à la publication de nouvelles recommandations de l'OMS pour ce type d'interventions. Le système de planification de PTM3D assure la visualisation réaliste des organes et des lésions concernées par l'insertion des trocars dont la taille précise et le positionnement exact sont forcément différents pour chaque patient. La segmentation 3D préalable permet donc au praticien d'avoir une représentation précise des structures anatomiques des patients. Les références [88] et [80] ont permis la mise en place de nouvelles recommandations au niveau de l'OMS.

Lors de la réalisation de biopsies il est difficile pour le praticien d'être sûr de la bonne localisation de l'outil au moment du prélèvement. En effet, il s'agit très souvent de soupçons de lésions qui sont très peu visibles sur des examens scanner ou IRM et qui ne sont presque jamais visibles en utilisant un échographe.
Le système de planification développé fournit une représentation réelle, qualitative et quantitative, des organes et des lésions pressenties ainsi que leurs positionnements avec la précision d'un scanner (meilleure que le mm dans la plupart des cas). Le système conduit donc à améliorer notablement la qualité des résultats des ponctions en particulier lorsqu'il s'agit d'organes et de soupçons de lésions relativement éloignés de la superficie du corps (foie, poumons reins, etc.).

10.5 Projections sur le corps du patient : « Le corps en transparence »

L'idée de projeter sur le corps du patient la segmentation 3D des organes et des lésions du patient constitue l'une des avancées majeures de PTM3D. Ce développement a été très largement relayé par les médias de communication : article dans *La République du Centre* à Orléans en juin 2006, premier prix du film scientifique aux *Entretiens de Bichat* [89], programmes de télévision, notamment sur France 5 ([68], [90]) et réalisation d'un DVD commercialisé à ce jour [91].

La mise en œuvre du dispositif au bloc opératoire est facilement réalisable. Dans tous les cas (CHU Tenon, HIA Val de Grâce, CH Sainte Anne et HGU Alicante notamment) la fixation du projecteur au bloc a été effectuée par un technicien la veille de l'intervention. Le vidéoprojecteur utilisé a toujours été un vidéoprojecteur standard disponible dans les Centres Hospitaliers.

Le nouveau système de modélisation de la table d'interventions (Figure 72, page 137) a donné entière satisfaction même si le précédent (Figure 71, page 137) conduisait déjà à des résultats très probants. Par comparaison à l'utilisation d'un robot lors de certaines interventions, en particulier crâniennes ([92],[93]), le système présente l'avantage de contourner la difficulté de la connaissance précise de la position relative du repère projecteur par rapport au repère patient. En effet, la « sortie graphique » de PTM3D après mise à l'échelle est centrée sur le corps du patient en utilisant les repères physiologiques du patient (crêtes iliaques, côtes, sternum, etc.). Une fois ces repères centrés, la position des organes et des lésions projetés est aussi précise que le repérage des organes servant au centrage. Force est de constater le retard considérable de la chirurgie française dans l'utilisation de robots. Le cas le plus extrême est probablement celui des interventions de la prostate ; tandis que dans beaucoup de pays plus de 70% des interventions de la prostate sont effectuées à l'aide de robots, la clinique française ne dispose au moment de la rédaction de ce mémoire que de trois robots pour tout le territoire national. Pourtant il s'agit de positionner un outil de très petite taille avec une précision qui devrait être meilleure que le millimètre dans une région interne dont on ne dispose pas d'images en temps réel.

Un dernier point à citer est la fonctionnalité du dispositif quand l'outil « traditionnel » de repérage (l'échographe) n'est pas fonctionnel. En effet, lorsque le patient a des problèmes d'obésité (cas fréquent dans le positionnement par cœlioscopie d'anneaux gastriques) la masse graisseuse empêche le fonctionnement correct de l'échographie. Ce dispositif est utilisé en routine lors de la réalisation de gastroplasties et de cholécystectomies sous cœlioscopie (illustré en Figure 110, page 186). Les résultats obtenus sont présentés dans [80] et [82].

10.6 Utilisation des images acquises durant l'intervention

Deux types d'utilisation d'images acquises durant l'intervention ont été présentés, associées à des algorithmes spécifiques :

- l'utilisation d'images acquises par rayons X ou échographie,
- l'utilisation d'images issues du spectre visible, acquises par webcam.

Le recalage manuel d'images échographiques ou des rayons X, en définissant des points de correspondance, a été réalisé préalablement à ces travaux de thèse; ce type de recalage est pleinement fonctionnel et est utilisé en contexte clinique.

Un recalage automatique basé sur une extraction et un filtrage de points saillants de l'image a été proposé dans ce manuscrit. Nos résultats préliminaires montrent une bonne corrélation des points extraits lors de la comparaison entre des images TDM et des images à rayons X, mais la réalisation de l'évaluation d'un recalage automatique de ces images en contexte clinique n'a pas été réalisée et devra faire l'objet de travaux supplémentaires pour implémenter un algorithme de type ICP.

Les images issues de webcam ont été utilisées dans un prototype d'appareil mobile utilisant l'imagerie neutronique. Cette application a permis de montrer l'utilité de ces images et la facilité de la mise en place manuelle par le biais d'une interface graphique dédiée. En mettant en correspondance le flux vidéo issu de chaque webcam avec la visualisation des images neutroniques recalées, nous avons justifié l'intérêt de ce type de réalité augmentée.

L'extraction automatique de formes (en particulier d'outils chirurgicaux) dans les images vidéo, proposée dans ce document, n'a été utilisée qu'à des fins de validation. Son utilisation en routine fera l'objet de travaux ultérieurs.

Cette extraction automatique permet le suivi en temps réel de l'outil interventionnel (Figure 84, page 159). Le praticien peut ainsi suivre en temps réel l'outil et adapter son déplacement à la trajectoire préalablement planifiée.

La principale difficulté de la méthode proposée réside dans le fait qu'il s'agit d'ajuster une trajectoire nécessairement en trois dimensions avec des images bidimensionnelles. La solution proposée est d'utiliser deux webcams orthogonales dont les images sont traitées à la cadence du flux vidéo.

La totalité du sous-système informatique a été développée et validée lors de ce travail de thèse. L'interface permet à l'opérateur d'effectuer l'acte médico-chirurgical en ne regardant que l'écran de l'ordinateur de contrôle (Figure 129) où la position de l'outil lors de la ponction est superposée à la trajectoire planifiée. L'utilisation du « plan incliné » préalablement décrit et son comportement en temps réel se sont avérés indispensables pour la mise en œuvre de cette fonctionnalité de PTM3D.

Le dispositif de fixation des webcams est en cours de développement. Le problème à résoudre réside dans le choix de leur position compte tenu de la spécificité de la scène opératoire pour chaque cas clinique ainsi que l'encombrement notoire de la zone d'intervention : les mains du praticien et de ses assistants, le champ opératoire, les dispositifs d'éclairage, les contraintes d'anesthésie, etc.

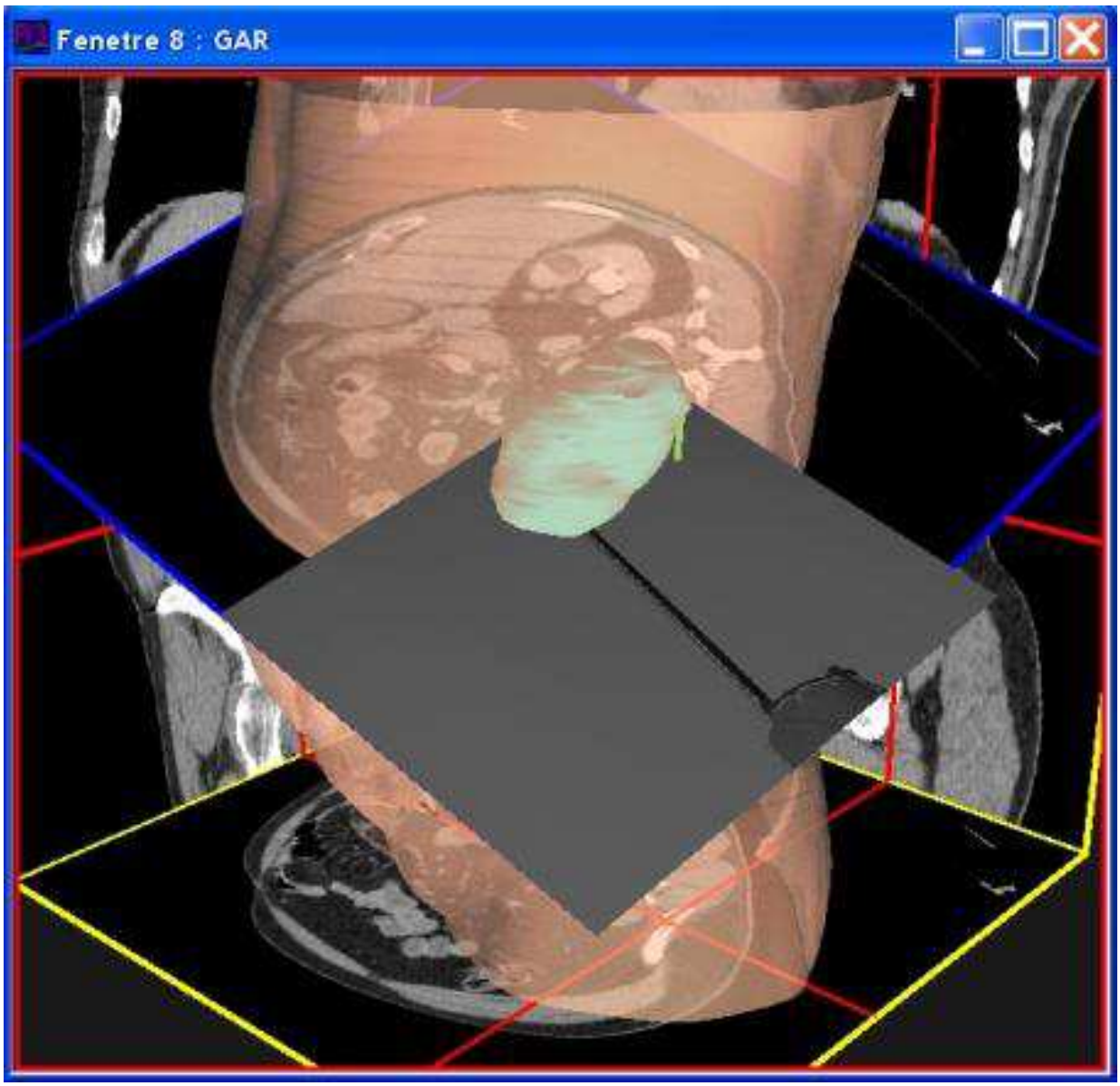

Figure 129 : Pistage et validation d'une trajectoire lors d'une biopsie.

11. Conclusion et perspectives

En 2010 la médecine mondiale se trouve dans une situation probablement sans précédents : Le nombre de patient ne cesse d'augmenter, le nombre de praticiens ne cesse de diminuer et les coûts cliniques explosent. Aucun pays au monde ne peut prétendre aujourd'hui traiter tous les patients de toutes les pathologies en utilisant tous les moyens disponibles. Comment affronter cette situation et comment résoudre totalement ou partiellement les problèmes y afférant ? Une réponse possible est d'aider les professionnels de la santé en développant de nouvelles méthodes qui mettront à leur service de nouveaux outils, notamment informatiques. Le gain de temps et d'efficacité est l'objectif majeur de cette démarche.

Le travail de recherche réalisé lors de la préparation de cette thèse prétend être une contribution dans le sens de l'aide aux praticiens ainsi que la mise en œuvre de nouvelles méthodologies dans le monde de l'imagerie 3D.

Les travaux effectués lors de cette recherche se trouvent à la lisière de plusieurs disciplines. Ils posent donc souvent le problème de fond de beaucoup de travaux pluridisciplinaires : chaque acteur de chaque domaine peut penser que la recherche effectuée concerne plutôt « l'autre » domaine. Cela n'a pas été la plus petite difficulté lors de la réalisation de cette thèse et cette situation explique en partie le pourquoi on utilise si peu l'informatique avancée en médecine et en particulier en chirurgie.

Nous avons présenté dans ce mémoire l'approche du traitement avancé d'images radiologiques et leur utilisation en routine clinique en diagnostic, en évaluation, en prise de décisions thérapeutiques et aussi en ligne, en temps réel, lors de la réalisation d'actes chirurgicaux.

Les travaux réalisés durant mon travail de thèse comportent trois étapes dans l'utilisation de ces images en milieu clinique : la segmentation 3D systématique, la réalisation de métrologies précises dans des examens radiologiques et enfin la mise à disposition d'outils d'aide à la réalisation d'actes médicaux, notamment en chirurgie non invasive ou mini-invasive.

La toute première contribution de mon activité de recherche a été la conception et mise en œuvre d'un nouveau système de lecture et de visualisation d'examens radiologiques. Cette réalisation a nécessité la modification profonde du système PTM3D. Le nouveau système développé permet l'ouverture de plusieurs examens et de plusieurs séries ainsi que la visualisation simultanée de structures 3D et des coupes 2D dans différentes sous-fenêtres en utilisant un système de fenêtrage multiple, tout en faisant « communiquer » des données entre elles. De plus l'opérateur a la possibilité d'interagir directement avec les données par l'utilisation interactive d'un plan de coupe, fonction qui assure la visualisation en temps réel de plans qui ne sont pas explicitement présents dans les images natives. La possibilité proposée de comparer plusieurs séries d'un même examen améliore notablement les

temps d'interprétation des examens en assurant notamment un gain de temps conséquent. A ce jour le système développé n'a échoué dans l'ouverture de quelque examen radiologique que ce soit. Par ailleurs le système de visualisation développé a été discuté et validé dans des séances spécifique des deux grands Congrès mondiaux de radiologie et de chirurgie assistée par ordinateur : RSNA et CARS.

Lors de mes travaux sur la segmentation 3D nous avons conçu et développé un algorithme de reconstruction automatique permettant de simplifier le processus traditionnel de facettisation. A partir des méthodes relativement classiques de segmentation par contours actifs nous avons développé un sous-système orienté vers le traitement d'images radiologiques de nature 3D (scanner et IRM notamment). Le système permet à l'utilisateur la segmentation 3D d'un organe ou d'une lésion en effectuant un simple clic sur la région d'intérêt. L'originalité de la démarche réside, au niveau global, dans le fait de demander à l'utilisateur de pointer la région, l'organe ou la lésion d'intérêt par opposition à des méthodes de visualisation 3D dites « globales » qui demandent un temps de calcul considérable. Par ailleurs ces méthodes ne discriminent généralement pas les régions d'intérêt, l'opérateur étant très souvent obligé de sélectionner « manuellement » les volumes d'intérêt.

La conception et la réalisation d'un algorithme modifié de segmentation 3D par « marching cubes », permettant d'identifier et de reconstruire un unique volume, a permis de segmenter automatiquement et rapidement les volumes d'une région comportant des objets indépendants disjoints. Cette approche présente un intérêt clinique manifeste dans la mesure de volumes des lésions multifocales (formations hépatiques secondaires, lithiases, nodules pulmonaires notamment). Comme dans le cas des contours actifs, l'initialisation est guidée par l'opérateur et la segmentation est ensuite totalement automatisée.

Pour améliorer le diagnostic et surtout l'évaluation de l'efficacité d'un traitement, nous avons développé une méthode automatique originale de fusion de volumes segmentés. Après avoir reconstruit et labellisé les structures anatomiques d'intérêt dans plusieurs séries d'un même examen, organes et lésions notamment, une méthode automatique permet au praticien de fusionner les structures entre les séries. Ce travail a permis de tirer pleinement parti de la complémentarité des données acquises avant et après l'injection de produit de contraste, notamment dans les pathologies urologiques, rénales, hépatiques, pulmonaires et crâniennes. Cet outil a un intérêt manifeste dans le cas de lésions qui ne sont visibles que dans une modalité tandis que les repères anatomiques sont bien identifiables dans une autre pathologie. Deux méthodes ont été conçus et mises en œuvre : une méthode complètement automatisée basée sur l'appariement de structures étiquetés et une méthode semi-automatique où le praticien décide des volumes à apparier et des repères à utiliser.

La création d'outils graphiques manipulables dans chaque série de données nous a permis de simplifier le processus de planification d'une intervention, en permettant au praticien de planifier et d'évaluer une trajectoire de réalisation d'une intervention et de l'adapter

aux contraintes cliniques. Ainsi, dans le cas d'interventions crâniennes, l'opérateur peut visualiser en temps réel les structures anatomiques traversées par la trajectoire planifiée et évaluer les éventuels dégâts provoqués par l'intervention. Cette planification a aussi pour objectif de minimiser les risques liés à l'insertion de trocars lors d'interventions sous cœlioscopie. Elle réduit aussi le nombre de faux négatifs lors de la réalisation de biopsies grâce à la prise en compte des paramètres géométriques intrinsèques à la ponction.

La récupération et la fusion en temps réel d'images 2D issues de rayons X dans l'examen préopératoire nous a permis de montrer qu'il est possible de guider la réalisation d'une ponction; la trajectoire de l'outil graphique, planifiée en phase préopératoire, est comparée en temps réel à la trajectoire acquise par un imageur clinique et permet au praticien de valider ou d'ajuster la position et l'orientation de l'outil.

La conception et la réalisation d'un modèle tridimensionnel de salle d'opération entièrement paramétrable a permis une mise en place plus simple et plus rapide du processus de projection sur le patient de structures anatomiques qui a été développé au LIMSI et qui a fait l'objet de nombreuses récompenses internationales. Ce modèle prend en compte la position et l'orientation de la table opératoire, du patient et du vidéoprojecteur qui sera utilisé pour la mise en place du système au bloc opératoire. Ce modèle tridimensionnel a été notamment utilisé pour assister le chirurgien lors de la réalisation de nephrolithotomies percutanées permettant un gain de temps lors de l'opération et un plus faible risque pour le patient.

Nous avons également conçu et implémenté un système d'acquisition et de fusion en temps réel d'images issues de webcams, permettant de fusionner des images dites visibles avec des images issues d'imageurs tridimensionnels tels qu'IRM, TDM, ou imageurs à neutrons. Ces images permettent non seulement de parfaire l'analyse de l'image acquise, mais également de pouvoir guider en trois dimensions un outil lors d'une intervention, qu'elle soit à contexte médical ou industriel.

La totalité des développements présentés a été utilisée et validée en clinique dans des centres hospitaliers français et étrangers. Dans tous les cas les praticiens ont remarqué la « confiance » supplémentaire que l'utilisation du système présenté génère lors de la réalisation d'actes chirurgicaux.

Plus d'une centaine d'interventions ont été effectuées à ce jour en utilisant en ligne le système développé. Malheureusement force est de constater que seulement dans une dizaine de cas aucun membre de l'équipe du LIMSI n'était présent ni lors de la planification ni lors de l'intervention.

Le système développé présente un intérêt important dans le « Consentement Eclairé du Patient » qui est légalement obligatoire dans tout acte médical. Le fait de pouvoir éclairer le patient avec des images claires, compréhensibles par tous et issues des examens radiologiques fait que le patient comprend facilement la situation et accepte en connaissance de cause la thérapie envisagée. Par ailleurs la mise à disposition d'images

claires évite de facto des problèmes d'ordre légal qui apparaissent de plus en plus souvent après des interventions chirurgicales [94].

Le fait que dans plusieurs pays (dont la France) la formation continue avancée des médecins ne fasse pas partie des « protocoles » rend difficile l'utilisation à grande échelle du système développé. Néanmoins le futur de la médecine et en particulier de la chirurgie passe par une automatisation très avancée des actes chirurgicaux. Aujourd'hui, dans certains pays outre atlantique, le tiers des interventions chirurgicales est automatique ou semi-automatique. C'est une évolution incontournable qui conduira certainement à une meilleure efficacité des systèmes de santé.

Annexes

A. Nouvel algorithme de marching cubes

La méthode d'évolution des marching cubes se base sur le parcours d'un voisinage de cubes contenant la même isosurface. Le déroulement de l'algorithme est le suivant :

- on dispose de deux piles, « cubes ouverts » et « cubes fermés », contenant respectivement les cubes à visiter et les cubes déjà visités,
- à chaque étape de l'algorithme, on tire un cube C dans la pile « ouverts »; on supprime ce cube de « ouverts » et on l'ajoute à « fermés »,
- on détermine quelles faces de C sont traversées par l'isosurface[38],
- pour chaque cube voisin V dont l'une des faces communes avec C est traversée par l'isosurface, si V n'est ni dans « ouverts », ni dans « fermés », on l'ajoute à « ouverts »,
- on répète l'opération jusqu'à ce que « ouverts » soit vide.

L'algorithme traduit en pseudo-code est détaillé ci-après.

Cet algorithme utilise les fonctions suivantes :

- Premier(pile), qui renvoie le premier élément d'une pile,
- Depile(pile), qui enlève le premier élément d'une pile,
- Empile(pile, élément), qui ajoute un élément en tête de pile,
- Traverse(valeur, face), qui renvoie vrai si et seulement si l'isosurface de valeur « valeur » traverse la face « face », c'est à dire si au moins un sommet de la face est supérieur à « valeur » et au moins un sommet est inférieur à « valeur »,
- Voisin(cube, face), qui renvoie le cube voisin de « cube » ayant an commun la face « face ».

[38] à cette étape on sait que l'isosurface traverse le cube car il a été ajouté à "ouverts" selon ce critère

```
Données : C un cube traversé par l'isosurface (cube d'origine),
I la valeur de l'isosurface
Résultat : fermés, l'ensemble des cubes traversés par la même isosurface que C
début
    ouverts ← C
    fermés ← ∅
    tantque ouverts ≠ ∅ faire
        C ← Premier(ouverts)
        Depile(ouverts)
        Empile(fermés, C)
        pourchaque FaceF ∈ C faire
            si Traverse(I, F) alors
                C' ← Voisin(C, F)
                si C' ∉ ouverts et C' ∉ fermés alors
                    Empile(ouverts, C')
                fin
            fin
        fin
    fin
    retourne fermés
fin
```

Fonction IsosurfaceMC(C) : Création d'un ensemble de cubes traversées par l'isosurface

La fonction Traverse, pour être optimale, doit contenir l'ensemble des cubes voisins traversés par l'isosurface au travers du cube passé en paramètre, en répertoriant l'ensemble des configurations possibles.

Une configuration est représentée par l'état de chaque sommet du cube (l'état peut être « supérieur à V » ou « inférieur à V », V étant la valeur de l'isosurface). On aura donc 2^8 = 256 configurations possibles.

A chacune de ces configurations, on associe un ensemble de cubes voisins (devant, derrière, à gauche, à droite, en haut, en bas) traversés par l'isosurface. La recherche de voisins du cube courant se limite alors à la détermination de la configuration, donnant instantanément l'ensemble des voisins traversés par l'isosurface.

Dans le volume des voxels à prendre en compte une fonction « enveloppe parallélépipédique » permet de limiter le calcul au un sous-ensemble qui englobe la région d'intérêt.

Cette amélioration permet de diminuer le coût en temps de l'algorithme.

B. Création et évaluation d'une fonction de recalage

Soient E_1 et E_2 deux ensembles de points, exprimés dans deux repères R1 et R2 orthonormés et différents.

Ces deux ensembles correspondent aux points extraits des volumes d'intérêt de leurs séries d'examen respectives. Par construction, on a $Card(E_1) = Card(E_2)$ et à tout point p de E_1 est associé un unique point p' dans E_2, appelé point homologue.

Soit trois points non alignés $p_1, p_2, p_3 \in E_1^3$, avec $p_1 \neq p_2 \neq p_3$.

On construit la base $B_1 \in R_1 = (p_1, \overrightarrow{e_1}, \overrightarrow{e_2}, \overrightarrow{e_3})$ telle que

$$\begin{cases} \overrightarrow{e_1} = \dfrac{\overrightarrow{p_1p_2}}{\|\overrightarrow{p_1p_2}\|} \\ \overrightarrow{e_3} = \dfrac{\overrightarrow{e_1} \wedge \overrightarrow{p_1p_3}}{\|\overrightarrow{e_1} \wedge \overrightarrow{p_1p_3}\|} \\ \overrightarrow{e_2} = \overrightarrow{e_3} \wedge \overrightarrow{e_1} \end{cases}$$

De la même façon, on construit $B_2 \in R_2 = (p'_1, \overrightarrow{e'_1}, \overrightarrow{e'_2}, \overrightarrow{e'_3})$ telle que

$$\begin{cases} \overrightarrow{e'_1} = \dfrac{\overrightarrow{p'_1p'_2}}{\|\overrightarrow{p'_1p'_2}\|} \\ \overrightarrow{e'_3} = \dfrac{\overrightarrow{e'_1} \wedge \overrightarrow{p'_1p'_3}}{\|\overrightarrow{e'_1} \wedge \overrightarrow{p'_1p'_3}\|} \\ \overrightarrow{e'_2} = \overrightarrow{e'_3} \wedge \overrightarrow{e'_1} \end{cases}$$

Par construction, B_1 et B_2 sont des repères orthonormés, qui s'appuient chacun sur un plan formé par trois points homologues. Cette construction permet de garantir que la transformation ne modifiera pas la géométrie des reconstructions 3D fusionnées.

La fonction de transformation Φ associée au changement de base est représentable par une matrice de passage entre B_1 et B_2. Une fois Φ construite, on appelle l'opération $\Phi(\mathrm{p} \in \mathrm{E}_1) \rightarrow p' \in \mathrm{E}_2$ la fusion d'un point p de E_1 vers E_2.

Le recalage des points homologues n'étant jamais parfait, on associe à cette transformation une fonction d'erreur Δ, mesurant l'erreur globale sur l'ensemble des points de E_1 et E_2. On peut prendre $\Delta(\Phi, \mathrm{E}_1, \mathrm{E}_2) = \sum_{p \in \mathrm{E}_1} ||\Phi(\mathrm{p}), \mathrm{p}'||$, la distance utilisée étant la distance euclidienne.

Minimisation de l'erreur d'une fonction de recalage

Pour minimiser l'erreur de recalage et la faire converger vers un minimum local, on peut employer une technique itérative. A partir d'une fonction de recalage Φ, associée à une fonction d'erreur Δ, six transformations vont être créées, appelées Φ_{x+}, Φ_{x-}, Φ_{y+}, Φ_{y-}, Φ_{z+}, Φ_{z-} et résultent d'une rotation d'angle $\pm t$, t étant choisi arbitrairement au début de l'algorithme.

Pour chacune de ces six nouvelles transformations, on détermine un vecteur d'erreur $\overrightarrow{v} = \sum_{p \in E_1} \overrightarrow{\Phi(\mathrm{p}), \mathrm{p}'}$ et l'on réapplique la translation $\frac{-\overrightarrow{v}}{Card(E_1)}$ à la transformation.

Cette translation permet d'atteindre le minimum d'erreur local pour une rotation donnée. La transformation présentant la moindre erreur est sélectionnée et l'opération est répétée. Lorsqu'aucune des nouvelles transformations ne minimise l'erreur de la transformation originale, la valeur de « t » est divisée par deux et le processus est répété. Lorsque « t » a été réduite et qu'aucune transformation ne minimise à nouveau l'erreur, le processus est arrêté et on considère que l'on a atteint un minimum local.

On peut aussi définir une valeur t_{min} telle que lorsque $t < t_{min}$, le processus est arrêté.

L'algorithme Converge correspond à l'explication donnée ci-dessus.

Cet algorithme nécessite deux fonctions annexes. La première, Min(), renvoie la transformation donnant la distance minimale, ainsi que la distance associée à cette transformation, à partir d'une fonction de distance Δ et un ensemble de transformations candidates. La seconde, Minimise, minimise l'erreur d'une transformation en la translatant; l'algorithme correspondant est donné à la suite.

Données : Φ une fonction de recalage,
E_1, E_2, les ensembles de départ et d'arrivée
Résultat : Φ', tel que $\Delta(\Phi') \leq \Delta(\Phi)$
début
  `// vecteur d'erreur associé à Φ`
  $\overrightarrow{v} \leftarrow \overrightarrow{0}$
  pourchaque $p \in E_1$, $p' \in E_2$ *t.q.* p, p' *homologues* **faire**
    $\overrightarrow{v} \leftarrow \overrightarrow{v} + \overrightarrow{\Phi(p)p'}$
  fin
  $\Phi' \leftarrow \Phi \circ \frac{\overrightarrow{v}}{Card(E_1)}$
  retourne Φ'
fin

Fonction Minimise(Φ, E_1, E_2)

Données : Φ une fonction de recalage,
Δ la fonction de distance,
t le pas de rotation initial,
t_{min} le pas de rotation minimal
Résultat : Φ', tel que $\Delta(\Phi') \leq \Delta(\Phi)$
début
  `// erreur sur Φ`
  $\delta_\Phi \leftarrow \Delta(\Phi)$
  $continue \leftarrow vrai$
  $evolution \leftarrow vrai$
  tantque $continue$ **faire**
    `// on calcule les six rotations, et on les fait converger`
    `// à l'aide de la fonction Minimise`
    $\Phi_{x+} \leftarrow \texttt{Minimise}(R_x(+t) \circ \Phi, \Delta)$; $\Phi_{x-} \leftarrow \texttt{Minimise}(R_x(-t) \circ \Phi, \Delta)$;
    $\Phi_{y+} \leftarrow \texttt{Minimise}(R_y(+t) \circ \Phi, \Delta)$; $\Phi_{y-} \leftarrow \texttt{Minimise}(R_y(-t) \circ \Phi, \Delta)$;
    $\Phi_{z+} \leftarrow \texttt{Minimise}(R_z(+t) \circ \Phi, \Delta)$; $\Phi_{z-} \leftarrow \texttt{Minimise}(R_z(-t) \circ \Phi, \Delta)$;
    $(\Phi_{min}, \delta_{min}) \leftarrow \texttt{Min}(\Delta, \Phi_{x+}, \Phi_{x-}, \Phi_{y+}, \Phi_{y-}, \Phi_{z+}, \Phi_{z-})$
    si $\delta_{min} < \delta_{phi}$ **alors**
      $evolution \leftarrow vrai$
      $\Phi \leftarrow \Phi_{min}$
      $\delta_\Phi \leftarrow \delta_{min}$
    sinon
      si $evolution = vrai$ **alors**
        $t \leftarrow \frac{t}{2}$
        si $t < t_{min}$ **alors**
          $continue \leftarrow faux$
        sinon
          $evolution \leftarrow faux$
        fin
      sinon
        $continue \leftarrow faux$
      fin
    fin
  fin
  retourne Φ
fin

Fonction Converge(Φ, Δ, t, t_{min})

C. Détermination d'un point extérieur à une région d'intérêt

Le fonctionnement général de l'algorithme est le suivant :

- soit A_e un axe dans l'image I passant par le point p_e, représenté par une liste unidimensionnelle de pixels,

- on crée une liste de pentes L_p à partir de A_e : A_e est parcouru pour identifier les pentes de l'image : lorsqu'une suite de pixels est toujours croissante ou nulle (respectivement décroissante ou nulle), on enregistre dans L_p les caractéristiques de la pente : indice du pixel de départ, indice du pixel d'arrivée, dénivelé total de la pente et sens du dénivelé. Dans cette liste, le point d'arrivée d'une pente est le même que le point de départ de la pente suivante : les points d'inflexion sont donc présents deux fois dans la liste,

- une fois L_p créée, celle-ci va être filtrée pour en retirer les pentes non significatives : lorsque le dénivelé total est trop faible, ou que la longueur de la pente n'est que de quelques pixels, la pente considérée est alors fusionnée avec la pente précédente. Les paramètres de longueur de pente minimale et de dénivelé minimum sont définis arbitrairement. Les informations de la pente fusionnée sont alors mises à jour : l'indice de départ et d'arrivée sont définis comme le premier et dernier pixel de la pente après fusion et le dénivelé total devient la différence entre ces deux pixels,

- le filtrage peut créer des suites de pentes de même sens, qui sont à leur tour fusionnées,

- la pente à laquelle appartient le pixel p_e est identifiée dans L_p et la pente adjacente présentant le plus fort dénivelé est sélectionné,

- les valeurs de cette pente (niveau moyen, demi-dénivelé) sont alors utilisées pour initialiser les paramètres de reconstruction du contour actif.

Représenté sous forme de pseudo-code, l'algorithme identifiant le point extérieur est de la forme suivante :

Données : A_e un axe (tableau de pixels) de l'image,
p_i l'indice du point de référence à l'intérieur de ce tableau
Résultat : p_e, l'indice du point extérieur calculé à partir de la pente
début
    $L_p \leftarrow$ `ConstruitPentes`(A_e)
    $L'_p \leftarrow$ `FiltrePentes`(L_p)
    $p_e \leftarrow$ `IdentifiePente`(L'_p, p_i)
    retourne P_e
fin

Fonction IdentifiePointExterieur(A_e, p_i) : identification d'un point extérieur potentiel dans un axe de l'image

Une pente est représentée par la structure suivante :

structure pente
    voxel_debut : entier
    voxel_fin : entier
    dénivelé : entier
    monte : booléen

On y retrouve les indices de début et de fin d'une pente sur un axe A_e, le dénivelé absolu et le sens de cette pente, montante ou descendante. La fonction ConstruitPentes permet de construire la liste des gradients le long de A_e ; sa définition sous forme de pseudo-code est de la forme suivante :

```
Données : A_e[nb] un axe (tableau de nb pixels) de l'image,
p_i l'indice du point de référence à l'intérieur de ce tableau
Résultat : L_p, liste de pentes le long de A_e
début
    L_p ← [∅] ; // initialisation de la première pente
    Pente p
    p.voxel_debut ← 0
    p.voxel_fin ← 1
    si A_e[1] > A_e[0] alors
        p.monte ← vrai
    sinon
        p.monte ← faux
    fin
    pour i allant de 2 à nb non inclus faire
        // détection de changement de direction de la pente
        pentemontante = A_e[i] > A_e[i − 1]
        si pentemontante ≠ p.monte alors
            // on "clôture" cette pente, on l'ajoute dans L_p,
            // et on en créé une nouvelle
            p.voxel_fin ← i − 1
            p.denivele ← |A_e[p.voxel_fin] − A_e[p.voxel_debut]|
            // i − 1 est le dernier voxel faisant partie de la pente
            L_p ← p
            // initialisation de la prochaine pente
            p.voxel_debut ← i − 1
            p.monte ← non(p.monte)
        fin
    fin
    p.voxel_fin ← nb − 1
    L_p ← p
    retourne L_p
fin
```

Fonction ConstruitPentes(A_e) : construction d'une liste de pentes le long d'un axe

La construction des pentes ne tient pas compte du bruit de l'image : on risque donc d'avoir un grand nombre de pentes de très petite taille et qui n'ont pas d'intérêt pour la suite de l'algorithme. Pour pallier ce problème, on peut appliquer un filtrage sur A_e avant exécution de l'algorithme. Dans le cas contraire, la fonction appelée à la suite, *FiltrePentes*, se chargera d'éliminer ces pentes trop faibles.

Le principe de *FiltrePentes* est le suivant : lorsqu'une pente est considérée comme non significative, elle est fusionnée avec les deux pentes adjacentes, de sens opposé, pour n'en obtenir qu'une seule. Considérer une pente comme significative ou non peut être contrôlé par plusieurs facteurs : la longueur minimale de la pente, son dénivelé minimum, son rapport dénivelé/longueur minimum. L'algorithme suivant tient compte, pour l'exemple,

de la longueur minimale de la pente, tout en empêchant de fusionner une pente ayant un trop fort dénivelé.

```
Données : L_p[nb] une liste de pentes (tableau de nb structures Pente),
l_min la longueur minimale d'une pente
Résultat : L'_p, liste de pentes filtrée
début
    L'_p ← [∅]
    p ← L_p[0]
    i ← 1
    tantque i < nb faire
        si p.monte = L_p[i].monte alors
            // "fusion" des deux pentes de même sens
            p.denivele ← p.denivele + L_p[i].denivele
            p.voxel_fin ← L_p[i].voxel_fin
        sinon
            si L_p[i].voxel_fin − L_p[i].voxel_debut > l_min
            ||p.denivele < L_p[i].denivele alors
                // la pente est valide ou a un trop grand dénivelé
                // on la garde et on passe à la suivante
                L'p ← p
                p ← L_p[i]
            sinon
                // la pente est trop petite, on la fusionne et on avance
                p.denivele ← p.denivele − L_p[i].denivele
                p.voxel_fin ← L_p[i].voxel_fin
            fin
        fin
    fin
    L'_p ← p
    retourne L'_p
fin
```

Fonction FiltrePentes(L_p, l_{min}) : Filtrage d'une liste de pentes

La dernière fonction, *IdentifiePente*, a pour tâche, à partir de la liste de pentes et de l'indice du point pi, de déterminer une pente adjacente pouvant faire office de frontière de la région d'intérêt pointée. Pour ce faire, dans un deuxième temps la pente $P \in L_p$ supportant pi va être identifiée et dans un deuxième temps les pentes voisines de celle-ci vont être évaluées. Quatre pentes vont être mises en concurrence :

- la pente précédente P_{prec},
- la pente suivante P_{suiv},

- les deux demi-pentes formées à partir de P et de p_i, telles que Pinf = [P.voxel debut, pi] et Psup =[pi,P.voxel fin] .

L'intérêt d'identifier P_{inf} et P_{sup} est de pouvoir détecter une frontière même lorsque l'utilisateur clique sur un voxel très proche et pouvant être considéré comme faisant partie de la même pente. L'algorithme suivant, écrit en pseudo-code, illustre le processus décrit ci-dessus, en utilisant, comme critère de sélection de pente, le dénivelé total le plus important :

Données : $L_p[nb]$ une liste de pentes (tableau de nb structures Pente),
p_i indice du point intérieur à la structure d'intérêt
Résultat : p_e, indice du point extérieur
début
  $i \leftarrow 0$
  penteTrouvée $\leftarrow faux$
  $PenteP_{prec} \leftarrow \emptyset$
  $PenteP_{suiv} \leftarrow \emptyset$
  $PenteP_{inf} \leftarrow \emptyset$
  $PenteP_{sup} \leftarrow \emptyset$
  `// on commence par identifier la pente supportant` p_i
  tantque $i < nb$ *et* $penteTrouvée = faux$ **faire**
    penteTrouvée $\leftarrow (p_i >= L_p[i].voxel\_debut$ et $p_i <= L_p[i].voxel\_fin)$
    $i \leftarrow i + 1$
  fin
  $indicePente \leftarrow i - 1$
  `// on choisit parmi les pentes voisines de` p_i
  `// laquelle peut faire office de frontière`
  si $indicePente > 0$ **alors**
    $P_{prec} \leftarrow L_p[indicePente - 1]$
  fin
  si $indicePente < nb - 1$ **alors**
    $P_{suiv} \leftarrow L_p[indicePente + 1]$
  fin
  `// On créé` P_{inf} `et` P_{sup} `à partir de` $L_p[indicePente]$
  $P_{inf} \leftarrow L_p[indicePente]$
  $P_{inf}.voxel\_fin \leftarrow p_i$
  $P_{inf}.denivele \leftarrow P_{inf}.denivele * \frac{p_i - P_{inf}.voxel\_debut}{P_{inf}.voxel\_fin - P_{inf}.voxel\_debut}$
  $P_{sup} \leftarrow L_p[indicePente]$
  $P_{sup}.voxel\_fin \leftarrow p_i$
  $P_{sup}.denivele \leftarrow P_{sup}.denivele * \frac{p_i - P_{sup}.voxel\_debut}{P_{sup}.voxel\_fin - P_{sup}.voxel\_debut}$
  retourne `ChoisitPointPente`$(P_{prec}, P_{suiv}, P_{inf}, P_{sup})$
fin

Fonction IdentifiePente(L_p, p_i) : Identification d'une pente frontière

La partie identifiant la pente est :

```
Données : P_min, P_max, P_inf, P_sup quatre pentes,
p_i indice du point intérieur à la structure d'intérêt
Résultat : p_e, indice du point extérieur
début
    p_e ← ∅
    // on commence par déterminer la pente avec le dénivelé maximum
    P_choisie ← P_min
    si P_max.denivele > P_choisie.denivele alors
        P_choisie ← P_max
    fin
    si P_inf.denivele > P_choisie.denivele alors
        P_choisie ← P_inf
    fin
    si P_sup.denivele > P_choisie.denivele alors
        P_choisie ← P_sup
    fin
    // Si on est "avant" P_i, on prendra le premier voxel de la pente
    // car on considère que cette pente est la frontière.
    // Dans le cas contraire, on prend le dernier voxel, pour une
       raison analogue.
    si P_choisie.voxel_debut < p_i alors
        p_e ← P_choisie.voxel_debut
    sinon
        p_e ← P_choisie.voxel_fin
    fin
    retourne p_e
fin
```

Fonction ChoisitPointPente(L_p, p_i) : Choix de la pente frontière

D'autres critères peuvent être utilisés, comme le dénivelé rapporté à la longueur de la pente, mais l'utilisation du dénivelé total comme critère est présenté ici car il a donné de bons résultats lors de nos tests.

L'algorithme présenté ici permet d'identifier une pente le long d'un seul axe. Pour choisir une pente à partir de plusieurs axes, on peut utiliser la même stratégie que dans la fonction *ChoisitPointPente* et garder, parmi les pentes retenues sur les différents axes, celle ayant le plus fort dénivelé, tout axe confondu.

D. Méthodes de projection

Cette section détaille les algorithmes servant à réaliser les divers types de projection décrits dans ce manuscrit. On considère les structures de données suivantes, utilisées pour toutes les méthodes présentées :

- un maillage correspondant à la reconstruction de l'extérieur du corps, noté M_c. Ce maillage est jointif[39] tout autour du corps et « ouvert » sur les parties haute et basse, comme visible dans la Figure 76, page 143. On considèrera qu'il est composé de triangles indépendants. Les relations entre triangles (comme leurs voisinages) ne sont pas importantes pour la suite de la description et conduisent essentiellement à des gains de performance dans leur parcours,

- un maillage correspondant à la structure anatomique à projeter, par exemple une crête iliaque, appelé Ms,

- un point p_v représentant le point de vue de la visualisation, associé à un vecteur $\overrightarrow{v_v}$ définissant la direction de la vue. Le point de vue est généralement appelé caméra. p_v et $\overrightarrow{v_v}$ correspondent, lors de la projection, à la position et l'orientation du vidéoprojecteur.

La section D.1 présentera notre algorithme permettant de créer une ligne représentative des crêtes iliaques. Les sections D.2, D.3 et D.4 détaillent les méthodes de projection citées plus haut.

D.1 Création d'une ligne supérieure de la crête iliaque

Pour créer la ligne représentant la partie supérieure de la crête iliaque, représenté par les lignes bleues de la Figure 76, page 143, nous avons défini la procédure suivante :

- une boîte englobante de l'objet est d'abord calculée, dans le plan $\boldsymbol{XoY}$ (la hauteur n'a pas d'importance à ce stade). Cette boîte est orientée de façon à présenter la largeur la plus petite possible. Elle peut être calculée en déterminant l'enveloppe convexe de l'objet, calculée en $\boldsymbol{O(n.log(n))}$ puis en utilisant la méthode définie dans [62], en $\boldsymbol{O(n)}$. La Figure 130 présente la boîte englobante de périmètre minimal, en vert, de la crête iliaque représentée, en bleu,

[39] Les différents éléments qui le composent ne se recouvrent pas et il n'y a pas de ”trou” dans la surface ainsi définie.

- la boîte englobante est parcourue selon son plus grand axe et on calcule, pour chaque plan orthogonal à cet axe, le point du volume 3D ayant la valeur Z la plus grande. Dans la Figure 130, les segments rouges représentent l'intersection des différents plans normaux au plus grand axe avec la boîte englobante. Le choix du nombre de subdivisions de l'axe peut être fait arbitrairement, ou en fonction de la longueur de l'axe. Un très faible nombre de points pourra influer sur la précision de la courbe du fait de l'interpolation; un nombre plus important améliorera l'aspect visuel de celle-ci. Dans l'exemple de la Figure 130, onze subdivisions intermédiaires ont été réalisées. La contre-indication principale au choix d'un grand nombre de points est le temps de calcul directement proportionnel au nombre de subdivisions,

- l'ensemble des points retenus à l'étape précédente est alors agrégé sous forme de ligne continue, appelée dans la suite de cette section Lc. La Figure 130 montre, en rouge, l'ensemble des points d'intersections calculés à partir de la Figure 64, page 126, ainsi que la ligne qui les relie. Pour améliorer l'aspect visuel de la courbe, on peut d'une part effectuer un ”lissage” sur les points, de façon à donner un aspect moins anguleux à la courbe et d'autre part tenter de ”lisser” la courbe entre deux points consécutifs en effectuant une interpolation cubique.

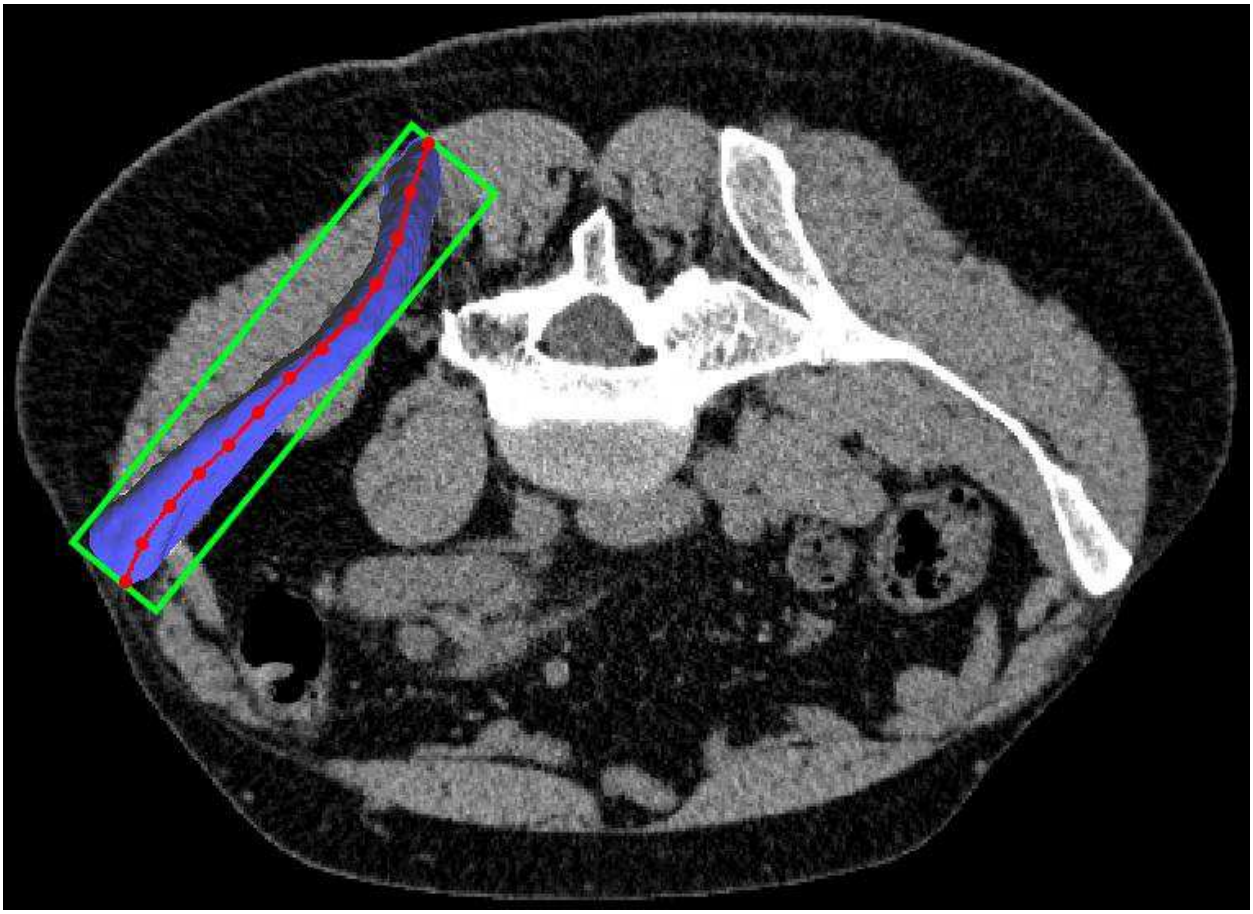

Figure 130 : Ligne supérieure calculée à partir de la crête iliaque.

L'algorithme correspondant à cette procédure est défini comme suit :

Données : M_c le maillage à traiter,
n le nombre de points désiré pour la ligne représentative
Résultat : L_c, la ligne supérieure correspondant au maillage considéré
début
  $L_c \leftarrow [\emptyset]$
  $[p_1, p_2] \leftarrow \texttt{AxePrincipal}(\texttt{BoiteEnglobante}(M_c))$
  pour i *allant de* 0 *à* $n-1$ *inclus* **faire**
    $p \leftarrow p_1 + \frac{i}{n-1}\overrightarrow{p_1p_2}$
    $P \leftarrow \texttt{CreePlan}(p, \overrightarrow{p_1p_2})$
    $M_i \leftarrow \texttt{Intersection}(P, M_c)$
    $p_i \leftarrow \texttt{PlusHaut}(M_i)$
    $L_i \Leftarrow p_i$
  fin
  retourne L_c
fin

Fonction LigneSuperieure(M_c, n) : Création d'une ligne représentative

Dans cet algorithme, on considère que la suite de fonctions $AxePrincipal(BoiteEnglobante(M_c))$ calcule la boîte englobante du maillage passé en argument et renvoie les points de début et de fin de l'axe principal de cette boîte.

La fonction $CreeP\ lan(p, \vec{v})$ crée un plan à partir d'un point et d'un vecteur normal.

La fonction $Intersection(P, M_c)$ calcule et renvoie l'ensemble des points d'intersection d'un plan avec un maillage.

La fonction $PlusHaut(M_i)$ renvoie le point le plus haut (coordonnée z la plus grande) d'une suite de points passée en argument.

D.2 Projection selon la direction du projecteur

Lors de la projection de l'enveloppe d'un repère anatomique sur la reconstruction du corps, nous procédons comme suit :

- la courbe représentative L_c du volume 3D à projeter, créée comme expliqué en section précédente, est parcourue,

- pour chaque point $p_c \in L_c$, on calcule l'intersection de la projection selon le vecteur $\overrightarrow{p_cp_v}$ avec le maillage M_c,

- la courbe résultant de l'ensemble des points projetés est éventuellement lissée ou interpolée de la même manière qu'expliqué en section précédente. Le lissage appliqué ne doit cependant pas diminuer de façon mesurable la précision de la projection.

Pour réaliser la projection de l'ensemble des p_c selon la direction du projecteur, on doit calculer l'intersection de la demi-droite $D = [p_c, \overrightarrow{p_c p_v})$ avec chacun des triangles qui composent le maillage M_c.

Pour déterminer l'intersection de D avec M_c, on calcule l'intersection potentielle de D avec chacune des mailles m_c de M_c. Le calcul de l'intersection de la demi-droite D avec une maille mc de Mc est réalisé de la façon suivante :

- soit P le plan contenant la maille m_c,

- on calcule les coordonnées du point M, intersection de la droite portée par D avec le plan P, (voir annexe E.1),

- si ce point existe, on vérifie qu'il est intérieur à la maille m_c, tel qu'expliqué en annexe E.2). Le pseudo-code correspondant à l'ensemble du processus est le suivant:

```
Données : L_c une liste de points à projeter,
M_c un maillage sur lequel projeter les points,
p_v la position de la caméra
Résultat : P_proj, l'ensemble des points de L_c projetés sur M_c
début
    P_proj ← [∅]
    pourchaque p_c ∈ L_c faire
        p_proj ← ∅
        D ← [p_c, p_c p_v→)
        pourchaque m_c ∈ M_c faire
            M ← Intersection (D, m_c)
            si M ≠ phi & Interieur (m_c, M) alors
                p_proj ← M
            fin
        fin
        P_proj[p_c] ← p_proj
    fin
    retourne P_proj
fin
```

Fonction ProjectionPointDeVue(L_c, M_c, p_v) : Projection selon la direction du projecteur

A la fin de l'exécution de l'algorithme, P_{proj} contient la projection de chacun des points $p_c \in m_c$.

L'algorithme présenté ici est adapté à un maillage de M_c de type convexe : on considère que la demi-droite D n'intersecte le maillage M_c qu'en un seul point. Dans le cas général, où D peut intersecter le maillage en plusieurs points, on pourrait retenir le point le plus proche du point p_c à projeter pour lever l'ambiguïté.

D.3 Projection selon la distance la plus courte

La projection selon la distance la plus courte est réalisée de façon analogue à celle de la projection selon la direction du projecteur, à la différence près que le vecteur directeur de la droite D ne dépend pas de la position du point de vue mais de la maille m_c sur laquelle chaque point est projeté.

Contrairement à la projection selon le sens du projecteur, on considère désormais l'intersection de P avec une droite et non une demi-droite, car le sens du vecteur $\vec{n}$ dépend de l'ordre des points de la maille m_c.

L'algorithme de calcul de la projection d'un point pc de la courbe représentative du volume 3D à projeter s'opère alors comme suit :

Données : L_c une liste de points à projeter,
M_c un maillage sur lequel projeter les points
Résultat : P_{proj}, l'ensemble des points de L_c projetés sur M_c
début
  $P_{proj} \leftarrow [\emptyset]$
  pourchaque $p_c \in L_c$ **faire**
    $p_{min} \leftarrow \emptyset$
    $d_{min} \leftarrow +\infty$
    pourchaque $m_c \in M_c$ **faire**
      $M \leftarrow$ `ProjectionSurMaille` (p_c, m_c)
      si $M \neq \emptyset$ **et** $\|\overrightarrow{Mp_c}\| < \|\overrightarrow{Mp_{min}}\|$ **alors**
        $p_{min} \leftarrow M$
        $d_{min} \leftarrow \|\overrightarrow{Mp_c}\|$
      fin
    fin
    $P_{proj}[p_c] \leftarrow p_{min}$
  fin
  retourne P_{proj}
fin

Fonction ProjectionPlusProche(L_c, M_c) : Projection au plus proche

La fonction $ProjectionSurMaille(p, m)$ effectue la projection du point p sur la maille m et renvoie un point M s'il existe, ou $\emptyset$ sinon. L'algorithme qui lui correspond est le suivant :

Données : m_c une maille constituée de 3 points,
p_c un point dans l'espace
Résultat : p_{proj}, projection de p_c sur m_c si elle existe, $\emptyset$ sinon
début
  $P \leftarrow$ `CreePlan` (m_c);
  $\vec{n} \leftarrow$ `VecteurNormal` (P);
  $D \leftarrow (p_c, \vec{n})$;
  $M \leftarrow P \cap D$;
  si $M \neq \emptyset$ & `Interieur` (M, m_c) **alors**
    retourne M ;
  sinon
    retourne $\emptyset$
  fin
fin

Fonction ProjectionSurMaille(p_c, m_c)

Dans cet algorithme, la fonction $CreePlan(m_c)$ créé un plan contenant la maille passée en argument. La fonction $VecteurNormal(P)$ calcule un vecteur normal perpendiculaire à un plan P. La fonction $Interieur(M, m_c)$ renvoie vrai si le point M passé en argument est intérieur à la maille m_c, comme expliqué en section E.2.

A la fin de l'exécution de l'algorithme, P_{proj} contient la projection de chacun des points $p_c \in L_c$.

D.4 Projection au plus proche avec hauteur constante

Pour effectuer cette projection, on détermine l'intersection du maillage M_c avec le plan passant par pc et de hauteur constante. On détermine alors, dans la courbe résultante, le point le plus proche de p_c. Cette courbe est constituée d'un ensemble de segments, issus de l'intersection éventuelle de chaque maille m_c avec le plan P. Le point le plus proche sera donc soit la projection orthogonale de p_c sur l'un des segments, soit une extrémité d'un des segments.

La Figure 131 illustre le processus de projection : la courbe bleu ciel représente l'intersection entre le plan contenant pc et le maillage Mc.

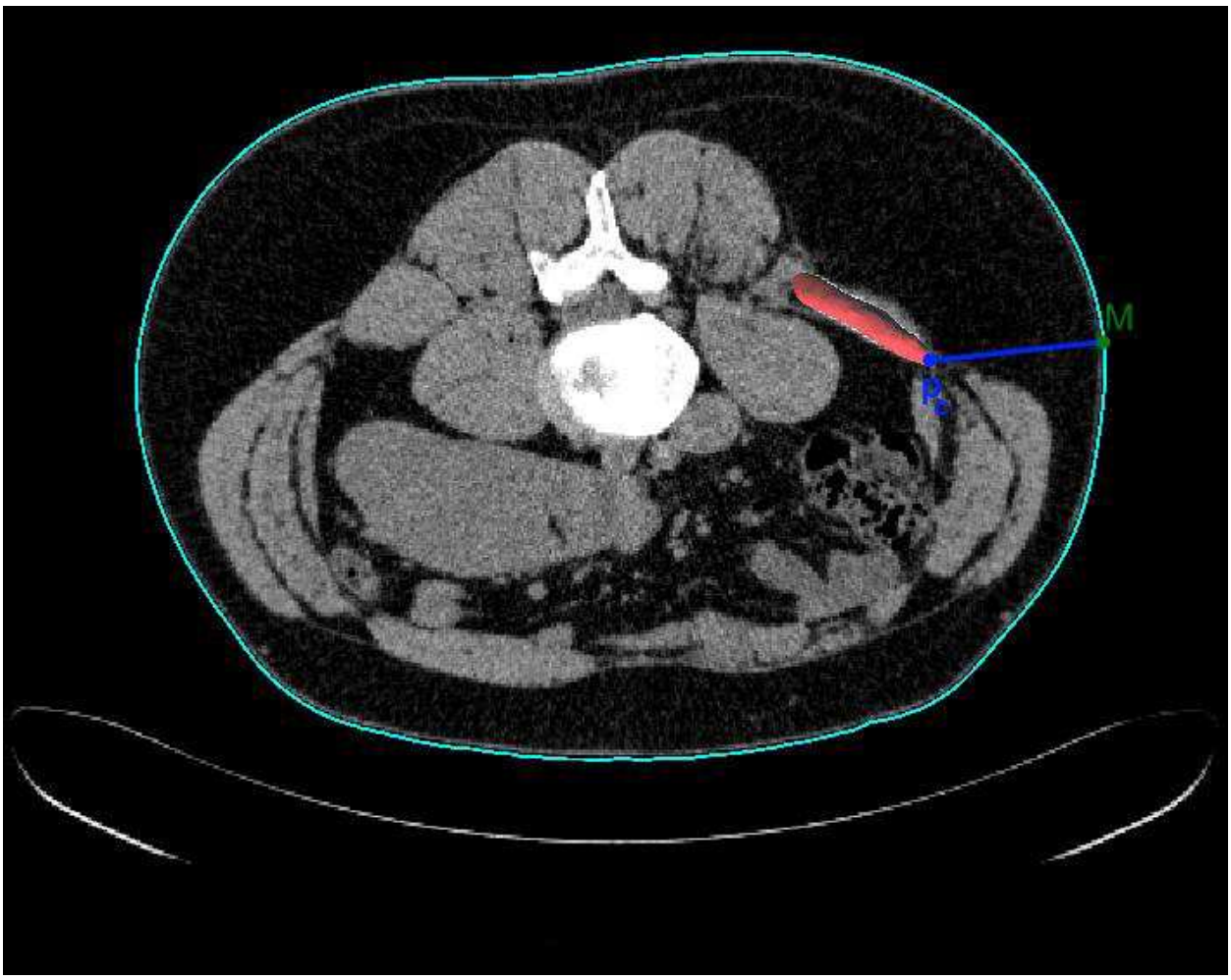

Figure 131 : Projection d'un point de la ligne de crête sur l'extérieur du corps.

A partir de cette courbe, on détermine la position du point M (en vert), projection de p_c sur la courbe, selon la méthode « au plus proche ».

Le calcul de la projection au plus proche avec hauteur constante se traduit par l'algorithme suivant :

Données : L_c une liste de points à projeter,
M_c un maillage sur lequel projeter les points
Résultat : P_{proj}, l'ensemble des points de L_c projetés sur M_c
début
  $P_{proj} \leftarrow [\emptyset]$
  pourchaque $p_c \in L_c$ **faire**
    $p_{min} \leftarrow \emptyset$
    $d_{min} \leftarrow +\infty$
    pourchaque $m_c \in M_c$ **faire**
      $P \leftarrow$ `PlanHauteurConstante` (p_c)
      $[p_1, p_2] \leftarrow$ `Intersection` (m_c, P)
      si $[p_1, p_2] \neq [\emptyset, \emptyset]$ **alors**
        $M \leftarrow$ `Projection` $(p_c, [p_1, p_2])$
        si $M \in [p_1 p_2$ *&* $\|\overrightarrow{Mp_c}\| < d_{min}$ **alors**
          $p_{min} \leftarrow M$
          $d_{min} \leftarrow \|\overrightarrow{Mp_c}\|$
        fin
        si $\|\overrightarrow{p_c p_1}\| < d_{min}$ **alors**
          $p_{min} \leftarrow p_1$
          $d_{min} \leftarrow \|\overrightarrow{p_c p_1}\|$
        fin
        si $\|\overrightarrow{p_c p_2}\| < d_{min}$ **alors**
          $p_{min} \leftarrow p_2$
          $d_{min} \leftarrow \|\overrightarrow{p_c p_2}\|$
        fin
      fin
    fin
    $P_{proj}[p_c] \leftarrow p_{min}$
  fin
  retourne P_{proj}
fin

Projection au plus proche avec hauteur constante

La fonction $PlanHauteurConstante(p)$ créé un plan d'équation $z = z_p$, avec z_p cordonnée selon l'axe z du point p passé en paramètre.

La fonction $Projection(p, s)$ effectue la projection normale du point p sur le segment s.

La fonction $Intersection(m, P)$ effectue l'intersection d'une maille m avec le plan P et renvoie un segment. La façon dont cette intersection est calculée est détaillée en annexe E.3.

E. Compléments de géométrie

E.1 Intersection d'une droite avec un plan

Soit la droite D définie par un point d_0 et un vecteur directeur $\overrightarrow{v_D}$. La représentation paramétrique de la droite D est $D = d_0 + t.\overrightarrow{v_D}$, avec $t \in \mathbb{R}$. Les coordonnées d'un point appartenant à D seront donc de la forme suivante :

$$\begin{cases} x = d_{0x} + t.v_{Dx} \\ y = d_{0y} + t.v_{Dy} \\ z = d_{0z} + t.v_{Dz} \\ t \in \mathbb{R} \end{cases}$$

Soit un plan P défini par trois points non alignés p_1, p_2, p_3. Soient $\overrightarrow{v_1}$et $\overrightarrow{v_2}$ deux vecteurs directeurs de P, de norme 1, définis par :

$$\overrightarrow{v_1} = \frac{\overrightarrow{p_1p_2}}{\|\overrightarrow{p_1p_2}\|} \qquad \overrightarrow{v_2} = \frac{\overrightarrow{p_1p_3}}{\|\overrightarrow{p_1p_3}\|}$$

Soit le vecteur $\vec{n}$, normale au plan P et de norme 1. Il peut être calculé de la façon suivante :

$$\overrightarrow{n} = \frac{\overrightarrow{v_1} \wedge \overrightarrow{v_2}}{sin(\widehat{\overrightarrow{v_1}, \overrightarrow{v_2}})}$$

D, P, d_0, $\overrightarrow{v_D}$, $\overrightarrow{v_1}$et $\overrightarrow{v_2}$ sont représentés dans la Figure 132.

Détermination de l'intersection de D et P

La droite D intersecte le plan P si et seulement si les vecteurs $\overrightarrow{v_D}$, $\overrightarrow{v_1}$et $\overrightarrow{v_2}$ ne sont pas coplanaires. La coplanarité est démontrée s'il existe $k, k' \in \mathbb{R}^2$ tels que $(k, k') \neq (0, 0)$ et $\overrightarrow{v_D} = k.\overrightarrow{v_1}, +\mathrm{k}'.\overrightarrow{v_2}$.

Dans le cas contraire, il existe un point M, intersection de D avec P, qui vérifie à la fois les équations de la droite et du plan. Le point M vérifie donc :

$$\begin{cases} (1) M_x = d_{0x} + t.v_{Dx} \\ (2) M_y = d_{0y} + t.v_{Dy} \\ (3) M_z = d_{0z} + t.v_{Dz} \\ (4) a.M_x + b.M_y + c.M_z + d = 0 \end{cases}$$

avec $t \in \mathbb{R}$.

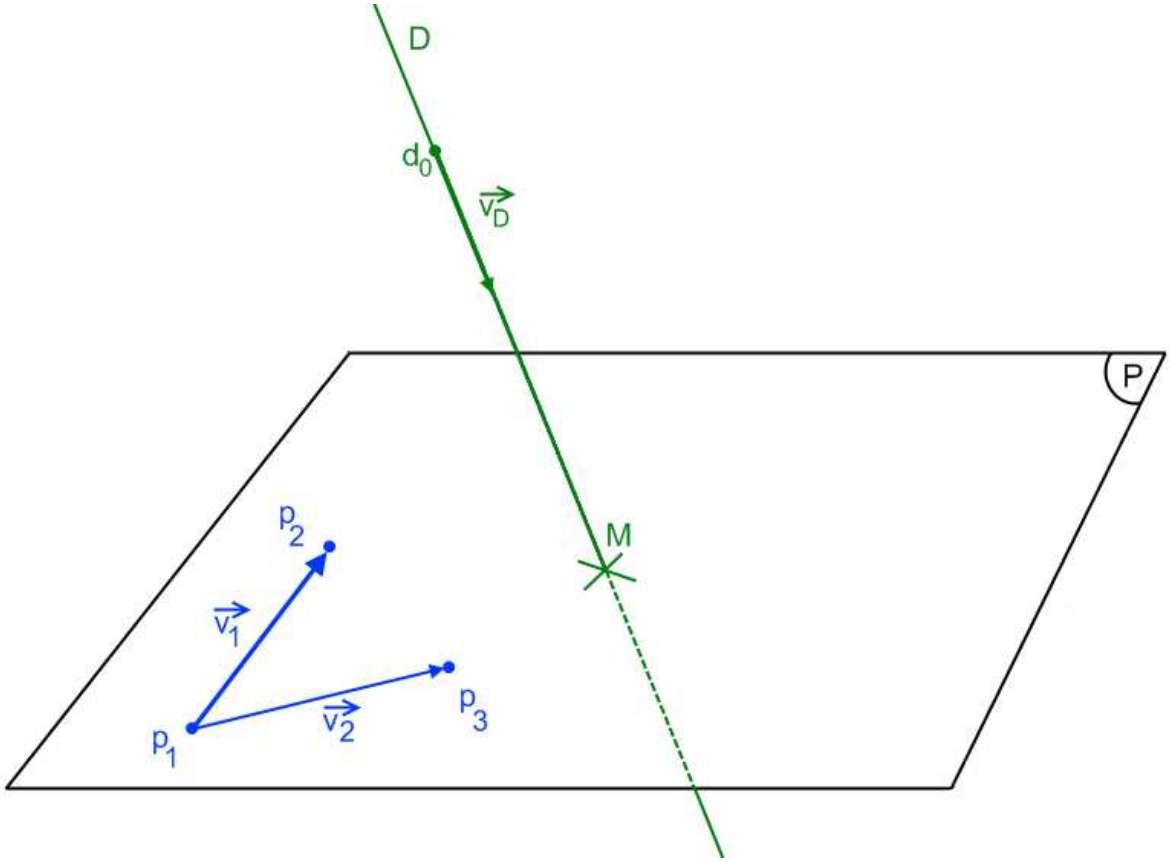

Figure 132 : Intersection d'une droite et d'un plan.

En remplaçant dans (4) les valeurs de M_x, M_y, M_z par celles définies dans (1), (2) et (3), on obtient :

$$a.(d_{0x} + t.v_{Dx}) + b.(d_{0y} + t.v_{Dy}) + c.(d_{0z} + t.v_{Dz}) + d = 0$$

Soit :

$$a.d_{0x} + b.d_{0y} + c.d_{0x} + d = -t(a.v_{Dx} + b.v_{Dy} + c.v_{Dz})$$

On obtient au final :

$$t = -\frac{a.d_{0x} + b.d_{0y} + c.d_{0z} + d}{a.v_{Dx} + b.v_{Dy} + c.v_{Dz}}, t \in \mathbb{R}$$

avec $a.v_x + b.v_y + c.v_z$.

Une fois la valeur de t calculée numériquement, on détermine alors les coordonnées du point M, intersection de D et de P, lorsque celui-ci existe. Si t est positif, on sait de plus que le point M est sur la demi-droite $[d_0, \overrightarrow{v})$.

L'algorithme résultant de la démonstration précédente est le suivant :

Données : $D = d_0, \overrightarrow{v_D}$ une droite définie par un point et un vecteur,
$m_c = p_1, p_2, p_3$ une maille définie par trois points non alignés
Résultat : $M \neq \emptyset$ si l'intersection de D et m_c existe, $\emptyset$ sinon
début
  $\overrightarrow{v_1} \leftarrow \frac{\overrightarrow{p_1p_2}}{\|\overrightarrow{p_1p_2}\|}$
  $\overrightarrow{v_2} \leftarrow \frac{\overrightarrow{p_1p_3}}{\|\overrightarrow{p_1p_3}\|}$
  $\overrightarrow{n} \leftarrow \frac{\overrightarrow{v_1} \wedge \overrightarrow{v_2}}{sin(\overrightarrow{v_1}, \overrightarrow{v_2})}$
  si $n_x.v_{Dx} + n_y.v_{Dy} + n_z.v_{Dz} = 0$ **alors**
    retourne $\emptyset$
  fin
  $t \leftarrow \frac{n_x.d_{0x} + n_y.d_{0y} + n_z.d_{0z}}{n_x.v_{Dx} + n_y.v_{Dy} + n_z.v_{Dz}}$
  $M \leftarrow d_0 + t.v_D$
  retourne M
fin

Fonction Intersection(D, m_c)

E.2 Point intérieur à un triangle

Il existe de nombreuses façons de déterminer la présence d'un point à l'intérieur d'un polygone. Celle présentée a pour avantage d'être facilement programmable de manière efficace.

Considérons un triangle formé de trois points p_1, p_2, p_3 dans l'espace. Soit un point M, que l'on sait appartenir au plan formé par ces trois points.

Si M est intérieur au triangle $p_1p_2p_3$, alors les propriétés suivantes sont chacune suffisante :

(1) Les angles $\widehat{p_1Mp_2}$, $\widehat{p_2Mp_3}$, $\widehat{p_3Mp_1}$ sont de même sens trigonométrique. Cette propriété reste vraie pour tout polygone convexe.

(2) La somme des angles $\widehat{p_1Mp_2}$, $\widehat{p_2Mp_3}$, $\widehat{p_3Mp_1}$ est étale à 2π radians si M est intérieur au triangle $p_1p_2p_3$. Cette somme est égale à 0 si M est extérieur. Cette propriété est vérifiable pour tout polygone.

(3) Le triangle $p_1p_2p_3$ peut être défini comme l'intersection de trois demi-plans :

a. le demi-plan de bord p_1p_2 contenant p_3,

b. le demi-plan de bord p_2p_2 contenant p_1,

c. le demi-plan de bord p_1p_3 contenant p_2.

Si M appartient au triangle, alors il doit appartenir à ces trois demi-plans.

(4) Si M est intérieur au triangle $p_1p_2p_3$, alors ses coordonnées barycentriques sont toutes positives.

(5) De (1), on peut déduire que les vecteurs $\overrightarrow{Mp_1}\wedge\overrightarrow{Mp_2}$, $\overrightarrow{Mp_2}\wedge\overrightarrow{Mp_3}$ et $\overrightarrow{Mp_3}\wedge\overrightarrow{Mp_1}$ doivent être de même sens ($\wedge$ représentant ici le produit vectoriel). Si M appartient au triangle $p_1p_2p_3$, alors les trois conditions sont vraies :

a. $\overrightarrow{Mp_1}\wedge\overrightarrow{Mp_2}\,.\,\overrightarrow{Mp_2}\wedge\overrightarrow{Mp_3} > 0$

b. $\overrightarrow{Mp_2}\wedge\overrightarrow{Mp_3}\,.\,\overrightarrow{Mp_3}\wedge\overrightarrow{Mp_1} > 0$

c. $\overrightarrow{Mp_3}\wedge\overrightarrow{Mp_1}\,.\,\overrightarrow{Mp_1}\wedge\overrightarrow{Mp_2} > 0$

L'algorithme suivant met en œuvre la méthode (5) décrite plus haut :

Données : $m_c = p_1, p_2, p_3$ une maille,
M un point dans le plan défini par la maille
Résultat : vrai si $M \in m_c$, faux sinon
début
  $\overrightarrow{v_1} \leftarrow \overrightarrow{Mp_1} \wedge \overrightarrow{Mp_2}$
  $\overrightarrow{v_2} \leftarrow \overrightarrow{Mp_2} \wedge \overrightarrow{Mp_3}$
  $\overrightarrow{v_3} \leftarrow \overrightarrow{Mp_3} \wedge \overrightarrow{Mp_1}$
  si $(\overrightarrow{v_1}.\overrightarrow{v_2} > 0$
  & $\overrightarrow{v_2}.\overrightarrow{v_3} > 0$
  & $\overrightarrow{v_3}.\overrightarrow{v_1} > 0)$ **alors**
    retourne *vrai*
  sinon
    retourne *faux*
  fin
fin

Fonction Interieur(m_c, M)

E.3 Intersection d'un plan avec un triangle

Dans l'espace, la détermination de l'intersection d'un triangle T avec un plan P présente quatre cas distincts :

(1) le triangle n'intersecte pas le plan, auquel cas $T \cap P = \emptyset$,

(2) un des trois sommets de T, nommé p, est inclus dans le plan et l'on a $T \cap P = p$,

(3) deux des trois côtés du triangle intersectent P, en des points p_1 et p_2, éventuellement confondus avec deux sommets de T et l'on a $T \cap P = [p_1, p_2]$,

(4) le triangle est inclus dans le plan, auquel cas on a $T \cap P = T$.

L'intersection dans les cas (4) est simple à déterminer; il suffit de vérifier que les trois sommets de T appartiennent au plan.

Les autres cas peuvent être résolus en déterminant le demi-espace où sont situés les trois sommets de T. En considérant $\vec{n}$ une normale au plan P et O un point dans le plan, le signe de $\vec{n}.\overrightarrow{Op}$, avec p un sommet du triangle, nous indique de quel côté du plan se situe le sommet considéré. Si les trois produits scalaires sont de même signe, les trois sommets sont du même côté et on se trouve dans le cas (1), sinon on se trouve dans le cas (2) ou le cas (3). Lorsque le produit scalaire est nul, on sait que p est dans le plan.

Ces cas peuvent être déterminés en comptant le nombre d'intersections du triangle avec le plan : pour chaque paire de points du triangle, si chacun des deux points considérés est d'un côté différent du plan, alors il y a intersection.

La fonction suivante permet, à partir d'un triangle et d'un plan, de déterminer leur intersection. Elle renvoie un segment $[s_1 s_2]$ correspondant à cette intersection, s_1 et s_2 étant éventuellement confondus.

Données : $m_c = p_1, p_2, p_3$ une maille,
$P = O, \overrightarrow{\pi}$ un plan défini par un point et une normale
Résultat : $[p_1, p_2]$ l'intersection de m_c avec P
début
  intersections ← [∅]
  nbIntersections ← 0
  signep_1 ← $\overrightarrow{\pi}.\overrightarrow{Op_1}$
  signep_2 ← $\overrightarrow{\pi}.\overrightarrow{Op_2}$
  signep_3 ← $\overrightarrow{\pi}.\overrightarrow{Op_3}$
  si $signep_1 * signep_2 \leq 0$ **alors**
    intersections ⇐ `IntersectionDroitePlan` $((p_1, \overrightarrow{p_1p_2}, P)$
    nbIntersections ← nbIntersections + 1
  fin
  `(... on procède de de façon analogue avec signe`p_2 `et signe`p_3`...)`
  switch *nbIntersections* **do**
    case *0* aucun point d'intersection
      retourne $[\emptyset, \emptyset]$
    endsw
    case *1* un seul point d'intersection
      retourne $[intersections[0], intersections[0]]$
    endsw
    case *2* deux points d'intersection
      retourne $[intersections[0], intersections[1]]$
    endsw
    case *3* le triangle est contenu dans le plan
      retourne $[\emptyset, \emptyset]$
    endsw
  endsw
fin

Fonction Intersection(m_c, M)

Bibliographie

[1] J. Fuller, W. Scott, B. Ashar, et J. Corrado, "Laparoscopic trocar injuries: a report from a US Food and Drug Administration (FDA) Center for Devices and Radiological Health (CDRH) Systematic Technology Assessment of Medical Products (STAMP) Committee", US Food and Drug Administration Centers for Devices and Radiological Health, 2003.

[2] A. Osorio, S. Merran, et O. Bedelet, "PC Based software for 3D Instant Volumes Measurements on CT Images: Application to Lymph Nodes Measurements in Lymphomas Follow-up.", dans *infoRAD'99, RSNA*, Chicago, USA, 1999.

[3] M. Eichelberg, J. Riesmeier, T. Wilkens, et P. Jensch, "One decade of medical imaging standardisation and implementation: a short review of DICOM and the OFFIS DICOM Toolkit", dans *EuroPACS-MIR in the Enlarged Europe, Springer*, 2004, pp. 253-256.

[4] "Radiological 3D Displays", RSNA'99, Chairman Dr. Osorio, Chicago, USA, Décembre 1999.

[5] T.S. Yoo, M.J. Ackerman, W.E. Lorensen, W. Schroeder, V. Chalana et al., "Engineering and algorithm design for an image processing api: a technical report on itk-the insight toolkit", *Studies in Health Technology and Informatics, Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality, IOS Press*, vol. 85, pp. 586-592, 2002.

[6] M. Kass, A. Witkin, et D. Terzopoulos, "Snakes: Active Contour Models", *International Journal of Computer Vision, Springer*, vol. 321, no. 331, p. 1987, 1988.

[7] W.E. Lorensen et H.E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm", *Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, SIGGRAPH*, pp. 163-169, 1987.

[8] A. Lisbona et B. Aubert, "Le scanner : Principe - Technologie - Applications", *école d'été e2phy "La physique pour la santé : du diagnostic à la thérapie", Université Claude Bernard Lyon 1*, août 2002.

[9] G.N. Hounsfield, "Computed medical imaging", *Journal of Computer Assisted Tomography, Ovid Technologies (Wolters Kluwer) - Lippincott Williams & Wilkins*, vol. 4, no. 5, p. 665, 1980.

[10] J.F. Barrett et N. Keat, "Artifacts in CT: Recognition and Avoidance", *Radiographics, RSNA*, vol. 24, no. 6, pp. 1679-1691, 2004.

[11] ACR and NEMA. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Nema, 2008.

[12] Luc Soler, "Réalité virtuelle et augmentée au service du médical", Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif, Strasbourg, France, Mémoire d'Habilitation à Diriger des Recherches, 2008.

[13] F.J. Rybicki, K.M. Shu, E.S. Cibas, J.R. Fielding, E. vanSonnenberg, et S.G. Silverman,

"Percutaneous biopsy of renal masses: sensitivity and negative predictive value stratified by clinical setting and size of masses", *American Journal of Roentgenology, AJR*, vol. 180, no. 5, p. 1281, 2003.

[14] A. Osorio, O. Traxer, S. Merran, F. Dargent, J. Atif et al., "Percutaneous Nephrolithotomy improvement using a new augmented reality system integrated into operating room", *Computer Assisted Radiology and Surgery, Chicago 23-26 juin 2004 et Elsevier International Congress Series, Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2004.

[15] Olivier Nempont, "Modèles structurels flous et propagation de contraintes pour la segmentation et la reconnaissance d'objets dans les images. Application aux structures normales et pathologiques du cerveau en IRM", Télécom ParisTech, Paris, France, Mémoire de Thèse, 2009.

[16] P. Therasse, S.G. Arbuck, E.A. Eisenhauer, J. Wanders, R.S. Kaplan et al., "New Guidelines to Evaluate the Response to Treatment in Solid Tumors", *Journal of the National Cancer Institute, Oxford University Press*, vol. 92, no. 3, pp. 205-216, 2000.

[17] EA Eisenhauer, P. Therasse, J. Bogaerts, LH Schwartz, D. Sargent et al., "New response evaluation criteria in solid tumours: revised RECIST guideline (version 1.1)", *European Journal of Cancer, Elsevier*, vol. 45, no. 2, pp. 228-247, 2009.

[18] S. Philipp-Foliguet et L. Guigues, "Évaluation de la segmentation d'images : état de l'art, nouveaux indices et comparaison", *GRETSI, Saint Martin d'Hères, France*, vol. 23, no. 2, p. 109, 2006.

[19] James F. Blinn, "A Generalization of Algebraic Surface Drawing", *ACM Transactions on Graphics, Association for Computing Machinery*, vol. 1, no. 3, pp. 235–256, Juillet 1982.

[20] GM Nielson et B. Hamann, "The asymptotic decider: resolving the ambiguity in marching cubes", *Proceedings of the IEEE Conference on Visualization, IEEE Computer Society, IEEE*, pp. 83-91, 1991.

[21] E.V. Chernyaev, "Marching cubes 33: Construction of topologically correct isosurfaces", Institute for High Energy Physics, Moscou, Russie, Report CN/95-17, 1995.

[22] A. Lopes et K. Brodlie, "Improving the Robustness and Accuracy of the Marching Cubes Algorithm for Isosurfacing", *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, IEEE Computer Society, IEEE*, pp. 16-29, 2003.

[23] G. Hamarneh et T. Gustavsson, "Combining snakes and active shape models for segmenting the humanleft ventricle in echocardiographic images", *Computers in Cardiology, National Institutes of Health (U.S.), IEEE Computer Society, IEEE*, pp. 115-118, Février 2000.

[24] M. Cvancarova, F. Albregtsen, K. Brabrand, et E. Samset, "Segmentation of ultrasound images of liver tumors applying snake algorithms and GVF", *International Congress Series, Elsevier*, vol. 1281, pp. 218-223, 2005.

[25] Valérie Duay, "Dense deformation field estimation for atlas registration using the

active contour framework", *Computer methods and programs in biomedicine, Elsevier*, vol. 84, no. 2-3, pp. 66-75, 2007.

[26] A. Yezzi, L. Zöllei, et T. Kapur, "A variational framework for integrating segmentation and registration through active contours", *Medical Image Analysis, Springer*, vol. 7, no. 2, pp. 171-185, 2003.

[27] D. Terzopoulos et K. Waters, "Physically-based facial modeling, analysis, and animation", *Journal of Visualization and Computer Animation, John Wiley & Sons*, vol. 1, no. 2, pp. 73-80, 1990.

[28] D. Terzopoulos et K. Waters, "Analysis and synthesis of facial image sequences using physical andanatomical models", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Computer Society*, vol. 15, no. 6, pp. 569-579, 1993.

[29] C.P. Lin, J.C. Tai, et K.T. Song, "Traffic monitoring based on real-time image tracking", *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'03), IEEE Computer Society, IEEE*, vol. 2, pp. 2091-2096, 2003.

[30] C. Xu et JL Prince, "Gradient vector flow: A new external force for snakes", *IEEE Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), IEEE Computer Society*, pp. 66-71, 1997.

[31] L.D. Cohen, "On active contour models and balloons", *CVGIP: Image Understanding, Academic Press, Elsevier*, vol. 53, no. 2, pp. 211-218, 1991.

[32] F. Derraz, M. Beladgham, et M. Khelif, "Application of active contour models in medical image segmentation", dans *International Conference on Information Technology: Coding and Computing (ITCC 2004), IEEE Computer Society*, vol. 2, Las Vegas, Etats-Unis, 2004.

[33] S.L. Horowitz et T. Pavlidis, "Picture segmentation by a directed split-and-merge procedure", *Proceedings of the Second International Joint Conference on Pattern Recognition, ACM*, pp. 424-433, 1974.

[34] R. Ohlander, K. Price, et D.R. Reddy, "Picture segmentation using a recursive region splitting method", *Computer Graphics and Image Processing, Elsevier*, vol. 8, no. 3, pp. 313-333, 1978.

[35] P. Gibbs, D.L. Buckley, S.J. Blackband, et A. Horseman, "Tumour volume detection from MR images by morphological segmentation", *Physics in Medicine and Biology, IOP Publishing*, vol. 41, pp. 2437-2446, 1996.

[36] S. Pohlman, K.A. Powell, N.A. Obuchowski, W.A. Chilcote, et S. Grundfest-Broniatowski, "Quantitative classification of breast tumors in digitized mammograms", *Medical Physics, American Association of Physicists in Medicine*, vol. 23, p. 1337, 1996.

[37] SA Hojjatoleslami et J. Kittler, "Region growing: a new approach", *IEEE Transactions on Image Processing, IEEE*, vol. 7, no. 7, pp. 1079-1084, 1998.

[38] S. Dahdouh, E. Frenoux, et A. Osorio, "Segmentation of kidney ultrasound images: a prospective study", dans *SPIE Medical Imaging, SPIE*, San Diego, Etats-Unis, Février 2009.

[39] L. Vincent et P. Soille, "Watersheds in digital spaces: an efficient algorithm based on immersion simulations", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Computer Society*, vol. 13, no. 6, pp. 583-598, 1991.

[40] L. Najman et M. Schmitt, "Geodesic Saliency of Watershed Contours and Hierarchical Segmentation", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE*, pp. 1163-1173, 1996.

[41] V. Grau, A.U.J. Mewes, M. Alcaniz, R. Kikinis, et S.K. Warfield, "Improved watershed transform for medical image segmentation using prior information", *IEEE Transactions on MEdical Imaging, IEEE*, vol. 23, pp. 447-458, 2004.

[42] J. Chen et S. Liu, "A Medical Image Segmentation Method Based on Watershed Transform (CIT'05), IEEE Computer Society", dans *The Fifth International Conference on Computer and Information Technology*, Shanghai, Chine, 2005, pp. 634-638.

[43] N. Otsu, "A threshold selection method from grey-level histograms", *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, IEEE Computer Society, IEEE*, vol. 1, pp. 62-66, 1979.

[44] J. Serra, *Image Analysis and Mathematical Morphology*.: Academic Press, Inc. Orlando, FL, USA, 1983.

[45] J. Serra, *Image Analysis and Mathematical Morphology, volume 2*.: Academic Press, London, England, 1988.

[46] J. Canny, "A computational approach to edge detection", *IEEE Readings in computer vision: issues, problems, principles, and paradigms, Morgan Kaufmann Publishers Inc.*, vol. 184, 1987.

[47] I. Sobel et G. Feldman, "A 3x3 Isotropic Gradient Operator for Image Processing", dans *Conference on Stanford Artificial Project*, Stanford, USA, 1968.

[48] S.J. Lim, Y.Y. Jeong, et Y.S. Ho, "Automatic liver segmentation for volume measurement in CT Images", *Journal of Visual Communication and Image Representation, Elsevier*, vol. 17, no. 4, pp. 860-875, 2006.

[49] S. Osher et J.A. Sethian, "Fronts propagating with curvature dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations", *Journal of computational physics, Elsevier*, vol. 79, no. 1, pp. 12-49, 1988.

[50] E.N. Mortensen et W.A. Barrett, "Intelligent scissors for image composition", dans *Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques, ACM*, New York, Etats-Unis, 1995, pp. 191-198.

[51] A.X. Falçao, J.K. Udupa, S. Samarasekera, S. Sharma, B.E. Hirsch, et R.A. Lotufo, "User-steered image segmentation paradigms: Live wire and live lane", *Graphical Models and*

Image Processing, Elsevier, vol. 60, no. 4, pp. 233-260, 1998.

[52] L. O'Donnell, "Semi-automatic medical image segmentation", Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, USA, Mémoire de Thèse, 2001.

[53] Lei He, Zhigang Peng, Bryan Everding, Xun Wang, , Kenneth L. Han, et William G. Wee, "A comparative study of deformable contour methods on medical image segmentation", *Image and Vision Computing, Elsevier*, vol. 26, pp. 141-163, 2008.

[54] SD Olabarriaga et A.W.M. Smeulders, "Interaction in the segmentation of medical images: A survey", *Medical image analysis, Elsevier*, vol. 5, no. 2, pp. 127-142, 2001.

[55] C. Barillot, "Fusion de donnees et imagerie 3D en medecine", Universite de Rennes I, Rennes, France, Habilitation à diriger les recherches, 1999.

[56] T. Vercauteren, X. Pennec, A. Perchant, et N. Ayache, "Non-parametric diffeomorphic image registration with the demons algorithm", dans *Proceedings of the 10th international conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), Springer*, 2007, pp. 319-326.

[57] L.G. Brown, "A survey of image registration techniques", *ACM computing surveys (CSUR), Association for Computing Machinery*, vol. 24, no. 4, p. 376, 1992.

[58] B. Zitova et J. Flusser, "Image registration methods: a survey", *Image and vision computing, Springer*, vol. 21, no. 11, pp. 977-1000, 2003.

[59] JB Maintz et M.A. Viergever, "A survey of medical image registration", *Medical image analysis, Elsevier*, vol. 2, no. 1, pp. 1-36, 1998.

[60] A. Osorio, O. Traxer, S. Merran, X. Ripoche, F. Dargent, et J. Nauroy, "Percutaneous Nephrolithotomy (PCNL): Practice and Surgery Using a New Augmented Reality System and a New Real Time 2D/3D Fusion Software", dans *infoRAD'05, RSNA*, Chicago, USA, 2005.

[61] SA Nicolau, X. Pennec, L. Soler, et N. Ayache, "A complete augmented reality guidance system for liver punctures: First clinical evaluation", *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2005), Springer*, vol. 3749/2005, pp. 539-547.

[62] G. Toussaint, "Solving geometric problems with the rotating calipers", *IEEE Mediterranean Electrotechnical Conference, IEEE Computer Society*, vol. 83, pp. 1-4, 1983.

[63] W.M. Wells, P. Viola, H. Atsumi, S. Nakajima, et R. Kikinis, "Multi-modal volume registration by maximization of mutual information", *Medical image analysis, Springer*, vol. 1, no. 1, pp. 35-51, 1996.

[64] T. Vik, S. Kabus, J. von Berg, K. Ens, S. Dries et al., "Validation and comparison of registration methods for free breathing 4D lung CT", dans *SPIE Medical Imaging, SPIE Press*, vol. 6914, Bellingham, Etats-Unis, 2008.

[65] J. Ashburner, "A fast diffeomorphic image registration algorithm", *Neuroimage, Elsevier*, vol. 38, no. 1, pp. 95-113, 2007.

[66] M. Jenkinson, P. Bannister, M. Brady, et S. Smith, "Improved optimization for the robust and accurate linear registration and motion correction of brain images", *Neuroimage, Elsevier*, vol. 17, no. 2, pp. 825-841, 2002.

[67] WR Crum, T. Hartkens, et DLG Hill, "Non-rigid image registration: theory and practice", *British journal of radiology, British Institute of Radiology*, vol. 77, no. Special Issue 2, p. S140, 2004.

[68] Angel Osorio, "Le corps en transparence", *CNRS Images Média*, Editions du CNRS, Paris, octobre 2003.

[69] A. Osorio, J. Nauroy, S. Dahdouh, P. Donars, E. Frenoux et al., "Planning and validating percutaneous nephrolithotomies in a non-classical patient's position using a new 3D augmented reality system.", dans *International Congress Series, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, Barcelona, Espagne, 2008.

[70] J. Marescaux, F. Rubino, M. Arenas, D. Mutter, et L. Soler, "Augmented-reality-assisted laparoscopic adrenalectomy", *Journal of the Amerian Medical Association, JAMA*, vol. 292, no. 18, pp. 2214-2215, 2004.

[71] L. Zöllei, "2D-3D rigid-body registration of X-ray Fluoroscopy and CT images", Citeseer, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, USA, Mémoire de thèse, 2001.

[72] CY Tai, "2D-3D Registration", Taiwan National Central University, Taiwan, Mémoire de Master, 2006.

[73] X. Pennec, N. Ayache, A. Roche, et P. Cachier, "Non-rigid MR/US registration for tracking brain deformations", dans *Medical Imaging and Augmented Reality (MIAR), IEEE Computer Society, IEEE*, Hong Kong, Chine, Juin 2001, p. 79.

[74] Angel Osorio, Olivier Traxer, Samuel Merran, Franoise Dargent, Xavier Ripoche, et Jamal Atif, "Real time fusion of 2D fluoroscopic and 3D segmented CT images integrated into an Augmented Reality system for percutaneous nephrolithotomies (PCNL)", dans *infoRAD'04, RSNA*, Chicago, USA, 2004.

[75] Zhengyou Zhang, "Iterative Point Matching for Registration of Free-Form Curves", INRIA, Sophia-Antipolis, Rapport de recherche de l'INRIA, 1992.

[76] A. Osorio, J-A. Galan, J. Nauroy, P. Donars, J-J. Lobato, et I. Navarro, "Real time planning, guidance and validation of surgical acts using 3D segmentations, augmented reality projections and surgical tools video tracking.", dans *SPIE medical imaging*, San Diego, USA, 2010.

[77] Paul Hough et Ann Arbor, "Method and Means for Recognizing Complex Patterns", US Patent 3,069,654, Décembre 18, 1962.

[78] T. McInerney et D. Terzopoulos, "T-snakes: Topology adaptive snakes", *Medical Image Analysis, Elsevier*, vol. 4, no. 2, pp. 73-91, 2000.

[79] O. Traxer, S. Merran, A. Osorio, J. Atif, et X. Ripoche, "3D reconstruction and instant volume measurement of complex renal calculi: a treatment preparation tool for percutaneous nephrolithotomy.", dans *infoRAD'03, RSNA*, Chicago, USA, 2003.

[80] A. Osorio, J.M. Biset, R. Boustani, J. Nauroy, M. Boustani et al., "A new computeriezd system making 3D segmentations from DICOM images to help on line on laparoscopic interventions. Application to gastroplasty and cholecystectomy.", dans *RSNA'06*, Chicago, USA, 2006.

[81] P. Lainas, L. Boudechiche, A. Osorio, A. Coulomb, A. Weber et al., "Liver regeneration and recanalization time course following reversible portal vein embolization.", *Journal of Hepatology, EASL*, vol. 49, no. 3, pp. 354-362, 2008.

[82] A. Osorio, J.M. Biset, R. Boustani, P. Donars, J. Nauroy, et E. Frenoux, "A new system to validate and help gastroplasties ans cholecystectomies under laparoscopy using 3D segmented radiological images.", dans *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (IJCARS)*, 2007.

[83] A. Osorio, O. Traxer, S. Merran, F. Dargent, J. Atif et al., "Percutaneous Nephrolithotomy improvement using a new augmented reality system integrated into operating room", dans *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS2004)*, Chicago, USA, 2004.

[84] S. Merran, A. Osorio, et B. Doré, "PC Based 3D Reconstruction and Instant Volume Measurement of Complex Renal Staghorn Calculi", dans *infoRAD'00, RSNA*, Chicago, USA, 2000.

[85] A. Osorio, O. Traxer, S. Merran, J. Atif, X. Ripoche, et M. Tligui, "An augmented reality system for percutaneous nephrolithotomy", dans *infoRAD'03, RSNA*, Chicago, USA, 2003.

[86] Romain Texier, "Système de globalisation des resources de données et de calculs: application à l'imagerie médicale", Laboratoire de Recherche en Informatique, Orsay, France, Mémoire de thèse, 2007.

[87] C. Germain, R. Texier, et A. Osorio, "Interactive volume reconstruction and measurement on the Grid", *Methods of Information in Medicine, Schattauer*, vol. 49, no. 5, pp. 227-232, 2005.

[88] G. Champault, F. Cazacu, et N. Taffinder, "Serious trocar acidents in laparoscopic surgery : a French survey of 103852 operations", *Surgical Laparoscopy & Endoscopy, Lippincott Williams & Wilkins Inc.*, vol. 6, no. 5, pp. 367-370, 1996.

[89] Angel Osorio, "Le corps en transparence", dans *Entretiens de Bichat*, Paris, 2004.

[90] Angel Osorio, "Les images 3D en médecine : la chirurgie aujourd'hui et demain", dans *France 5*, Paris, juin 2006.

[91] Angel Osorio, "Les images 3D en médecine: la chirurgie aujourd'hui et demain.", *Editions Gallimard, Editions du CNRS.* , avril 2006.

[92] X. Pennec, "CoR1 : Co-registration tools for MR/Robot (Roboscope MMIT deliverable 12)", European project Roboscope, Sophia-Antipolis, France, Rapport technique de l'INRIA, avril 1999.

[93] X Pennec, "AdV : Adapted viewing tools for the user interface (Roboscope MMIT deliverable 13)", European project Roboscope, Sophia-Antipolis, France, Rapport technique de l'INRIA, septembre 1999.

[94] A. Osorio, J. Nauroy, S. Dahdouh, J-M. Biset, R. Boustani, et P. Donars, "A new PC based software to take and validate clinical decisions for colorectal cancer using metric 3D images segmentations.", dans *European Congress of Radiology (ECR 2010), ESR*, Vienne, Autriche, 2010.

Notes et Documents LIMSI N° : 2010-05

Auteurs (Authors) : Julien Nauroy

Titre : Traitements Interactifs d'Images Radiologiques et leurs Applications Cliniques

Title : Interactive Processing of Radiological Imaging and their Clinical Applications

Nombre de pages (Number of pages) : 265

Résumé : Le monde médical dispose de plus en plus de sources d'images différentes, non seulement pour réaliser un diagnostic mais aussi pour évaluer l'efficacité d'un traitement et pour être guidé dans les interventions chirurgicales. Parallèlement, le développement des techniques opératoires s'oriente vers la chirurgie non « à ciel ouvert », notamment la cœlioscopie, qui permet de diminuer les risques liés à l'intervention ainsi que le temps d'hospitalisation du patient. En revanche, elle rend moins intuitive la réalisation de l'acte chirurgical, notamment du fait de la vision réduite à l'utilisation d'une ou plusieurs caméras dans la région d'intérêt. Durant ma thèse, j'ai conçu et mis en œuvre des nouvelles méthodes informatiques de traitement 3D d'images radiologiques ainsi que de nouvelles utilisations médicales de ces images. Les contributions présentées concernent la visualisation et le traitement des données, la segmentation de structures 3D, la fusion mono et multimodale et l'aide à la réalisation d'interventions. Les applications présentées concernent notamment la planification et la réalisation d'interventions sous cœlioscopie et de ponctions mais aussi l'imagerie industrielle. L'utilisation conjointe de différentes modalités d'images permet d'améliorer la visualisation, la manipulation et la compréhension de scènes tridimensionnelles, conduisant à une plus grande compréhension des observations et à une meilleure prise de décision.
Mots clés : Imagerie Radiologique, segmentation, marching cubes, contours actifs, planification, réalité augmentée

Abstract : Medical imaging benefits from the broadening availability of different image sources, not only for diagnostics purpose, but also to evaluate the efficiency of a treatment and guiding surgical procedures. In the mean time, the development of operatory techniques aims for laparoscopic surgery, which allows for a decrease of risks related to the surgical acts and the patient's hospitalization time. However, realizing the surgical procedure under laparoscopy is less intuitive because of the use of cameras with a narrow field of view. We propose new computerized methods which allow for a better interpretation of radiological images, as well as new medical uses for these images. The contributions we present not only affect visualization and processing of data, structure reconstruction, mono- and multi-modal fusion and planning and realization of laparoscopic interventions and punctures, but also industrial imaging. The combined use of different image modalities allows for a better visualization, manipulation and understanding of tridimensional scenes, leading to a better accuracy in the observation and helping take a decision.
Key words : Radiological Imaging, segmentation, marching cubes, active contours, snakes, planning, augmented reality