

GEOFFROY RIVET-SABOURIN

**MÉTHODES DE SEGMENTATION D'IMAGES
MÉDICALES BASÉES SUR LA FUSION
D'INFORMATION CLINIQUE**
**Application à l'ouverture de la valve aortique et à la réalisation
des contours de la prostate**

Thèse présentée
à la Faculté des études supérieures de l'Université Laval
dans le cadre du programme de doctorat en génie électrique
pour l'obtention du grade de philosophical doctor (Ph.D.)

DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE ET DE GÉNIE INFORMATIQUE
FACULTÉ DE SCIENCES ET DE GÉNIE
UNIVERSITÉ LAVAL
QUÉBEC

2009

© Geoffroy Rivet-Sabourin, 2009

Résumé

Le domaine de l'imagerie médicale a pris depuis de nombreuses années un essor sans pareil permettant le développement de nouvelles méthodes de diagnostic et de traitement. Celles-ci se sont évidemment accompagnées de nombreux outils facilitant le travail des médecins.

La présente thèse propose deux approches pour l'aide à la segmentation de structures anatomiques sur des images médicales. Une première technique se penche sur la détermination semi-automatique de l'aire de l'ouverture de la valve aortique. La combinaison des contours actifs et d'information *a priori* provenant de l'électrocardiogramme constitue une contribution majeure de cette méthode. Des essais ont été réalisés sur six patients. Ils ont produit une courbe de l'évolution temporelle de l'aire de la valve comparable à celle obtenue avec une segmentation manuelle.

La seconde méthode permet de tracer les contours de la prostate sur des images de CT en exploitant l'information sur la prostate obtenue d'images d'échographie. L'objectif de cette méthode est de proposer des contours initiaux aux radio-oncologues afin de réduire la variabilité dans la détermination du volume de la prostate. La contribution majeure de cette technique est la projection des contours extraits de l'échographie sur les images de CT. Ces contours sont ensuite déformés pour les adapter à la forme réelle de la prostate sur l'image CT.

Une étude clinique a été menée afin de vérifier l'impact de l'utilisation de cet outil d'aide au traçage des contours sur la variabilité intra et inter-observateurs. Les résultats de cette étude ont été très concluants puisqu'ils ont permis de montrer qu'il est possible de diminuer la variabilité inter-observateur de 6% sur le volume complet. L'étude n'a par contre pas permis de tirer une conclusion définitive concernant la diminution de la variabilité intra observateur. Le temps nécessaire pour le traçage des contours constituait aussi un aspect qui a été mesuré par cette étude. Les résultats obtenus montrent une diminution de 46% du temps nécessaire pour la réalisation des contours lorsque l'on propose des contours initiaux adaptés à l'image.

Abstract

Since many years the use of medical imaging techniques has increased significantly. Medical imaging has driven the development of treatments and diagnosis to increase the efficiency and the precision of the physicians.

This thesis proposes two methods to help the segmentation of anatomical structures in medical images. The first technique creates semi-automatic segmentation for the opening of the aortic valve. This method combines active contours (snakes) and *a priori* information from the electrocardiogram for guiding the segmentation. This association is the major contribution of this approach. This method has been tested on six patients. The curve of the area of the opening of the valve produced by the algorithm is very similar to the same curve obtained with manual segmentation.

The second technique extracts a segmentation of the prostate on CT images using ultrasound data. The aim of this tool is to suggest initial contours to the physician in order to reduce the variability in his delineation of the prostate volume. The major contribution of this technique is to project planning ultrasound contours on the CT images. After the projection, the contours are directly adapted to the CT image with a deformation process.

A clinical survey has been led to assess that this tool can help to reduce the intra and inter-observer variability in his delineation of the prostate volume. The result of this study shows that it is possible to reduce the inter-observer variability by 6% on the complete volume. It is also possible to reduce the intra observer variability by 12%. The time for delineation of the prostate was also a factor that was measured in the clinical study. It was found that it is possible to reduce the time to draw contours as much as 46% when initial contours are suggested to the physician.

Avant-Propos

Je tiens tout d'abord à remercier les membres du jury, **madame Alexandra Branzan-Albu, monsieur Jean Meunier, monsieur André Zaccarin, monsieur Luc Beaulieu et monsieur Denis Laurendeau**, pour le temps qu'ils ont consacré à la lecture du manuscrit et à l'élaboration de critiques constructives qui m'ont permis de pousser plus loin le travail accompli.

J'aimerais ensuite remercier à nouveau messieurs **Denis Laurendeau et Luc Beaulieu** en tant que directeur et codirecteur de cette thèse. Ils ont été pour moi un support précieux tout en me permettant une grande liberté d'action me donnant l'opportunité de mettre de l'avant les idées à la base de cette thèse. Je tiens aussi à remercier monsieur Beaulieu pour sa ténacité grâce à laquelle il a été possible de réaliser une étude de validation avec un aussi grand nombre de médecins participant.

Le dernier chapitre de cette thèse n'aurait jamais pu voir le jour sans la contribution indispensable des médecins qui ont participé à l'étude de validation. Je tiens donc tout particulièrement à remercier messieurs **Éric Vigneault et André-Guy Martin** pour leur participation à l'étude, mais aussi pour leur support dans le recrutement de médecins résidents et fellow participants. Je remercie aussi messieurs **Ouadheh Zebentout, Mathieu Leclerc et François Bachand** pour leur participation à cette étude.

Un gros merci aussi à monsieur Louis-Martin Girouard qui a été d'un très grand support pour l'élaboration de la base de données qui a servi à l'étude de validation.

Je tiens aussi à remercier monsieur **Lyes Kadem** pour sa contribution précieuse dans l'élaboration du modèle d'ouverture et de fermeture de la valve aortique. Sans ses précieux conseils et ses précieuses données, il m'aurait été impossible de réaliser ce modèle.

J'aimerais aussi remercier les différents étudiants et professeurs du laboratoire de vision et du groupe de physique de l'Hôtel-Dieu de Québec pour leurs contributions indirectes à cette thèse. Différentes discussions du midi ou à d'autres occasions m'ont permis de faire cheminer ma pensée plus loin et de faire ainsi progresser mes travaux.

Un autre gros merci va à monsieur **Dany Boulanger**, mon entraîneur de plongeon au cours de toutes mes études graduées. La pratique de ce sport m'a permis de compléter moments d'oubli permettant ainsi de mieux repartir ensuite pour poursuivre la tâche à accomplir.

J'aimerais aussi remercier plusieurs membres de ma famille. Particulièrement madame **Thèrese Drouin** et monsieur **Donald Blais**, mes beaux-parents qui ont été un support bien apprécié au cours de la réalisation des divers travaux de cette thèse. Je veux aussi évidemment dire le plus grande des mercis à madame **Laurence Rivet** et monsieur **Jean-Pierre Sabourin**, mes parents, qui ont toujours cru en moi dès mon plus jeune âge. Ils n'ont ménagé aucun effort pour me pousser à la réussite. Sans eux je ne serais certainement pas à ce point aujourd'hui. Finalement, la dernière et non la moindre madame **Claudia Blais**, ma copine, qui a partagé avec patience et sérénité toutes les angoisses les joies et les déceptions que comporte l'accomplissement de ce type de travail. La réalisation d'un doctorat comporte son lot de hauts et de bas qu'il faut affronter au jour le jour. Il est essentiel d'avoir quelqu'un pour les affronter avec soi et nous assurer de son support indéfectible.

Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	ii
Avant-Propos	iii
Table des matières	v
Liste des tableaux.....	vii
Liste des figures.....	1
Introduction.....	4
Chapitre 1.....	8
Méthode de segmentation par modèle déformable 2D	8
Contours actifs	9
Méthode des courbes de niveau (level sets).....	16
Forces externes	18
Chapitre 2.....	24
Segmentation de l'ouverture de la valve aortique sur une séquence d'échocardiographie ..	24
Anatomie.....	25
Le cœur	25
La valve aortique	26
Diagnostic des maladies de la valve aortique	27
Revue de littérature sur la segmentation de la valve aortique	30
Contexte de segmentation de la valve aortique	31
Méthode de segmentation de l'ouverture de la valve aortique	32
Description des données de base	32
Présentation des différentes approches de segmentation de l'ouverture de la valve	33
Segmentation des feuillets	33
Segmentation de l'ouverture de la valve aortique	36
Résultat de segmentation	50
Chapitre 3.....	65
Segmentation de la prostate sur des images de tomодensitométrie.....	65
Revue de littérature sur la segmentation de la prostate	66
La curiethérapie de la prostate	66
Segmentation de la prostate	67
Fusion d'images médicales.....	71
Segmentation des sources radioactives.....	73
Fusion d'information clinique pour la segmentation de la prostate sur les images de CT	74
Description des données disponibles	75
Contexte de réalisation de la segmentation de la prostate sur les images de tomодensitométrie	79
Description de la méthode	80
Extraction des positions des sources sur les images CT	82
Projection des contours d'échographie sur les images de tomодensitométrie.....	88
Déformation des contours.....	94

Résultat de segmentation	110
Résultat après la projection des contours sur les images de tomodensitométrie	111
Résultat finaux obtenus après la déformation complète	116
Conclusion	120
Chapitre 4	122
Étude clinique sur l'utilisation de la méthode de fusion d'information pour la réalisation des contours de la prostate sur les images de CT	122
Revue de littérature sur les études de variabilité intra et inter opérateur	123
Méthodologie de l'étude	127
Étude inter opérateur	127
Étude intra opérateur	128
Résultats des études inter et intra observateurs	128
Métriques utilisées pour les comparaisons entre les observateurs	128
Étude inter opérateur	130
Étude des dimensions axiales de la prostate	135
Étude intra opérateur	139
Étude du volume de la prostate par tiers	142
Étude des dimensions axiales de la prostate	143
Comparaison entre le volume d'échographie et le volume obtenu sur les images de CT	144
Étude sur la performance temporelle	145
Conclusion	150
Bibliographie	155
Annexe 1	163
Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec l'intervalle de désignation des contours pour le patient 3	163
Annexe 2	174
Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec le contour moyen des médecins pour le patient 3	174
Annexe 3	185
Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec l'intervalle de désignation des contours pour le patient 25	185
Annexe 4	197
Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec le contour moyen des médecins pour le patient 25	197
Annexe 5	209
Résultat de déformation des contours du patient 3	209
Annexe 6	220
Résultat de déformation des contours du patient 25	220
Annexe 7	232
Comparaison entre les contours d'échographie projetés sur les images de CT et les contours déformés pour le patient 3	232
Annexe 8	243
Comparaison entre les contours d'échographie projetés sur les images de CT et les contours déformés pour le patient 25	243

Liste des tableaux

Tableau 1 : Tableau présentant les forces de chaque méthode de contours déformables. (Extrait du tableau 11 de [12]).....	23
Tableau 2 : Critères de sévérité de la sténose aortique	28
Tableau 3 : Paramètres d’ajustement de la fonction sigmoïde pour l’ouverture et la fermeture de la valve aortique.	44
Tableau 4 : Jeux de paramètres des contours actifs pour l’ouverture et la fermeture.....	48
Tableau 5 : Paramètres des <i>gradients vector flow</i>	48
Tableau 6 : Mesures de la pente de l’ouverture, de la pente de la fermeture et de l’aire sous la courbe.....	61
Tableau 7 : Différence entre la pente de l’ouverture et de la fermeture ainsi que de l’aire sous la courbe.....	62
Tableau 8 : Critère d’inclusion pour un patient pour une curiethérapie de la prostate en mono-traitement[33][34].	67
Tableau 9 : Liste des paramètres des contours actifs pour la segmentation de la prostate.	104
Tableau 10 : Différence entre le nombre de contours réalisés par les médecins et par l’algorithme sur chaque patient.....	112
Tableau 11 : Variation du volume moyen pour chaque patient pour toutes les étapes.....	131
Tableau 12 : Différence de la variation de volume pour les différentes étapes.....	133
Tableau 13 : Variation de volume pour les trois tiers de la prostate	135
Tableau 14: Différence de variation de volume pour les trois tiers de la prostate	135
Tableau 15 : Variation des dimensions du cube où l’on peut inscrire le volume engendré par les contours.	137
Tableau 16 : Différence pour chacune des dimensions du cube où l’on peut inscrire le volume engendré par les contours.	138
Tableau 17 : Comparaison entre les volumes d’ultrason et de CT pour chacune des étapes	139
Tableau 18 : Variation du volume de la prostate pour les deux observateurs	140
Tableau 19 : Statistique des variations sur le calcul du volume complet	140
Tableau 20 : Pourcentages de variations pour chaque tiers de la prostate et pour chaque observateur.....	143
L’étude des dimensions des trois axes de la prostate a aussi été effectuée pour l’étude intra- observateur. Le résumé des variations selon les différents axes est présenté au tableau 21. Une analyse en composantes principales a révélé que l’axe z présente la plus grande variabilité que ce soit avec ou sans l’utilisation de contours initiaux. On remarque que pour l’observateur 1 la variabilité diminue de façon importante dans tous les axes et particulièrement pour l’axe z où celle-ci passe de 27% à 6%. Par contre, la variabilité diminue très peu pour l’observateur 2 si ce n’est de la composante z qui passe de 8% à 5%. Globalement, pour les deux observateurs, la variabilité demeure constante pour les axes x et y tandis qu’elle diminue de 5% pour l’axe z. Ces résultats se rapprochent de ce qui ont été obtenu pour l’étude inter-observateur.....	143
Tableau 22 : Variation sur la dimension des axes x, y et z du volume de la prostate	144
Tableau 23 : Comparaison entre les volumes d’ultrasons et ceux de CT de l’étude intra- observateur.....	144

Tableau 24 : Temps moyen nécessaire pour la réalisation des contours de chaque patient pour toutes les étapes	146
Tableau 25: Différence des temps moyens de tous les patients entre les étapes 1 et 2 et les étapes 1 et 3.....	147
Tableau 26 : Statistiques temporelles pour l'étude intra-observateur.	147

Liste des figures

Figure 1 : Exemple de contour créé par regroupement perceptuel.....	12
Figure 2 : Forme de la matrice A.....	15
Figure 3 : Direction d'application des forces de déformation sur le front.....	18
Figure 4 : a) Exemple schématique de calcul du gradient à petite échelle pour une discontinuité. b) Exemple schématique de calcul du gradient à grande échelle pour une discontinuité.....	19
Figure 5 : Partie du contour de l'ouverture de la valve manquant.....	21
Figure 6 : Anatomie du coeur.....	26
Figure 7 : Photographie de la valve aortique.....	27
Figure 8 : Représentation schématique de l'aire géométrique et de l'aire effective.....	29
Figure 9 : a) Photographie d'une valve aortique. b) Image ultrasons d'une valve aortique en vue parasternale gauche axe court. Les contours bleus représentent chacun des feuillets	32
Figure 10 : Segmentation d'un feuillet. La partie en vert représente les points considérés comme immobile et la partie en rouge les points qui sont mobiles.....	34
Figure 11 : Segmentation d'un feuillet avec la valve fermée.....	35
Figure 12 : Exemple d'une partie manquante d'un feuillet résultant d'un faible contraste..	35
Figure 13 : Signal de l'électrocardiogramme.....	38
Figure 14 : Schéma des différentes métriques du cycle cardiaque.....	38
Figure 15 : Exemple d'initialisation. a) Cercle initial pour l'initialisation du contour actif. b) Contour initial après la déformation par les contours actifs. c) Cercle initial pour la valve fermée.....	39
Figure 16 : Exemple d'initialisation avec le contour de la trame précédente. a) Situation où la valve est en ouverture. b) Situation où la valve est en fermeture.....	40
Figure 17 : Exemple d'image acquise sur le modèle in vitro.....	41
Figure 18 : Schéma des contours avec les points alignés. En rouge on retrouve les points calculés sur l'un des rayons d'échantillonnage des contours.....	42
Figure 19 : Fonction de cinématique d'ouverture de la valve pour un cycle.....	43
Figure 20 : Fonction sigmoïde pour l'ouverture (bleue) et pour la fermeture (verte).....	44
Figure 21 : Exemple d'une série de contours initiaux pour l'ouverture.....	45
Figure 22 : Exemple d'une série de contours initiaux pour la fermeture.....	46
Figure 23 : Exemple d'ajustement par les contours actifs. En rouge le contour initial et en bleu le contour après la déformation.....	47
Figure 24 : Exemple de graphique de l'aire de l'ouverture de la valve aortique en fonction du temps.....	49
Figure 25 : Exemple de graphique de l'aire en fonction du temps après lissage par un filtre médian de longueur 9.....	50
Figure 26 : Exemple de résultats montrant la différence entre le contour initial (bleu) et le contour après la déformation (rouge) pour la fermeture.....	52
Figure 27: Exemple de résultats montrant la différence entre le contour initial (bleu) et le contour après la déformation (rouge) pour la ouverture.....	52
Figure 28 : Exemple de résultats montrant le contour après déformation (bleu) et le contour lissé (rouge) pour la fermeture.....	53

Figure 29 : Exemple de résultats montrant le contour après déformation (bleu) et le contour lissé (rouge) pour l'ouverture.	54
Figure 30 : Exemple de résultats présentant le contour réalisé manuellement (bleu) et le contour final produit par l'algorithme pour la fermeture.....	55
Figure 31 : Exemple de résultats présentant le contour réalisé manuellement (bleu) et le contour final produit par l'algorithme pour l'ouverture.	56
Figure 32 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 1.....	58
Figure 33 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 4.....	58
Figure 34 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 5.....	59
Figure 35 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 7.....	59
Figure 36 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 9.....	60
Figure 37 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 13.....	60
Figure 38 : Méthode de mesure de la pente de l'ouverture et de la fermeture ainsi que de l'aire sous la courbe	63
Figure 39 : Sonde d'échographie transrectale robotisée.....	75
Figure 40 : Représentation des différents plans d'image de la sonde d'échographie transrectale	76
Figure 41 : Exemple de coupe d'échographie de la prostate.....	76
Figure 42 : Schéma d'un tomodynamomètre	77
Figure 43 : Exemple de coupe de tomodynamométrie de la prostate. Le cercle rouge désigne une des sources.	78
Figure 44 : Ligne du temps décrivant les différentes acquisitions de données au cours du protocole clinique.	79
Figure 45: Représentation des données d'entrée et de sortie de l'algorithme	80
Figure 46 : Diagramme des étapes principales de l'algorithme.....	81
Figure 47 : Sources radioactives sur les images de tomodynamométrie.	82
Figure 48 : Résultat de détection des os du bassin.	83
Figure 49 : Algorithme choisissant chaque point de la région d'intérêt.....	84
Figure 50 : Détection de la zone de recherche.....	85
Figure 51 : Résultat de détection des sources.....	86
Figure 52 : Résultat de détection des sources pour l'ensemble des images d'un patient.	87
Figure 53 : Déformation de la prostate due à la sonde d'échographie. La région en vert indique la déformation due à la sonde.	89
Figure 54 : Processus de transformation des contours d'échographie pour les adapter aux images de CT.	90
Figure 55 : Interpolation des contours en Z.....	92
Figure 56 : Exemple de résultat après la projection des contours d'échographie sur les images de CT.	93
Figure 57 : Processus général de déformation des contours.....	95
Figure 58 : Processus de déplacement et de déformation du contour basé sur les sources ..	96
Figure 59 : Exemple de résultat pour la déformation basée sur les sources.....	97

Figure 60 : Exemple de problématique liée aux sources lors de la déformation	98
Figure 61 : Exemple de résultat pour l'atténuation des sources. a) Image avant l'atténuation. b) Image après l'atténuation.	99
Figure 62 : a) Exemple de bon contraste dans tiers central de la prostate. b) Exemple de mauvais contraste dans le premier tiers central de la prostate.	100
Figure 63 : Points d'encrages du contour	101
Figure 64 : Séquence de déformation des contours.	102
Figure 65 : Processus de déformation des contours de part et d'autre du centre.	103
Figure 66 : Processus de lissage de la surface.	106
Figure 67 : Échantillonnage d'un contour.	107
Figure 68 : a) Exemple de surface avant l'opération de lissage. b) La surface de la figure a après l'opération de lissage.	108
Figure 69 : Exemple de l'effet du lissage sur le contour 2D	109
Figure 70 : Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec l'intervalle de désignation des contours (bleu et rouge) pour le patient 25.	113
Figure 71: Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec le contour moyen (bleu) pour le patient 25.	114
Figure 72 : Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec l'intervalle de désignation des contours (bleu et rouge) pour le patient 3.	115
Figure 73 : Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec le contour moyen (bleu) pour le patient 3.	116
Figure 74 : Résultat pour le patient 25 suite à la déformation des contours (contour moyen des médecins:bleu, contour de l'algorithme : vert).	117
Figure 75 : Résultat pour le patient 3 suite à la déformation des contours (contour moyen :bleu, contour de l'algorithme :vert).	118
Figure 76 : Comparaison entre le contour d'échographie projet sur les images de CT (bleu), le contour après déformation(vert) et le contour moyen des médecins(rouge) pour le patient 25.	120
Figure 77 : Comparaison entre le contour d'échographie projet sur les images de CT (bleu), le contour après déformation (vert) et le contour moyen des médecins (rouge) pour le patient 3.	120
Figure 78 : Division de la prostate en tiers	129
Figure 79 : Mesure du cube 3D où l'on peut inscrire le volume engendré par les contours	129
Figure 80 : Volumes de la prostate pour tous les observateurs pour toutes les étapes de traçage des contours.	130
Figure 81 : Volume de la prostate pour tous les patients par l'observateur 1	141
Figure 82 : Volume de la prostate pour tous les patients tracés par l'observateur 2	142

Introduction

La médecine a grandement progressé dans les pays développés depuis les 20 dernières années. Ce perfectionnement des techniques médicales a ainsi permis une augmentation importante de l'espérance de vie des citoyens. Celle-ci a connu une augmentation de 3.23 années en un peu plus de 20 ans [1]. D'une autre part, les coûts des services de santé ne cessent d'augmenter au Canada. Ces coûts ont augmenté en moyenne de 0.8% de 1991 à 1995 et de 5% de 1996 à 2004 [2]. Il était donc nécessaire de trouver des solutions afin de diminuer, entre autres, le temps d'hospitalisation ainsi que le temps opératoire.

L'imagerie médicale a certainement grandement contribué à l'amélioration de la médecine des 20 à 30 dernières années. Le développement des techniques d'imagerie par ultrasons, par tomographie par émission de positrons, par résonance magnétique et la tomographie par émission de positrons sont quelques exemples des avancements technologiques dont la médecine maintenant profite. Ces techniques ont entre autres permis de poser plus rapidement de meilleurs diagnostics. Elles permettent aux médecins d'observer directement des phénomènes qui auparavant devaient être déduits. L'ultrason a permis de visualiser des images en temps réel non seulement dans le domaine de l'obstétrique, mais aussi dans des domaines tels que la cardiologie et la gastrologie. Cette méthode peu invasive en fait un choix judicieux pour la réalisation de diagnostic rapide. De son côté, l'imagerie par résonance magnétique a ouvert tout un champ d'expertise en permettant de visualiser avec une précision inégalée une part importante des tissus du corps humain. Finalement, la tomographie par émission de positron est aujourd'hui un outil essentiel dans la détection des cancers.

Ces techniques ont évidemment un coût non négligeable qui ne semble pas vouloir décroître. Tous les hôpitaux aujourd'hui voudraient bénéficier des avantages que procurent des systèmes d'imagerie par résonance magnétique et de tomographie par émission de positrons. Ces appareils sont par contre extrêmement dispendieux à l'achat, pour leur fonctionnement et leur maintenance. Il devient alors essentiel d'optimiser le temps d'utilisation qui en est fait. Les techniques de traitement d'images participent à l'objectif d'optimisation en plus de permettre l'augmentation de la qualité potentielle du travail réalisé par les médecins comme nous en ferons la démonstration dans cette thèse.

L'amélioration de la qualité et l'augmentation des possibilités de diagnostic sont les principaux objectifs des différentes méthodes de traitement d'images. On retrouve d'abord plusieurs méthodes permettant de fusionner diverses modalités d'imagerie ou encore des images prises à différentes périodes. Un exemple classique est la fusion entre des images de résonance magnétique et des images de tomographie assistée par ordinateur. Cette fusion a pour avantage de mieux définir les tissus à haute densité grâce à la contribution de la tomographie assistée par ordinateur et de très bien définir les tissus mous à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique. Il en résulte une image d'une grande précision permettant au médecin de mieux identifier les régions à traiter. Bien qu'il existe de nombreux algorithmes permettant de réaliser cette fusion automatiquement, ce domaine de recherche demeure encore important.

Un second domaine occupé par le traitement d'images médicales est la segmentation. La plupart des traitements médicaux ou des diagnostics nécessitent l'identification de régions d'intérêt sur les images. Ces opérations sont largement effectuées manuellement par un spécialiste qui trace sur l'image la région appropriée. Il s'agit d'une opération laborieuse et qui consomme le temps précieux de médecins spécialistes. Il existe aujourd'hui de nombreux outils tels que Philips Pinnacle, permettant de réaliser en partie plusieurs tâches de segmentation réalisées par les médecins. Ils permettent de créer une ébauche de la région d'intérêt à sélectionner. Par la suite, le médecin peut valider le travail réalisé par le logiciel. Une telle méthode permet de diminuer le temps requis par un spécialiste pour accomplir cette tâche.

La présente thèse se penche sur deux problématiques importantes de segmentation d'images médicales soit la segmentation de l'ouverture de la valve aortique sur une séquence d'échocardiographie et la segmentation de la prostate sur des images de tomographie assistée par ordinateur. Dans le premier cas, la segmentation n'est pas réalisée manuellement puisque cela demanderait trop de temps à l'utilisateur. Il s'agit d'un défi important considérant la faible qualité des images d'ultrasons. Dans le deuxième cas, la segmentation de la prostate est actuellement réalisée de façon complètement manuelle par un radio-oncologue, ce qui demande un temps considérable en plus de présenter une variabilité importante entre les radio-oncologues.

En plus de présenter plusieurs caractéristiques communes au plan des images, ces deux problématiques sont surtout comparables par le type d'approche qui sera adoptée pour la solution du problème de segmentation. Cette thèse propose une approche innovatrice de la segmentation d'images médicales présentant un faible contraste. Dans les deux cas, la thèse propose d'intégrer des informations qui ne proviennent pas directement des images afin de guider la segmentation. De plus, les deux méthodes font appel à des techniques utilisant des modèles déformables.

Le premier chapitre sera consacré à une brève description de différents types de modèles déformables qui seront utilisés dans cette thèse. Le second chapitre abordera la solution proposée pour la segmentation de la valve aortique sur une séquence d'échocardiographie. Une brève revue de littérature concernant la segmentation automatique des valves cardiaques sera présentée. Celle-ci sera suivie de la description de la méthode proposée ainsi que d'une section présentant différents résultats de segmentation. Le troisième chapitre est consacré à la description de la méthode proposée pour la segmentation de la prostate sur des images de tomodensitométrie. Une revue de littérature exhaustive présentant les travaux réalisés pour la segmentation de la prostate sur différents types d'imagerie sera présentée. Cette section sera suivie de la description de la méthode proposée et de la présentation de résultats de segmentation.

Le quatrième et dernier chapitre présente une étude qui a été menée avec un groupe de radio-oncologues pour valider la méthode de segmentation de la prostate décrite au chapitre précédent. Cette étude vise à montrer qu'en proposant des contours initiaux de bonne qualité au radio-oncologue, il est possible de diminuer substantiellement la variabilité intra et inter-observateurs ainsi que le temps requis pour réaliser ces contours. Dans la première section, nous présenterons différents travaux qui ont été réalisés afin de diminuer cette variabilité. Par la suite, une brève description de la méthodologie et des différentes métriques utilisées pour l'expérience de validation sera faite. La section se termine par la présentation des résultats pour l'étude intra et inter-observateurs. La thèse se termine par une conclusion et un retour sur les contributions.

Chapitre 1

Méthode de segmentation par modèle déformable 2D

Les modèles déformables 2D sont au cœur du sujet de la présente thèse puisqu'ils permettent notamment la segmentation d'images ayant un contraste réduit. Ils prennent la forme d'une courbe fermée ou ouverte qui évolue sous l'influence de diverses contraintes. Ce type de courbe permet de segmenter une grande variété de formes sur une image. Nous traiterons dans un premier temps des contours actifs (*snakes*) qui ont été développés à la fin des années 80. Dans un deuxième temps, il sera question de la technique des courbes de niveau (*level set*) également proposée à la fin des années 80 et raffinée au cours des années suivantes. Ces deux méthodes ont d'importantes applications dans le domaine de la segmentation d'images médicales. Bien que ces modèles puissent être étendus à des applications 3D, nous décrirons uniquement les formalismes en 2D puisque les applications de cette thèse requièrent des outils de segmentation dans le plan. Dans une troisième partie, nous aborderons plus en détail les forces externes utilisées dans ces deux modèles. Ces forces sont essentielles à leur fonctionnement puisqu'elles sont directement basées sur les propriétés de l'image.

Contours actifs

Les contours actifs prennent la forme d'une courbe fermée ou ouverte. Ils sont principalement destinés à la segmentation d'image. Cette méthode a été proposée par Micheal Kass, Andrew Witkin et Demetri Terzopoulos [3] en 1987.

La courbe représentant le contour est défini sous la forme paramétrique de l'Équation 1.

$$C = (x(s, t), y(s, t)) \quad \text{Équation 1}$$

Au cours de l'évolution de la courbe, selon le paramètre t , l'énergie des courbes à chaque itération est mesurée par une fonction d'énergie de l'Équation 2 qui intègre les paramètres extrinsèques et intrinsèques. Par cette équation, on recherche la position dans l'image qui

minimise l'énergie reflétant le meilleur rapport entre les contraintes imposées sur la courbe et les caractéristiques de l'image.

$$E(C) = E_{interne}(C) + E_{image}(C) + E_{externe}(C) \quad \text{Équation 2}$$

Les forces internes

Le premier terme de l'équation est l'énergie interne. Cette énergie permet de régulariser le contour et d'en assurer la continuité en posant des contraintes sur la continuité et l'élasticité. Ceci est mis en œuvre par l'introduction d'un stabilisateur de Tikhonov[4] permettant de réduire le bruit sur le contour. Ce stabilisateur prend la forme de l'Équation 3

$$E_{interne}(C) = \sum_{r=0}^p \int_a^b \alpha_r(s) \left| \frac{\partial^r v(s)}{\partial s^r} \right|^2 ds \quad \text{Équation 3}$$

où p est l'ordre du stabilisateur, $\alpha_r(s)$ est un coefficient de pondération et a et b sont les limites du contour. Le choix de l'ordre du stabilisateur est lié à la régularité requise sur la courbe. Kass et coll. [3] utilisent un stabilisateur d'ordre 2 (p=2) ce qui permet de définir le terme d'énergie interne par l'Équation 4.

$$E_{interne} = \int_a^b \alpha(s) \left| \frac{\partial v(s)}{\partial s} \right|^2 ds + \int_a^b \beta(s) \left| \frac{\partial^2 v(s)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad \text{Équation 4}$$

Les termes $\alpha(s)$ et $\beta(s)$ sont, les plus souvent, des constantes permettant de moduler l'importance de chacun des termes. En augmentant les valeurs de α et β on obtiendra une courbe lisse et sans discontinuités. Ces termes dépendent de s puisqu'ils peuvent se modifier avec l'évolution de la courbe dans certaines situations. La force $E_{interne}$ est essentielle pour maintenir la stabilité du système. Dans le cas où les valeurs de α et

β seraient trop petites par rapport aux autres termes de la fonction d'énergie de l'Équation 4, le système pourrait devenir instable et la courbe se déplacer de façon erratique.

Les forces de l'image

Le second terme de l'Équation 2 est celui se rapportant aux forces de l'image. Il est responsable de l'adaptation du contour à partir des informations présentes sur l'image. L'Équation 5 présente ce terme tel que défini dans [3].

$$E_{image} = w_{line} E_{line} + w_{edge} E_{edge} + w_{term} E_{term} \quad \text{Équation 5}$$

Les termes w_{line} , w_{edge} , et w_{term} sont les facteurs de pondération affectant chacune des composantes de l'expression. Le premier terme représente directement l'intensité de l'image. Le second est associé aux arêtes de l'image calculées avec un opérateur de gradient. Le plus souvent, celui-ci est donné par l'Équation 6.

$$E_{edge} = - \int_a^b |G * \nabla I(x, y)|^2 ds \quad \text{Équation 6}$$

Le dernier terme se rapporte aux terminaisons de lignes présentes dans l'image et est défini dans [3] par l'Équation 7 où $C(x,y)$ représente le contour et n un vecteur perpendiculaire à la direction du gradient. Selon Kass et coll. la combinaison des termes E_{edge} et E_{term} permet d'adapter un contour sur des images proposant une fermeture représentant du regroupement perceptuel tel que celle de la Figure 1.

$$E_{term} = \frac{\partial \theta}{\partial n_{\perp}}$$

$$E_{term} = \frac{\partial^2 C / \partial n_{\perp}^2}{\partial C / \partial n}$$

Équation 7

$$E_{term} = \frac{C_{yy} C_x^2 - 2C_{xy} C_x C_y + C_{xx} C_y^2}{(C_x^2 + C_y^2)^{3/2}}$$

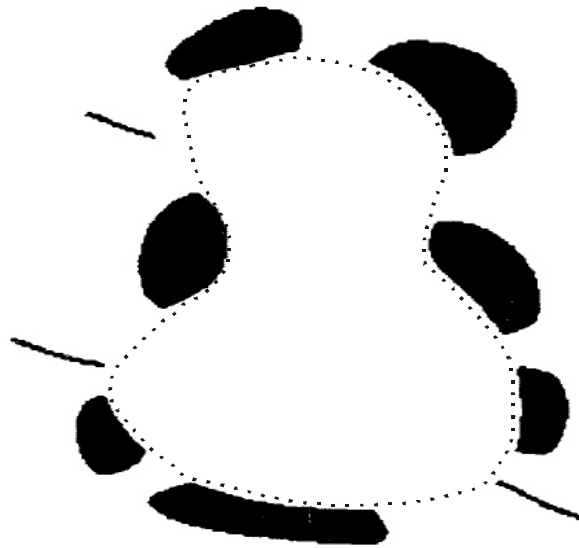


Figure 1 : Exemple de contour créé par regroupement perceptuel.

Concrètement, les forces de l'image sont plus généralement représentées uniquement par le gradient de l'image. Dans la dernière partie de ce chapitre, nous reviendrons spécifiquement sur la description de cette force et de ses variantes considérant l'importance qu'elle revêt pour la segmentation d'images ayant un faible contraste.

Exemples de forces supplémentaires

Le troisième terme de l'Équation 2 regroupe l'ensemble des forces supplémentaires qui peuvent être appliquées sur le contour. La méthode permet l'ajout de forces pour assujettir

le contour à différentes lois physiques déterminées par l'utilisateur. Les plus courantes sont des contraintes d'élasticité ou des forces de répulsion entre certains points du contour. Par exemple, Mikic et coll. [5] ajoutent une force de répulsion entre des points opposés du contour permettant ainsi d'éviter l'écrasement du contour sur lui-même.

Nous avons ajouté un terme à la fonction d'énergie lors de la segmentation de l'ouverture de la valve aortique et celle de la prostate qui seront présentées aux chapitres 2 et 3. Cette force permet de contrôler la vitesse d'expansion ou de contraction du contour. Il s'agit de calculer une série de vecteurs entre le centre du contour et chacun des points de celui-ci. La longueur de chacun des vecteurs pour un contour est donnée par l'Équation 8.

$$F_c = \frac{1}{\|d_{center}\|} \quad \text{Équation 8}$$

L'ajout d'un terme vient nécessairement augmenter le nombre de paramètres à ajuster pour maintenir la stabilité du système. Pas contre, ce terme permet de bien définir la direction de progression du contour ce qui en fait un atout majeur comme on le verra plus loin.

Minimisation de la fonction d'énergie

La solution à ce problème consiste à minimiser l'Équation 2. Celle-ci est minimisée tel un problème d'optimisation en supposant qu'il s'agit d'un modèle stationnaire. On utilise le théorème décrit à l'Équation 9. Celui-ci provient de résultats de base du domaine du calcul des variations [4].

$$\begin{array}{ll}
 s \in [a, b] & \text{x une fonction } F(s) \\
 F(s, x', x'', \dots, x^{(n)}) & \text{Une fonction de classe } C^2 \\
 K(x) = \int_a^b F(s, x', x'', \dots, x^{(n)}) ds & \text{Équation 9}
 \end{array}$$

Il sera appliqué sur la fonctionnelle de l'Équation 11 nous permettant d'obtenir l'Équation 11.

$$E(C) = \int_a^b \left(\alpha(s) \left| \frac{\partial v(s)}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 v(s)}{\partial s^2} \right|^2 - |\nabla I(v(s))|^2 \right) ds \quad \text{Équation 10}$$

$$K(x) = \int_a^b F(s, x', x'', \dots, x^n) ds \quad \text{Équation 11}$$

Déterminer la valeur de x minimisant l'Équation 11 peut être réalisé par le biais de la résolution de l'équation d'Euler de la forme de l'Équation 12.

$$\sum_{m=0}^n (-1)^m \frac{\partial^m F_x(m)}{\partial s^m}(s, x, x', x'', \dots, x^{(n)}) = 0 \quad \text{Équation 12}$$

La fonction d'énergie $E(c)$ qui sera minimisée prend finalement la forme de l'Équation 13.

$$E(c) = \int_a^b (\alpha(s)(x'^2 + y'^2) + \beta(s)(x''^2 + y''^2) - |\nabla I(v(s))|^2) ds \quad \text{Équation 13}$$

où $x' = d(x(s))/ds$ et $x'' = d^2(x(s))/d^2$. En appliquant à nouveau le théorème de l'Équation 9, on obtient que la minimisation de la fonction d'énergie passe par la solution de l'Équation 16

$$-(\alpha v')' + (\beta v'')'' = -P(v) \quad \text{Équation 14}$$

Cette minimisation demande la résolution d'équations aux dérivées partielles. Le contour étant formé d'une série de points il faudra passer par une étape de discrétisation. Les dérivées première et deuxième au point p_i seront respectivement approchées par les Équation 15 et Équation 16 où h est la distance entre les points

$$\frac{x_i - x_{i-1}}{h}, \frac{y_i - y_{i-1}}{h} \quad \text{Équation 15}$$

$$\frac{x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1}}{h}, \frac{y_{i+1} - 2y_i + y_{i-1}}{h} \quad \text{Équation 16}$$

En introduisant les formes discrètes de la dérivé première et deuxième dans l'Équation 14, on obtient l'Équation 17

$$\beta x_{i-2} + (-4\beta - h^2\alpha)x_{i-1} + (6\beta + 2h^2\alpha)x_i + (-4\beta - h^2\alpha)x_{i+1} + \beta x_{i+2} = h^4 f_i \quad \text{Équation 17}$$

Le résultat est alors un système linéaire de la forme $AX=b$ où $X = (x_i)_{i=0,\dots,N-1}$ et $b = (h^4 f_i)_{i=0,\dots,N-1}$. Pour sa part la matrice A , prend la forme d'une matrice circulante puisque nous traitons le cas d'un contour fermé se qui introduit une périodicité au problème. La matrice A prendra la forme de la Figure 2.

$$A = \begin{bmatrix} 2\alpha + 6\beta & -\alpha - 4\beta & \beta & 0 & \dots & \beta & -\alpha - 4\beta \\ -\alpha - 4\beta & 2\alpha + 6\beta & -\alpha - 4\beta & \beta & \dots & 0 & \beta \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \end{bmatrix}$$

Figure 2 : Forme de la matrice A

Implémentation des contours actifs

La méthode décrite à la section précédente a été implémenté en utilisant Matlab. Afin d'accélérer la convergence de l'algorithme nous avons ajouté une contrainte sur la variation minimal du contour entre chaque itération. La contrainte s'exprime sous la forme de Équation 18 où $C_{\text{précédent}}$ est le contour à l'itération précédente et C_{courant} est le contour à l'itération courante.

$$V_{\min} = \sum_{i=1}^n \sqrt{(C_{\text{précédent}}x_i - C_{\text{courant}}x_i)^2 + (C_{\text{précédent}}y_i - C_{\text{courant}}y_i)^2} \quad \text{Équation 18}$$

Cette équation nous permet de mesurer la variation de position du contour. À partir d'un seuil fixé par l'utilisateur, nous assumons que le contour a atteint sa position finale.

Cet algorithme ayant été implémenté en Matlab, il est plutôt difficile de tirer des conclusions quant à la performance. Nous pouvons par contre dire que la vitesse d'exécution est directement reliée au nombre de points que compte le contour. Ceci est lié au fait que la matrice A doit être inversée au cours de l'opération et que la taille de cette matrice est directement liée au nombre de points du contour. Il serait possible d'éviter cette inversion à chaque itération en fixant les paramètres α et β .

Nous avons largement utilisé les contours actifs dans la réalisation des différents algorithmes de cette thèse. Nous avons par contre exploré d'autres types de modèles déformables dont les level set qui seront présenté à la section suivante.

Méthode des courbes de niveau (level sets)

La méthode des courbes de niveau, plus connue sous son nom anglophone de *level set*, a été présentée par Sethian et Osher [6] en 1988. Cette méthode a ensuite été raffinée au cours des années 90 et a fait l'objet de plusieurs ouvrages [7-9]. Il s'agit d'une méthode basée sur l'évolution temporelle d'un front. Cette méthode trouve évidemment de nombreuses applications dans le domaine de l'imagerie, mais aussi en robotique et pour la détermination de trajectoire minimale pour le déplacement d'un véhicule autonome.

Considérant que le sujet principal de cette thèse est l'imagerie médicale, nous nous concentrerons principalement sur ces applications.

En 2D, le front est représenté par une équation paramétrique $z = \phi(x, y, t)$. Cette fonction permet d'attribuer à chaque point x, y d'un plan une valeur en z . Ceci explique le nom de courbe de niveau. Cette approche revient à prendre un problème en 2D et à lui ajouter une troisième dimension. L'ajout de cette troisième dimension permet de garder une trace de l'évolution du front. Cette caractéristique donne à la méthode des courbes de niveau une possibilité incomparable face au changement de topologie. Un exemple classique de cette situation est la segmentation d'un vaisseau sanguin en deux branches distinctes. La courbe unique qui représentait le vaisseau sanguin pourra se diviser en deux courbes distinctes pour segmenter chaque partie. Une autre caractéristique importante de cette méthode est sa capacité à segmenter des formes en U. Contrairement, aux contours actifs, elle permet de bien suivre le contour de formes qui présentent ce type de géométrie.

L'évolution de ce front est donnée par une fonction de vitesse tel que présenté à l'Équation 19. Celle-ci peut prendre diverses formes selon l'application pour laquelle les courbes de niveau sont utilisées. Il peut s'agir d'une équation de dissipation de chaleur ou encore d'une équation en mécanique des fluides. Dans le cas qui nous occupe, cette fonction de vitesse est donnée par le gradient de l'image ou encore par un champ de vecteurs tel que les *gradient vector flows* qui seront décrits plus loin.

$$\phi_t + F|\phi_t| = 0 \quad \text{Équation 19}$$

La fonction de vitesse est représentée par l'Équation 20 qui se compose de deux termes soit : F_G les force de continuité du contour et F_A la contribution du gradient qui est donnée par l'Équation 21 où M_1 et M_2 sont respectivement le minimum et le maximum du gradient et $\nabla G * I(x, y)$ est une convolution de l'image avec un filtre gaussien.

$$\phi_t + F_A|\nabla\phi| + F_G|\nabla\phi| = 0 \quad \text{Équation 20}$$

Équation 21

$$F_I(x, y) = \frac{-F_A}{(M_1 - M_2)} \{|\nabla G_\sigma * I(x, y)| - M_2\}$$

La direction de cette force est toujours appliquée perpendiculairement au front. Comme le montre la Figure 3.

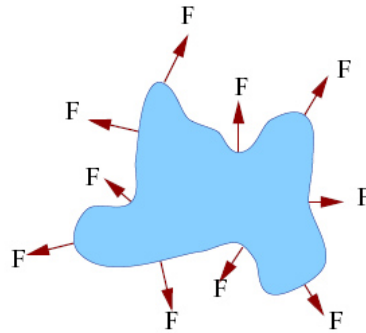


Figure 3 : Direction d'application des forces de déformation sur le front

Les *level sets* permettent de segmenter une panoplie de formes très complexes comportant de grandes variations de courbures. Leur capacité à changer de topologie les rend très intéressants pour certaines applications de segmentation. Un peu plus loin dans ce chapitre nous compareront les avantages et les inconvénients des contours actifs et des *level sets*.

Forces externes

Dans la grande majorité des implantations des contours actifs, les auteurs utilisent directement le gradient de l'image comme force externe. Il s'agit certainement de la méthode la plus simple. Celle-ci donne de bons résultats pour des situations où le contraste est relativement bien défini dans l'image. Dans cette section, nous décrirons deux autres méthodes dérivées du gradient de l'image. La première consiste en une combinaison multi-échelles tandis que la seconde consiste en un flot vectoriel construit à partir du gradient de l'image.

Gradient multi-échelles

Le gradient multi-échelles est constitué d'une superposition linéaire de différents gradients de l'image. Le paramètre sigma définit l'espacement entre les points du gradient pour chacune des échelles ce qui modifie la résolution. Comme le montre la Figure 4a, un gradient calculé à petite échelle aura tendance à maximiser l'amplitude des vecteurs du gradient le long de la discontinuité. Par contre, ces vecteurs auront tendance à s'atténuer rapidement. Dans le cas d'un calcul de gradient à plus grande échelle (Figure 4b), l'amplitude du gradient est beaucoup moins grande, mais son effet existe à une plus grande distance de la discontinuité.

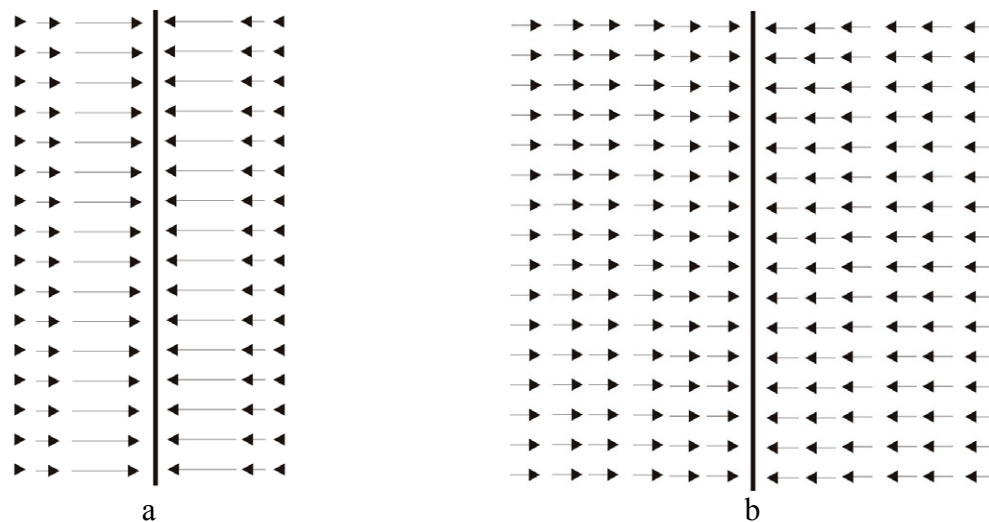


Figure 4 : a) Exemple schématique de calcul du gradient à petite échelle pour une discontinuité. b) Exemple schématique de calcul du gradient à grande échelle pour une discontinuité.

La superposition de ces différents gradients permet de combiner chacune des résolutions. Cette méthode permet à la fois d'augmenter l'amplitude du gradient aux abords de la discontinuité et aussi d'augmenter la distance pour laquelle cette discontinuité a un effet d'attraction sur le contour. Cette méthode a été utilisée pour la segmentation de la prostate qui sera présentée au chapitre 3.

«Gradient vector flow » (GVF)

La méthode du *gradient vector flow* (GVF) a été développée par Xu et coll. [10,11]. Cette méthode utilise aussi le gradient de l'image comme donnée de base. Le calcul des GVF se

base sur les équations de diffusion. Les auteurs justifient l'utilisation de cette force externe par le fait qu'elle étend la portée d'attraction sur la courbe ce qui permet une initialisation du contour actif plus grossière. L'utilisation de cette méthode permet aussi l'attraction de la courbe à l'intérieur d'une concavité en U. Ces deux caractéristiques étaient déficientes dans la définition originale des contours actifs.

Le calcul des GVF débute par l'évaluation du gradient de l'image. Par la suite, l'intensité de l'image de gradient est normalisée entre 0 et 1. À partir de cette information de base, le *gradient vector flow* est calculé en minimisant l'Équation 22 où u et v sont respectivement les composantes en x et y du champ de vecteurs $v(v(x, y) = [u(x, y), v(x, y)])$ et ∇f est le gradient de l'image des arêtes.

$$\varepsilon = \iint \sigma(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy \quad \text{Équation 22}$$

Ceci permettra d'obtenir un champ de vecteurs qui pourra être facilement utilisé comme force externe pour l'attraction du contour actif.

Dans ce chapitre plusieurs méthodes basées sur les contours actifs ont été présentées. Ces méthodes ont été décrites dans le contexte de la segmentation d'images comportant un faible contraste. Aux chapitres 2 et 3, nous présenterons deux applications de modèles déformables pour la segmentation d'image médicale. Pour ces applications nous avons dû faire le choix de la meilleure méthode pour résoudre ces problèmes spécifiques. Cette décision a principalement été dictée par des expérimentations qui ont été faites avec les différentes méthodes.

Nous avons fait des essais avec la méthode des *level set* sur les séquences d'échocardiographie. Cette méthode est reconnue efficace pour la segmentation d'image avec un faible contraste. Les images d'échographies présentent un faible contraste, mais souvent aussi des parties du contour manquant comme les montre la partie encerclée en rouge sur la Figure 5. On constate aussi que la forme du contour sur cette image est loin d'être circulaire. On se retrouve avec un problème où seule une solution de compromis est

possible. À la fois le contour ne doit pas déborder de l'ouverture de la valve, mais il doit aussi s'adapter au contour de l'ouverture. Les *level set* sont reconnus pour avoir une excellente fluidité, permettant ainsi de segmenter des formes très complexes comportant des concavités importantes. Par contre, ceci pose un problème lorsque l'on retrouve un contour discontinu dans l'image comme celui de la Figure 5. Nous avons donc été confrontés à un contour fuyant qui, le plus souvent, se mettait à croître à l'extérieur de l'ouverture de la valve. Voyant les problématiques de continuité importante rencontrées pour la déformation des *level set* pour l'ouverture de la valve nous n'avons pas effectué d'essai pour la segmentation de la prostate puisqu'il s'agit d'une forme très régulière.

Un autre problème rencontré avec les *level set* est le manque de critère d'arrêt sur la progression des contours. Le plus souvent ce critère est basé sur un certain nombre d'itérations se qui oblige à connaître à l'avance le nombre nécessaire. Dans le cas de notre application le nombre d'itérations peut largement varier selon que l'on se trouve dans une période d'ouverture ou de fermeture puisque l'ouverture de la valve évolue plus ou moins rapidement.

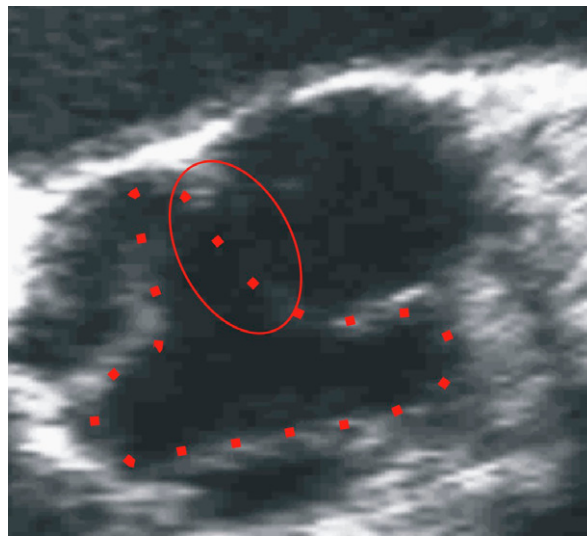


Figure 5 : Partie du contour de l'ouverture de la valve manquant

Nous avons porté notre choix sur les contours actifs. Cette méthode nous permettait de facilement déformer les contours tout en imposant des contraintes sur la continuité et la courbure de celui-ci. De plus, nous avons appliqué des contraintes qui variaient en fonction

de la tranche à segmenter. Ceci nous permettait de tenir compte de la variation de la forme de l'organe. Cette caractéristique permettait de résoudre le problème de la Figure 5 comportant un contour discontinu dans l'image avec une contrainte de continuité forte, le contour se bloque de part et d'autre de la discontinuité et évite d'y entrer. Il a été nécessaire d'utiliser les GVF plutôt que d'uniquement le gradient pour être en mesure de bien segmenter des formes d'ouverture comme celle de la Figure 5. L'utilisation des contours actifs a aussi permis d'introduire un critère d'arrêt. Celui-ci est basé sur la distance minimale entre les contours de deux itérations successives telles que décrit par l'Équation 23.

$$\text{Distance} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \text{Distance} \left((CP_{xy_i})_b, (CP_{xy_j})_{i+1} \right) \quad \text{Équation 23}$$

Pour notre application de segmentation de la prostate, le choix des contours actifs était tout indiqué puisqu'il s'agit d'une forme régulière et presque circulaire. Nous avons imposé de fortes contraintes de continuité. Par contre pour cette application nous avons utilisé le gradient classique multi-échelle comme force externe. Une fois de plus la forme à segmenter étant très régulière il n'était pas nécessaire de passer par le calcul des GVF.

En résumé notre choix des contours actifs repose beaucoup sur la capacité que nous avons à contraindre la continuité de ceux-ci puisque dans nos deux applications il s'agissait de formes très continues. Cette conclusion est tout à fait en accord avec l'article de He et coll. [12] qui ont mené une étude comparative sur les contours actifs et les *level set* dans différentes situations de segmentation d'images médicales. Cette étude apporte un éclairage sur les meilleures méthodes à utiliser pour diverse situation de segmentation. La conclusion de l'étude est présentée dans un tableau donnant les forces et faiblesses de chaque méthode. Nous avons reproduit au Tableau 1 un extrait du tableau 11 de [12] portant spécifique sur les *level set*, les contours actifs et les contours actifs avec GVF.

Méthode	Changement de topologie	Arêtes diffuses	Forme complexe	Forme circulaire	Forme allongée	Présence de bruit à	Contour initial à
---------	-------------------------	-----------------	----------------	------------------	----------------	---------------------	-------------------

			avec de grands changements de courbure			l'intérieur du contour	l'intérieur ou sur la bordure
Contour actif avec gradient		X		X	X	X	
Contour actif avec GVF		X		X		X	X
<i>Level set</i>	X		X		X		

Tableau 1 : Tableau présentant les forces de chaque méthode de contours déformables.
(Extrait du tableau 11 de [12])

À la lumière de l'étude de He et coll. [12], il nous apparaît que nos choix de méthodes conviennent tout à fait la tâche de segmentation qui est à accomplir. Aux chapitres 2 et 3 nous donnerons plus de détails sur l'utilisation de ces méthodes et surtout sur la contribution majeure de cette thèse : l'inclusion d'information clinique ne provenant pas des images pour l'aide à la segmentation.

Chapitre 2

Segmentation de l'ouverture de la valve aortique sur une séquence d'échocardiographie

Anatomie

Le cœur

Le cœur est l'un des organes principaux du corps humain. Il est au centre de l'appareil circulatoire qui permet d'approvisionner tous les autres organes en oxygène par le biais du sang. Comme le montre la Figure 6, il se compose principalement de 4 cavités, soit l'oreillette droite, le ventricule droit, l'oreillette gauche et le ventricule gauche. La régulation du parcours du sang est faite par les quatre valves qui se retrouvent aux entrées et sorties de ces cavités. Le cœur agit comme une pompe permettant de pousser le sang dans les poumons pour l'oxygénation et par la suite pousser le sang dans la circulation corporelle. Le circuit débute par l'entrée du sang dans l'oreillette droite via les veines caves inférieures et supérieures. Après l'ouverture de la valve tricuspide le sang peut passer de l'oreillette vers le ventricule droit. Lorsque le cœur se contracte, le sang du ventricule droit est chassé à travers la valve pulmonaire en direction des poumons. C'est à cet endroit que le sang se chargera de l'oxygène. Le sang revient ensuite vers le cœur dans l'oreillette gauche. Suite à l'ouverture de la valve mitrale, le sang passe au ventricule gauche. Lors de la contraction, le sang quitte le ventricule gauche vers l'aorte en passant par la valve aortique. De ce point le sang irriguera l'ensemble du corps. Le ventricule gauche, la valve mitrale et la valve aortique revêtent une grande importance considérant qu'ils sont directement impliqués dans la circulation corporelle. La pression à supporter est beaucoup plus grande que pour la circulation pulmonaire. C'est pour cette raison que toutes les maladies touchant ces tissus affectent de façon importante la santé de la personne. Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons uniquement à la segmentation aux fins de diagnostic des maladies de la valve aortique.

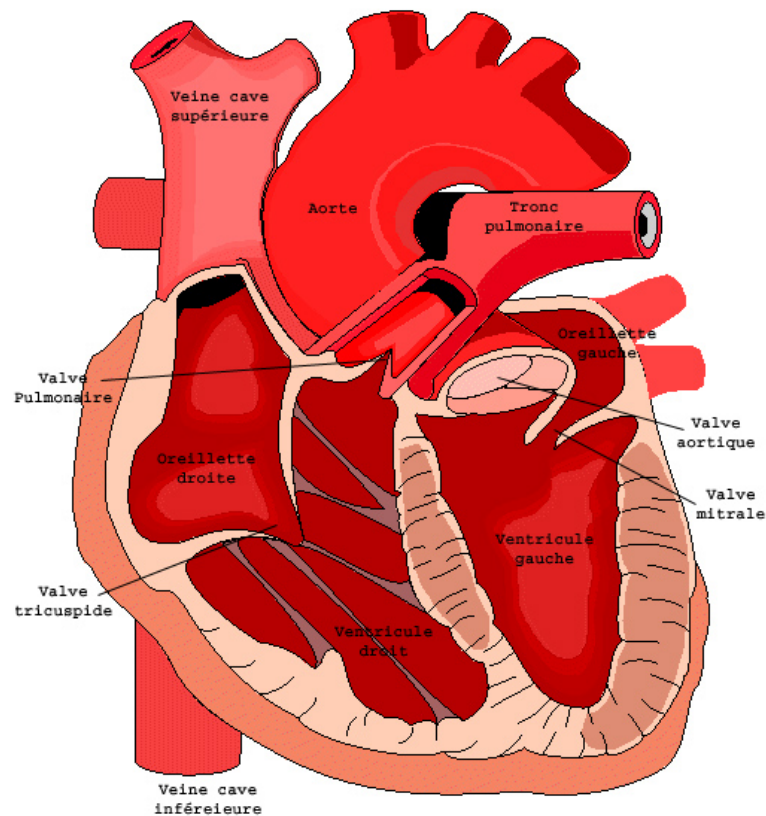


Figure 6 : Anatomie du coeur

La valve aortique

La valve aortique se retrouve entre le ventricule gauche et l'aorte. Cette valve bloque le passage entre le ventricule gauche et la circulation corporelle. Elle doit supporter une pression très importante puisque le ventricule droit doit pousser le sang de la tête aux pieds. La valve se compose de 3 feuillets. Il s'agit de pellicules de tissus mous fixés aux parois de l'entrée de l'aorte. La Figure 7 présente une photographie de la valve, où l'on voit bien les trois feuillets et un début d'ouverture au centre permettant de laisser passer le sang. Lorsque le ventricule se contracte, les feuillets se rabattent sur les parois de l'aorte laissant tout le passage au sang. Une fois la que la pression s'inverse, les feuillets reprennent leur place pour fermer l'ouverture de l'aorte. Dans le cas d'un patient normal, les feuillets sont parfaitement flexibles permettant à la fois de laisser un large passage au sang tout en

formant une barrière étanche contre son retour dans le ventricule gauche. Nous verrons à la prochaine section différentes maladies ainsi que certains outils diagnostiques.

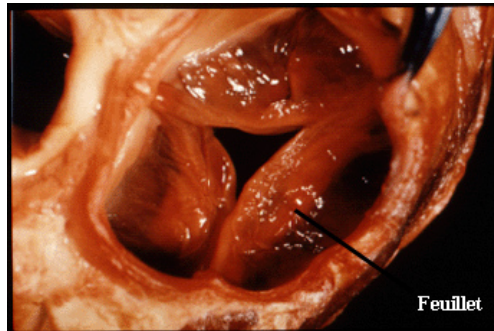


Figure 7 : Photographie de la valve aortique

Diagnostic des maladies de la valve aortique

La valve aortique peut être affectée par plusieurs maladies, mais l'une des plus importantes est la sténose. Une sténose est plus largement définie comme le rétrécissement d'un conduit. Une sténose aortique est une réduction de la taille de l'ouverture de la valve aortique. Cette réduction est le plus souvent due à une diminution de la flexibilité des feuillets ou à une trop faible pression du ventricule gauche qui n'arrive pas à ouvrir les feuillets. Nous nous intéresserons principalement aux cas du manque de flexibilité des feuillets. Ceci est le plus souvent provoqué par des dépôts de calcium sur les feuillets. La sténose a un effet important sur le patient puisqu'elle réduit la quantité de sang qui peut être éjecté par le ventricule gauche vers la circulation corporelle. Il en résulte une moins bonne oxygénation de l'ensemble des tissus du corps.

La solution à la sténose aortique réside le plus souvent par un remplacement valvulaire. Il existe plusieurs procédures permettant de remplacer la valve malade par un bioprothèse, une prothèse mécanique ou encore une autre valve prélevée à même le cœur du patient. Dans tous ces cas, il s'agit d'une intervention lourde et risquée. Il est donc nécessaire d'avoir l'heure juste sur l'état de la valve avant d'en arriver à une telle avenue. Pour ce faire, plusieurs indices ont été développés pour assurer une bonne évaluation de la sévérité de la sténose.

L'évaluation de la sévérité de la sténose est primordiale dans la prise de décision concernant un remplacement de la valve aortique. Au fil du temps, plusieurs indices ont été développés. Plusieurs de ceux-ci sont présentés au Tableau 2.

		Critère de sévérité de la sténose		
Indice de sévérité	Technique de mesure	Léger	Modérée	Sévère
Vélocité maximale (m/s)	Écho-Doppler	2,5 – 3,0	3,0 – 3,9	≥ 4
Gradient moyen (mm Hg)	Écho-Doppler et cathétérisme	≤ 30	30 -50	> 50
Aire valvulaire anatomique (AVA)	Écho-Doppler et résonance magnétique	$>1,5$	$\leq 1,5$ et $>1,0$	> 50
Aire valvulaire effective (AVE) (cm²)	Écho-Doppler et cathétérisme	$>1,5$	$\leq 0,9$ et $> 0,6$	$\leq 1,0$
Aire valvulaire effective indexée (AVEi) cm ² /m ²)	Écho-Doppler et cathétérisme	$>0,9$		$< 0,6$
Indice de perte d'énergie (cm ² /m ²)	Écho-Doppler	-	-	$< 0,50$
Résistance valvulaire (dynes,cm ⁻⁵)	Écho-Doppler et cathétérisme	-	-	> 300
Pourcentage de perte de travail du ventricule gauche (%)	Écho-Doppler et cathétérisme	-	-	> 25
Ratio des gradients	Écho-Doppler et cathétérisme	$< 1,75$	$< 1,66$	$< 1,56$

Tableau 2 : Critères de sévérité de la sténose aortique

Nous nous intéresserons uniquement aux critères se rapportant à l'aire de la valve puisque l'outil développé dans le cadre de cette thèse concerne directement la mesure de l'aire de la valve.

Il existe deux mesures d'aires de base prise sur les valves cardiaques. La première est la mesure de l'aire anatomique. Il s'agit directement de l'aire de l'ouverture offerte par la valve pour le passage du sang entre les feuillets ouvert. La seconde mesure est l'aire valvulaire effective. Il s'agit de l'aire minimale du jet en aval de la valve. La Figure 8 présente la différence entre ces deux mesures d'aire.

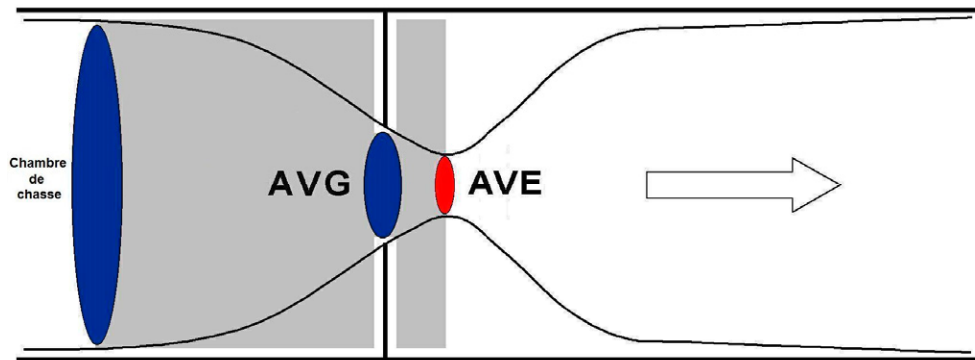


Figure 8 : Représentation schématique de l'aire géométrique et de l'aire effective.

Ces deux évaluations de l'aire, reposent sur des mesures prise par l'échocardiographie. Dans le cas de l'aire anatomique il s'agit uniquement pour l'utilisateur de sélectionner la région de l'image correspondant à l'ouverture et de calculer l'aire de cette région. Pour ce qui est de l'aire valvulaire effective, celle-ci est calculée à partir de l'équation de continuité (Équation 24).

$$Aire\ Valvulaire\ effective_{valve\ aortique} = \frac{Aire_{voie\ de\ chasse} \times ITV_{voie\ de\ chasse}}{ITV_{valve\ aortique}} \quad \text{Équation 24}$$

L'aire de la chambre de chasse est mesurée directement par échocardiographie 2D. L'intégral temps vélocité (IVT) est évalué à partir de l'échographie-Doppler qui permet de mesurer la vitesse du sang qui passe dans la valve.

L'outil développé dans cette thèse concerne plus particulièrement la mesure de l'aire anatomique. À l'heure actuelle, cette aire est évaluée de façon statique. Le technicien doit fixer la séquence d'échographie sur une image où la valve est complètement ouverte et

ensuite tracer manuellement le contour de la valve afin d'en mesurer l'aire. L'outil proposé dans cette thèse ajoute l'information temporelle. Il s'agit en fait d'obtenir l'aire de la valve sur l'ensemble d'un cycle cardiaque. Il s'agit d'une mesure qui serait beaucoup trop fastidieuse à réaliser manuellement. Cette mesure vient ajouter l'information sur la vitesse d'ouverture et de fermeture de la valve. Il s'agit d'une information permettant d'évaluer la flexibilité des feuillets et ainsi d'apprécier leur niveau de calcification de ceux-ci.

Revue de littérature sur la segmentation de la valve aortique

La segmentation de la valve aortique ne fait pas l'objet d'une littérature très importante. Par contre, nous avons recensé quelques articles concernant la segmentation de la valve mitrale. Mikic et coll. [5] proposent une segmentation de la valve mitrale en vue parasternale gauche axe long. La segmentation est réalisée à partir des contours actifs afin d'analyser le mouvement du feuillet. Ils utilisent la méthode de Kass et coll. [3] à laquelle une force supplémentaire est ajoutée pour tenir compte de la forme particulière du feuillet dans cet axe. Le feuillet se présente comme une forme mince et allongée. Une force est définie entre les points opposés du contour afin d'éviter que celui-ci ne s'effondre sur lui-même. Une fois la segmentation réalisée, ils utilisent le flux optique pour analyser le mouvement de la valve. Martin et coll.[13] réalisent une segmentation similaire, mais en utilisant l'information sur la position du muscle cardiaque. Cette position est déterminée à partir d'une segmentation du muscle par un contour. La segmentation du feuillet est aussi réalisée en utilisant un second contour. Dans les deux cas, le processus s'effectue en deux temps. Une segmentation brute est d'abord réalisée à partir de transformations rigides puis, les contours sont raffinés à l'aide de contours actifs. Les auteurs se basent sur le fait que le feuillet est attaché au muscle. Ce point d'intersection est identifié et permet de définir un point de rotation pour la transformation rigide de la première étape d'ajustement. Sheng et coll. [14] proposent une approche de segmentation plus générale qu'ils appliquent entre autres à la segmentation de la valve mitrale. La méthode est basée sur la minimisation d'une fonction d'énergie composée de trois termes. Le premier terme est composé des première et deuxième dérivées. Il est responsable de la courbure et de la continuité du contour. Le deuxième terme est celui des forces externes de l'image. La majorité des

méthodes se basent sur l'utilisation du gradient de l'image pour construire ce terme. Les auteurs estiment que l'utilisation du gradient de l'image est plutôt difficile dans des images d'ultrasons. Ils utilisent plutôt les textures présentes dans l'image pour guider cette force. La troisième force mesure la différence entre le contour qui est en déformation avec un patron de la forme à segmenter. Cette méthode permet de guider la forme générale du contour. Concernant plus particulièrement la valve aortique, Schlegel et coll. [15] ont élaboré une méthode d'acquisition 4D pour la valve aortique en vue parasternale gauche axe court. Il s'agit en fait d'acquérir à chaque instant un cube 3D qui permettra de reconstruire ensuite l'aspect de la valve de façon plus fidèle. Il ne s'agit pas d'une méthode de segmentation, mais ce mode d'acquisition pourrait permettre d'améliorer la qualité des images à segmenter.

Contexte de segmentation de la valve aortique

Selon la fondation des maladies du cœur, les maladies cardiaques sont responsables d'un nombre plus important de décès que toute autre maladie. En 1998 ce type de maladie comptait pour 35% des décès chez les hommes et 38% chez les femmes. Il s'agit d'un très large éventail de maladies allant des accidents cérébraux vasculaires aux diverses maladies coronariennes. Les maladies affectant les valves du cœur sont moins connues mais comptent pour une part importante

Plusieurs outils sont à la disposition des médecins pour prévenir ou guérir ces maladies. Il importe par contre de disposer d'excellents outils diagnostiques et d'évaluation de la gravité afin de poser les gestes appropriés. Ceci est d'autant plus vrai lorsque l'on doit prendre une décision opératoire au sujet pour une personne âgée.

Les échocardiographies sont aujourd'hui un outil de diagnostic essentiel. Ces images permettent de poser rapidement et à faible coût un diagnostic sur plusieurs maladies cardiaques. Nous nous intéresserons particulièrement aux images de la valve aortique en vue parasternale gauche axe court. Celle-ci nous permet d'observer l'évolution temporelle de la cinématique de la valve aortique et de fournir ainsi de nouveaux outils diagnostiques.

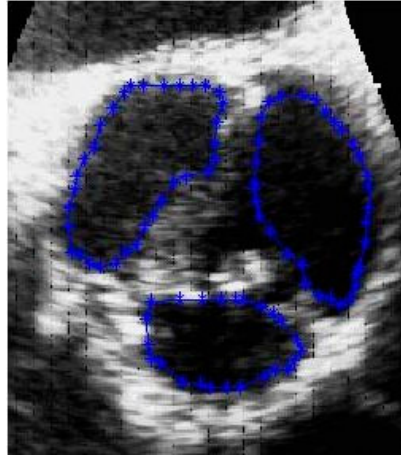


Figure 9 : Image ultrasons d'une valve aortique en vue parasternale gauche axe court. Les contours bleus représentent chacun des feuillets

Méthode de segmentation de l'ouverture de la valve aortique

L'algorithme proposé permet de segmenter l'ouverture de la valve et de mesurer rapidement l'aire géométrique de la valve à chaque instant de la séquence. On obtient comme résultat final, un graphique de l'aire de l'ouverture en fonction du temps.

Description des données de base

La segmentation sera réalisée sur des images d'échographie transoesophagienne acquises avec un appareil Phillips Sonos 7000. Ces images comportent plusieurs problématiques pour la réalisation d'une segmentation automatique. La première est le faible taux d'échantillonnage temporel de l'appareil par rapport à la vitesse de la valve aortique qui s'ouvre en 6ms et se referme 12ms environ. Le taux d'échantillonnage de l'appareil varie entre 40 à 60 images par seconde. Ce faible échantillonnage produit une discontinuité dans le mouvement des feuillets ce qui les rend difficiles à suivre pour une méthode de segmentation automatique. La seconde problématique est la mauvaise qualité des images. Les images d'échographie comportent intrinsèquement du speckle qui provoque une importante granularité de l'image. Une autre difficulté est liée à l'organe à imager. Les feuillets de la valve sont des structures minces et très souples. Lors de la prise des images, l'opérateur définit un plan d'imagerie qui demeurera constant. Les feuillets étant minces et souples, il est fréquent que ceux-ci se retrouvent à l'extérieur du plan d'échographie. Ceci

produit une disparition momentanée des feuillets de l'image. Il faut donc être en mesure de suivre le feuillet malgré qu'il puisse disparaître pendant une ou deux trames.

Afin de pallier à ces difficultés, nous utiliserons une information supplémentaire pour guider l'algorithme de segmentation. Il s'agira de l'électrocardiogramme qui est toujours disponible lors de tout examen en cardiologie. Par l'analyse de ce signal, il est possible d'estimer les moments de fermeture et d'ouverture de la valve. Cette information permettra de créer des contours initiaux appropriés et de guider la progression de ceux-ci. Le Phillips Sonos 7000 dispose d'un électrocardiogramme intégré à l'appareil. Celui-ci ayant une architecture fermée, il nous a été impossible d'avoir directement accès aux données de l'électrocardiogramme sauf celles du petit graphique affiché au bas de l'image d'échographie. Il faudra donc faire une approximation du signal d'électrocardiogramme à partir de ce graphique.

Présentation des différentes approches de segmentation de l'ouverture de la valve

Plusieurs stratégies peuvent être employées pour réaliser la segmentation de l'ouverture de la valve. La plus naturelle est de définir un seul contour couvrant l'ouverture. Une seconde méthode utilise trois contours distincts afin de segmenter individuellement chacun des feuillets et d'interpoler ensuite la position de l'ouverture.

Segmentation des feuillets

La segmentation des feuillets a été la première approche qui a été implantée. Face à la mauvaise qualité des images, il nous semblait plus facile de segmenter chacun des feuillets. Une caractéristique intéressante de cette méthode est qu'une partie des points sur le contour du feuillet sont immobiles, le feuillet étant attaché au contour de la valve. Il se replie sur la paroi pour laisser le passage au liquide sanguin. La Figure 10 présente la segmentation d'un feuillet de la valve. La partie du contour en vert représente le groupe de points qui sont immobiles. Cette caractéristique ne s'est par contre avérée que partiellement exacte. Ces points sont effectivement immobiles par rapport à la valve, mais, vu d'un repère extérieur, ils se déplacent dû au mouvement du cœur lors de chaque battement. Il a donc été

difficile de considérer ces points comme étant parfaitement immobiles. La meilleure approximation a été de réduire leur vitesse de progression en minimisant l'effet du gradient sur ces points.

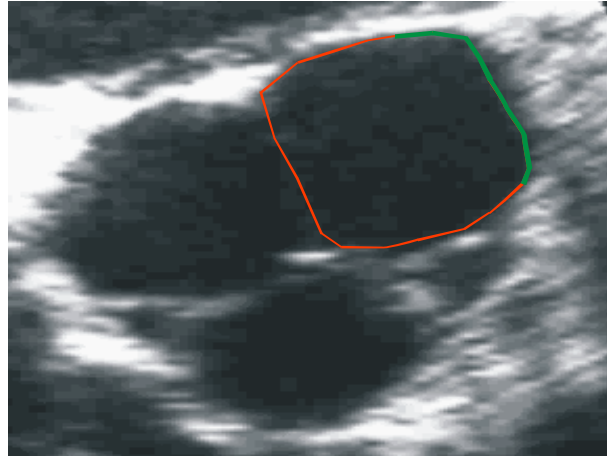


Figure 10 : Segmentation d'un feuillet. La partie en vert représente les points considérés comme immobile et la partie en rouge les points qui sont mobiles.

Cette méthode présente une autre problématique majeure dû à la nature de la déformation du feuillet. Il est facile de segmenter le feuillet lorsque la valve est dans une position fermée (Figure 10). Dans cette position le feuillet prend une forme très régulière et même presque circulaire. Par contre dans le cas opposé, lorsque la valve est ouverte (Figure 11), le feuillet se confond pratiquement avec le pourtour de la valve. Dans cette situation, il devient extrêmement difficile de déformer le contour pour bien suivre le feuillet. Malgré l'ajout d'une force empêchant l'écrasement du contour (voir chapitre 1), celui-ci a toujours tendance à s'effondrer sur lui-même.

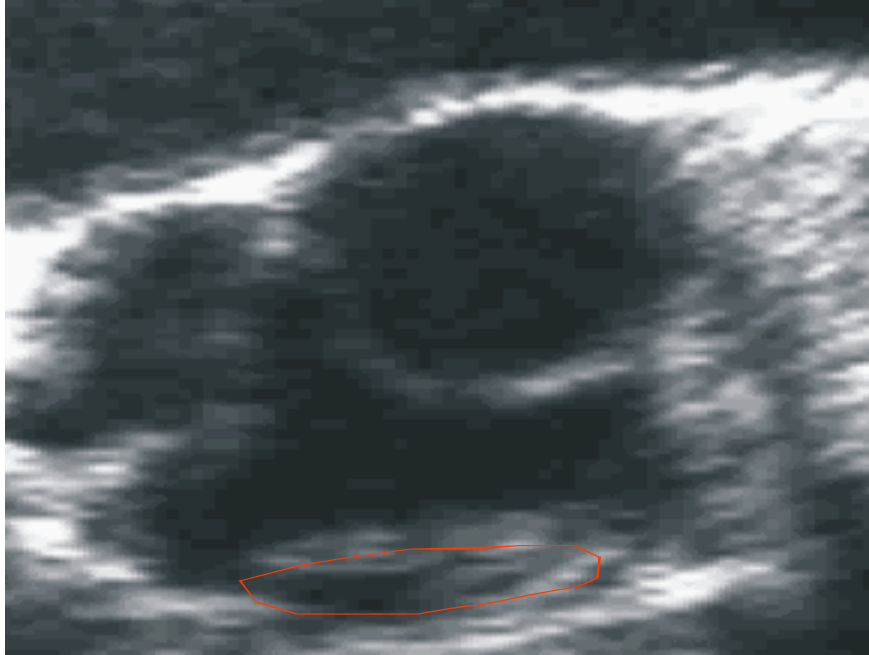


Figure 11 : Segmentation d'un feuillet avec la valve fermée

De plus, la segmentation des feuillets n'apporte pas de solution au problème de la disparition d'une partie du contour du feuillet sur certaines trames. La partie verte du contour de la Figure 12 montre bien l'absence de contraste se qui rend difficile le guidage d'un contour déformable.

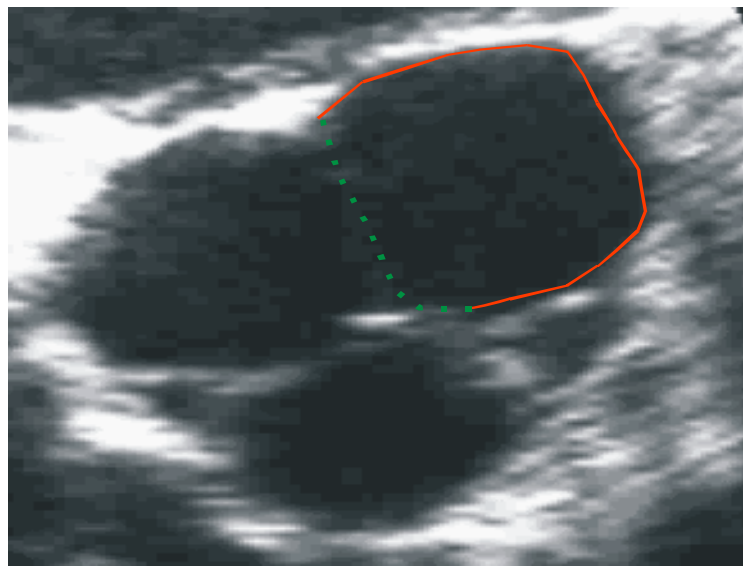


Figure 12 : Exemple d'une partie manquante d'un feuillet résultant d'un faible contraste.

Finalement, après avoir segmenté individuellement les feuillets, cette méthode nécessite l'interpolation de l'ouverture, ce qui ajoute une incertitude supplémentaire sur sa position du contour du feuillet. Considérant les différentes problématiques présentées précédemment, cette méthode a été abandonnée pour faire place à une segmentation directe de l'ouverture de la valve.

Segmentation de l'ouverture de la valve aortique

Une méthode directe a été retenue pour segmenter l'ouverture de la valve aortique. Celle-ci utilise un seul contour actif pour segmenter directement la partie correspondant à l'ouverture. Rappelons que les mêmes problématiques de qualité d'image et de résolution temporelle sont toujours présentes. Les prochaines sections décriront les méthodes qui ont été mises en place pour pallier à ces problématiques.

Analyse de l'électrocardiogramme

Quelques auteurs ont utilisé l'électrocardiogramme afin de détecter les différentes phases du cœur. Abdel-Malek et Yassa [16] proposent une méthode permettant de réduire la dose de rayon-x donnée à un patient lors d'intervention cardiaque guidée par la fluoroscopie. Cette méthode se base sur la synchronisation des pulses de rayons-x avec les phases du cœur. Ils proposent deux techniques permettant cette synchronisation. La première se base sur la comparaison de deux images successive. Elles sont comparées en utilisant la distance normalisée au carrée et la distance absolue moyenne. Selon les auteurs, la méthode est très efficace et en quelques cycles il est possible de déterminer les différentes phases cardiaques. Dans le cas de notre application, les images d'échographies comportent beaucoup plus de bruit que les images de rayons-x. Il sera probablement difficile de définir une distance significative entre les images. La seconde solution proposée par les auteurs se base sur l'ECG. Ils utilisent un filtre passe bas différentiel pour localiser les ondes P QRS et T. Cette information permet de déterminer les différentes phases du cœur.

O'Malley et coll [17]. utilisent une application de d'échographie interne de l'artère coronaire. Dans cette application le mouvement du cœur introduit des artéfacts sur les images. Pour obtenir réduire ces artéfacts, les auteurs doivent prendre une image à chaque

cycle cardiaque et au moment où le cœur est le plus arrêté possible. L'évaluation du rythme du cœur est basée sur l'analyse de la matrice de dissimilarité sur 100 trames. Ils évaluent d'abord la durée du cycle cardiaque en faisant ressortir dans la matrice de similarité les moments où le cœur a la même pose. Le moment où le cœur a le moins de mouvement est aussi évalué par la matrice de dissimilarité. Celle-ci présente une zone où la similarité est plus grande. C'est dans cette période où le cœur a le moins de mouvement. La méthode est applicable à notre projet puisqu'elle nous renseigne peu sur les différentes phases du cycle cardiaque.

Notre application de segmentation demande une connaissance fine du cycle cardiaque afin de bien identifier les périodes d'ouverture et de fermeture de la valve. Pour ce faire, l'analyse de l'électrocardiogramme nous semble appropriée. De plus, ce type d'analyse est largement répandu dans la littérature [18-26].

La Figure 13, montre que le signal d'électrocardiogramme est constitué d'une série d'ondes associées aux phases du battement cardiaque. La durée de chaque phase peut varier d'un individu à l'autre et selon la pathologie du patient. La Figure 14 présente un schéma des différentes métriques du cycle cardiaque telles que la pression aortique, la pression ventriculaire, le volume ventriculaire et l'électrocardiogramme. Ce graphique permet de visualiser l'évolution temporelle des différentes phases. Nous portons attention particulièrement à l'ouverture et la fermeture de la valve aortique (cercle rouge). Il s'agit des événements que nous utiliserons pour guider la segmentation. L'ouverture de la valve se produit à la fin de l'onde S et la fermeture arrive juste un peu avant la fin de l'onde T. Par analyse de l'électrocardiogramme, il est possible d'extraire la position de chacune des ondes dans le signal et de faire le lien avec les trames de la séquence d'échographie. Pour ce qui est de la fermeture, celle-ci ne correspond pas directement avec la fin de l'onde T. Nous avons déterminé empiriquement qu'un décalage du moment de fermeture de $1/6$ de la longueur de l'onde T donnerait une bonne approximation du moment de fermeture de la valve. Cette approximation peut entraîner une erreur qui aura peu de répercussions sur le résultat final puisque le décalage du moment de fermeture d'une ou deux trames soit $1/30$ ou $1/15$ de seconde, a un effet mineur sur la segmentation.

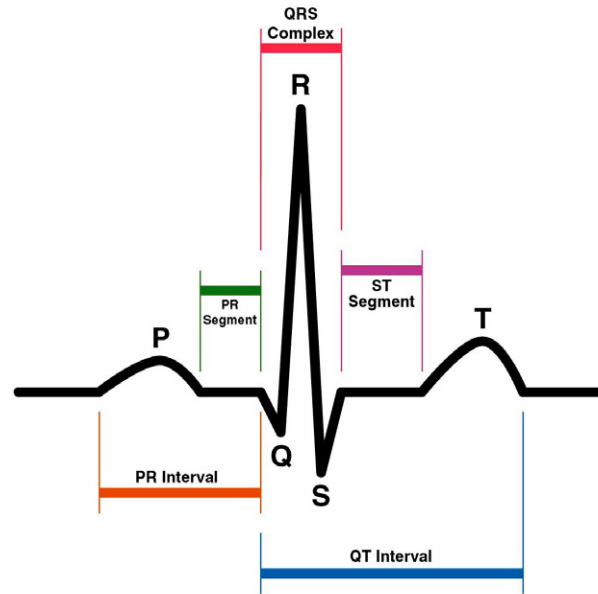


Figure 13 : Signal de l'électrocardiogramme

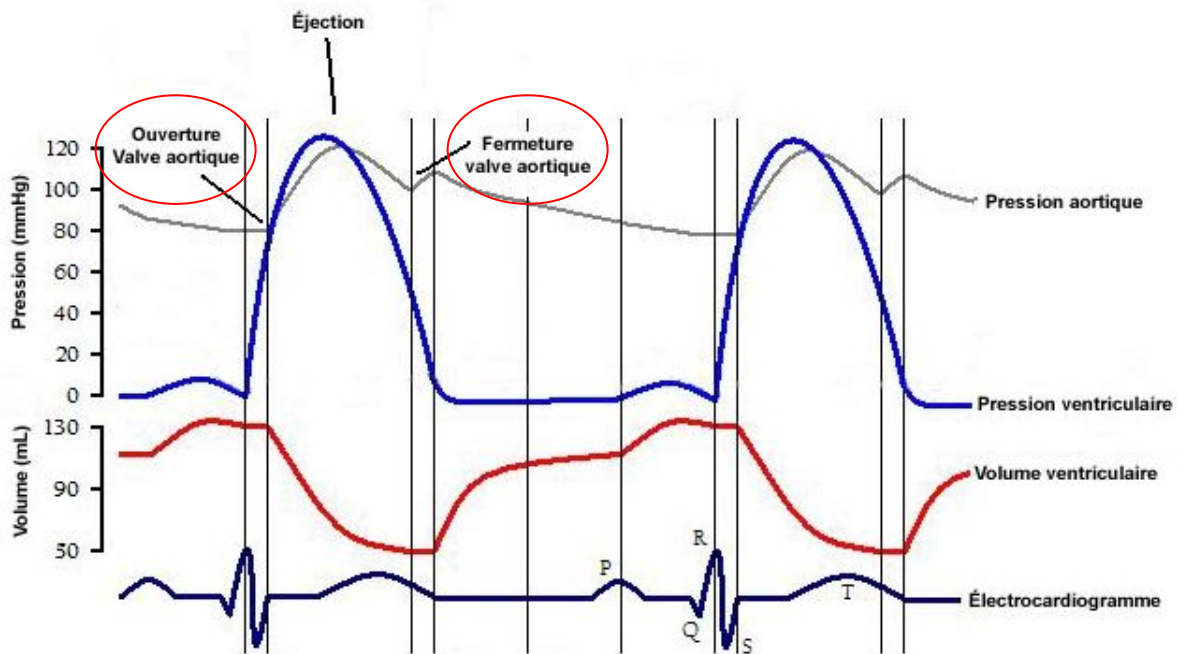


Figure 14 : Schéma des différentes métriques du cycle cardiaque.

L'opération d'analyse de l'électrocardiogramme permet d'extraire le moment d'ouverture et de fermeture de la valve et de guider la segmentation et l'initialisation de l'algorithme.

Initialisation de l'algorithme

L'intervention de l'utilisateur est essentielle afin d'initialiser l'algorithme. Nous avons tenté de créer un mode d'initialisation qui serait simple et efficace. L'initialisation se base sur la connaissance du contour de la valve en position fermée et ouverte. À la section précédente, nous avons présenté un algorithme permettant d'identifier, grâce à l'électrocardiogramme, les moments où la valve est ouverte et les moments où celle-ci est fermée. Il est donc simple d'afficher directement à l'utilisateur chacune de ces deux trames. L'utilisateur doit ensuite identifier le contour de l'ouverture sur l'image. Il est laborieux de dessiner manuellement le contour complet. Nous proposons donc une initialisation qui se fait simplement à partir de deux clics de souris qui définissent le diamètre d'un cercle. La Figure 15 présente un exemple d'initialisation des contours actifs à l'ouverture(a) et à la fermeture(c).

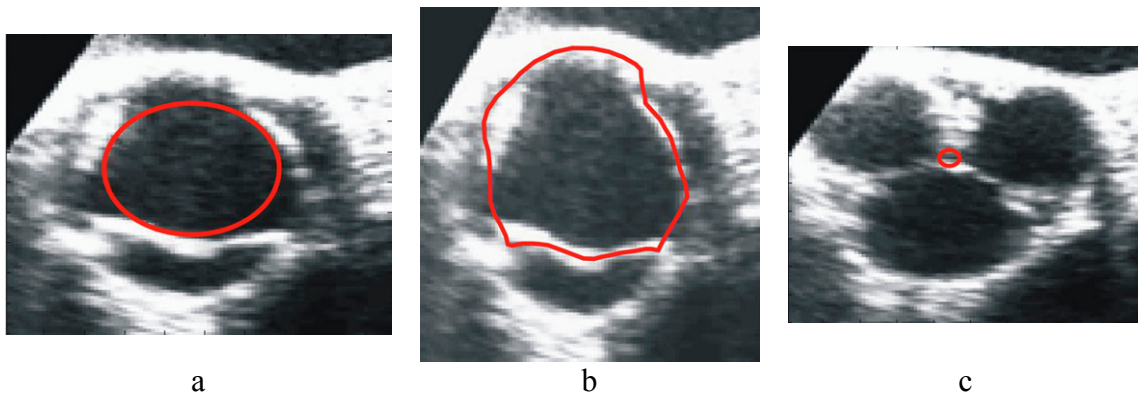


Figure 15 : Exemple d'initialisation. a) Cercle initial pour l'initialisation du contour actif. b) Contour initial après la déformation par les contours actifs. c) Cercle initial pour la valve fermée.

Une déformation utilisant la méthode des contours actifs est ensuite appliquée sur le contour afin qu'il représente plus fidèlement le contour réel de l'ouverture. La même stratégie est aussi employée dans le cas de la valve fermée bien que, dans cette situation, on se contente d'un cercle. Ces contours seront ensuite utilisés pour générer les contours initiaux sur chacune des trames.

Génération des contours initiaux

Les contours initiaux influencent beaucoup le résultat de la segmentation lorsqu'on utilise les contours actifs. Ceci est particulièrement vrai lorsque le contraste de l'image est faible. La méthode classique pour l'analyse de mouvement utilise le contour final de la trame précédente pour générer le contour initial sur la trame suivante [27,28]. Nous avons d'abord tenté d'utiliser cette méthode sans succès principalement à cause de la faible résolution temporelle des séquences d'échographie. Celle-ci provoque une discontinuité importante dans le mouvement des feuillets et il devient difficile d'utiliser le contour précédent pour initialiser directement la déformation sur la trame suivante. La Figure 16a présente le contour de la trame précédente en bleu et le contour final de la trame courante en rouge. Dans cette situation, il serait possible de paramétrer le contour actif pour arriver à segmenter l'ouverture à cause du contraste important autour des feuillets. Par contre, dans le cas de la Figure 16b, lorsque la valve est dans sa phase de fermeture, il devient beaucoup plus difficile d'obtenir un jeu de paramètres adéquats à cause de la différence importante de taille entre les deux contours et du faible contraste des feuillets. De plus, il est difficile, lorsque la valve est ouverte, de démarrer avec un très petit contour et de faire en sorte qu'il s'étende rapidement vers un plus grand contour considérant le faible gradient présent dans l'image. Mikic *et al.* [5] ont soulevé cette problématique dans leurs travaux sur la segmentation de la valve en vue parasternale gauche axe long.

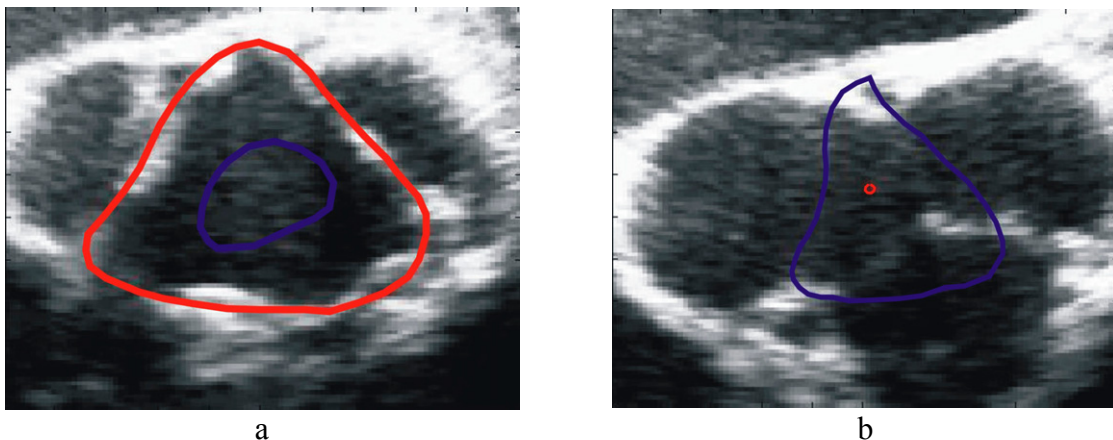


Figure 16 : Exemple d'initialisation avec le contour de la trame précédente. a) Situation où la valve est en ouverture. b) Situation où la valve est en fermeture.

La solution à ce problème est de créer un contour sur chacune des trames qui sera le plus près possible du contour final. Cela est possible si les fonctions de cinématique d'ouverture et de fermeture de la valve sont connues.

Cinématique d'ouverture de la valve

La cinématique de la valve décrit sa position de celle-ci en fonction du temps. Pour nos besoins, nous nous intéressons plus particulièrement à la position des feuillets en fonction du temps. Cette fonction a été déterminée à partir de données expérimentales du groupe de recherche de monsieur Louis-Gilles Durand de l'Institut de recherche clinique de Montréal (IRCM). Ce groupe étudie la mécanique des fluides circulant dans le cœur. Pour ce faire, ils ont élaboré un modèle *in vitro* permettant d'évaluer différents types de valves. Il s'agit principalement de valves de remplacement biologiques ou mécaniques. Ce modèle est principalement composé d'une pompe permettant de simuler l'action du cœur sur la valve. Une caméra ayant une cadence de mille images par seconde acquiert des images de l'ouverture de la valve. Il est aussi possible de prendre simultanément des images à partir d'un appareil d'échographie. Nous utiliserons les images acquises par la caméra pour déterminer la fonction de cinématique de la valve. L'avantage d'utiliser ces images par rapport aux images d'échographie est considérable. Premièrement, la résolution temporelle dix fois plus grande assure une continuité du mouvement. Deuxièmement, l'acquisition des images étant parfaitement contrôlée, il est facile d'obtenir une segmentation parfaite des images tel que le montre la Figure 17.

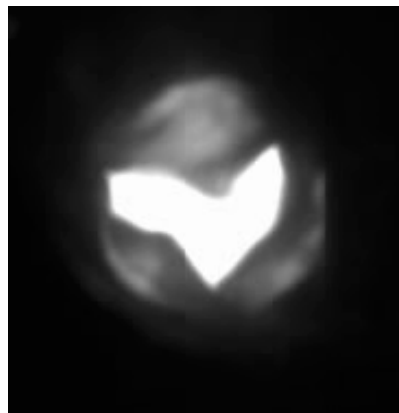


Figure 17 : Exemple d'image acquise sur le modèle *in vitro*.

Chacune des trames de la séquence a été segmentée afin d'obtenir le contour de l'ouverture de la valve. Nous avons ensuite échantillonné radialement chaque contour à partir du même point central afin d'obtenir une série de 10 points qui seront alignés radialement [29]. Nous avons utilisé un échantillonnage de dix points. La Figure 18 présente un exemple de points alignés radialement.

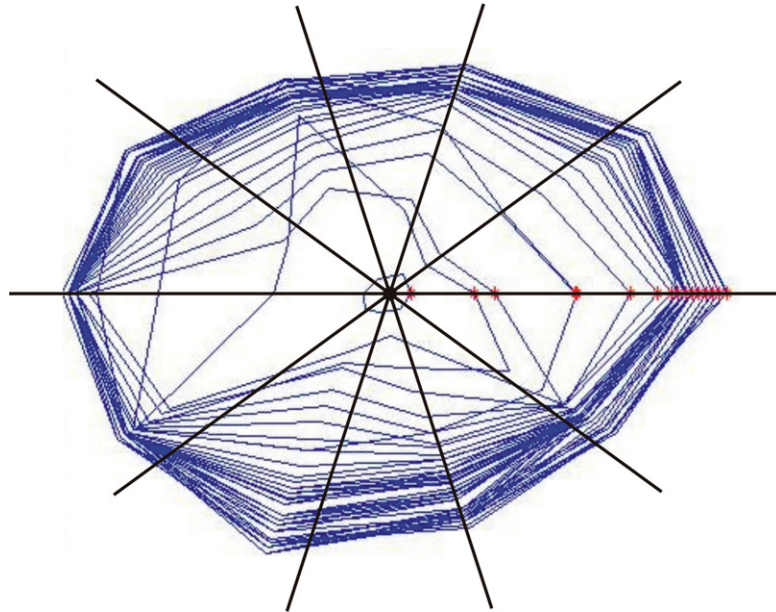


Figure 18 : Schéma des contours avec les points alignés. En rouge on retrouve les points calculés sur l'un des rayons d'échantillonnage des contours.

Nous pouvons ensuite établir la position de chaque point par rapport au centre de l'ouverture en fonction du temps. Ceci produit le graphique de la Figure 19 donnant la position d'un point sur un feuillet en fonction du temps. Nous avons tracé ce graphique pour la dizaine de points répartis autour de l'ouverture de la valve et nous avons obtenu des courbes comparables pour chaque série de points. À partir de ce graphique, nous avons élaboré un modèle de la cinématique d'ouverture et de fermeture de la valve.

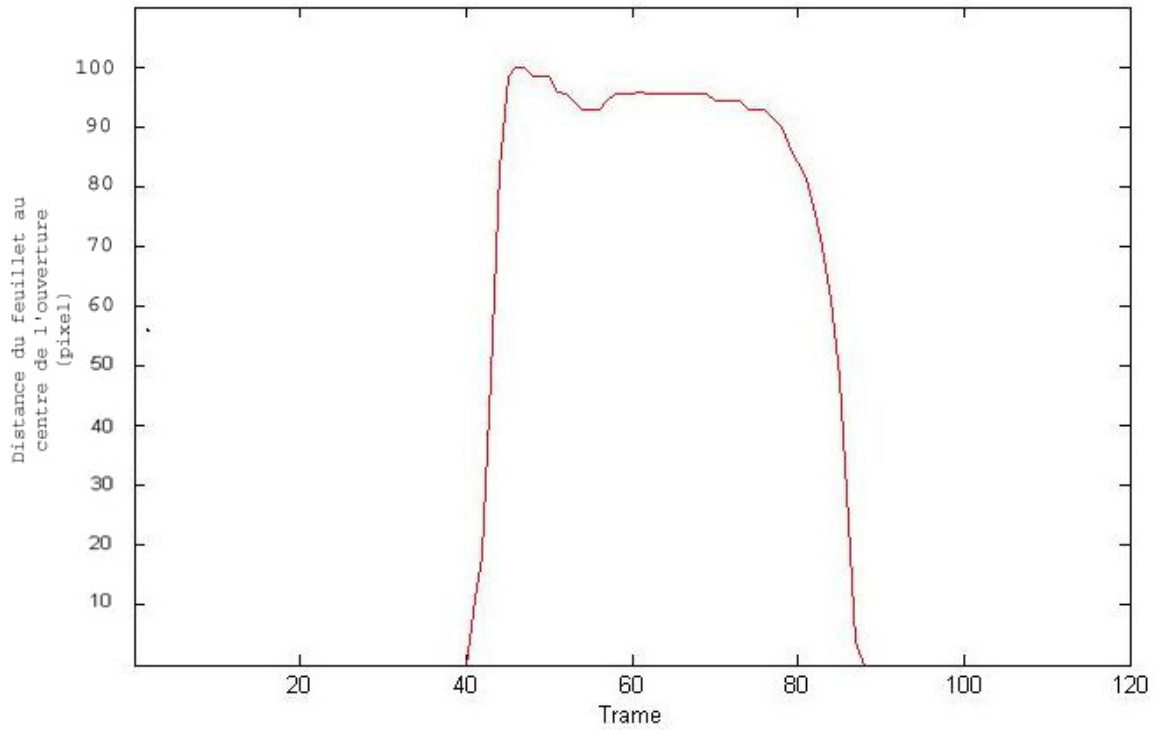


Figure 19 : Fonction de cinématique d'ouverture de la valve pour un cycle

Comme le montre la

Figure 20, cette expérimentation suggère qu'il est possible de modéliser la fonction de cinématique d'ouverture et de fermeture de la valve par des fonctions sigmoïdes. Ces fonctions sont utilisées par la suite pour déterminer la vitesse d'expansion des contours initiaux.

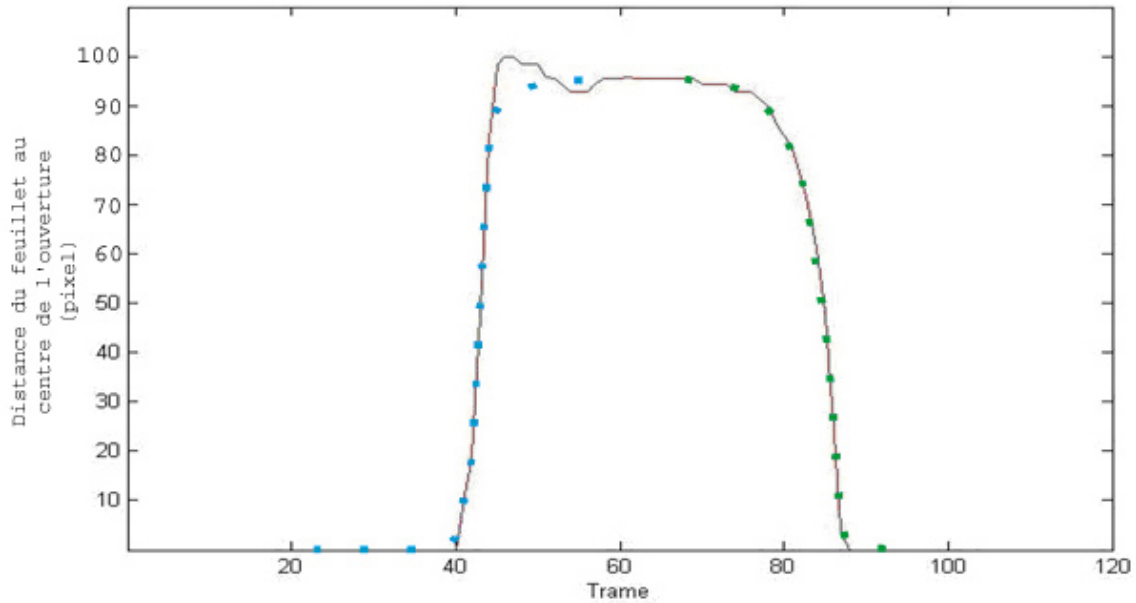


Figure 20 : Fonction sigmoïde pour l'ouverture (bleue) et pour la fermeture (verte)

La fonction sigmoïde de base utilisée pour le modèle de cinématique est donnée par l'Équation 25.

$$f(x) = \frac{YOffset + Range}{1 + e^{-(Curv*x) + XOffset}} \quad \text{Équation 25}$$

Cette fonction utilise quatre paramètres permettant de l'ajuster aux données expérimentales. Ces paramètres sont présentés au Tableau 3.

Paramètres	Description	Ouverture	Fermeture
YOffset	Paramètre permettant d'ajuster le niveau minimal de la courbe en y	-1	-1
XOffset	Paramètre permettant d'ajuster la position initiale en x	8	6
Range	Paramètre permettant d'ajuster l'amplitude de la courbe.	-1	-1
Curv	Paramètre permettant d'ajuster la pente de la montée de la fonction sigmoïde.	4	1

Tableau 3 : Paramètres d'ajustement de la fonction sigmoïde pour l'ouverture et la fermeture de la valve aortique.

Création des contours initiaux

La création des contours initiaux permet de définir un contour de départ sur chaque trame pour l'initialisation des contours actifs. Ils sont créés par une interpolation des contours tracés par l'utilisateur sur la trame de la valve en position ouverte et en position fermée. On connaît alors les tailles maximales et minimales du contour de l'ouverture ainsi que le nombre de trames pour l'ouverture et la fermeture. Il est donc possible, à partir des fonctions de cinématique, de créer une série de contours pour la phase d'ouverture et pour la phase de fermeture. Ces séries de contours sont créées en déformant le plus petit contour pour l'amener vers le plus grand. La vitesse de déformation (distance entre les contours) est donnée par le modèle cinématique. Cette méthode permet de créer des contours initiaux qui sont proches du contour réel de l'ouverture de la valve.

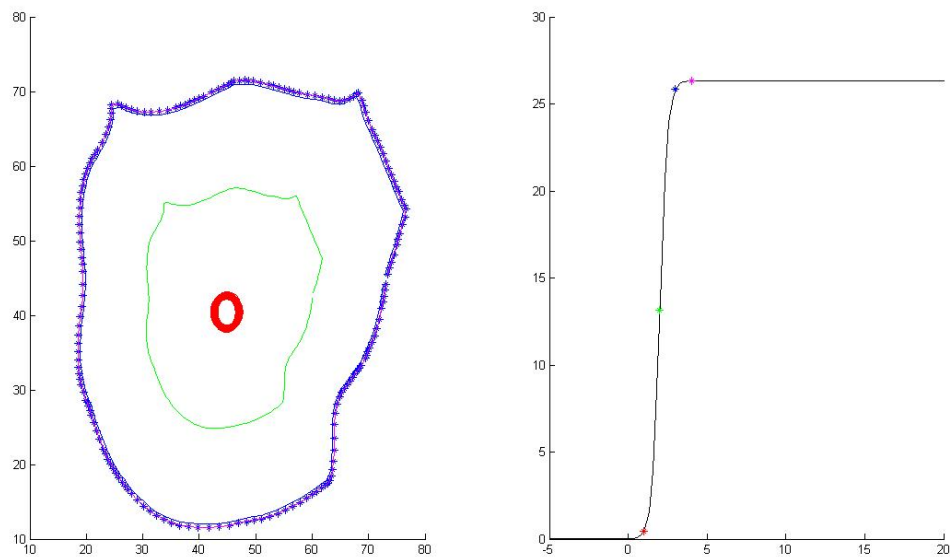


Figure 21 : Exemple d'une série de contours initiaux pour l'ouverture

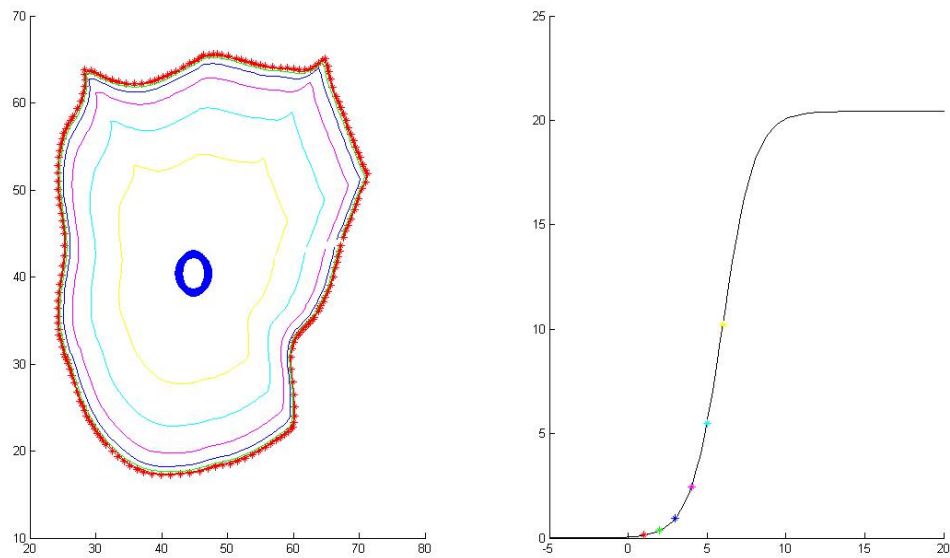


Figure 22 : Exemple d'une série de contours initiaux pour la fermeture

Les

Figure 21 et Figure 22 présentent respectivement un exemple de série de contours pour l'ouverture et pour la fermeture de la valve. Les tracés de gauche présentent les contours tandis que les tracés de droite montrent la position de chacun des contours sur la fonction sigmoïde. L'utilisation des contours actifs permet de déformer chacun de ces contours pour les adapter directement à l'ouverture de la valve. La Figure 23 présente un exemple de ce processus. Le contour en rouge est le contour initial produit par l'interpolation et le contour en bleu est le contour final après la déformation réalisée par les contours actifs qui sera présentée à la section suivante.

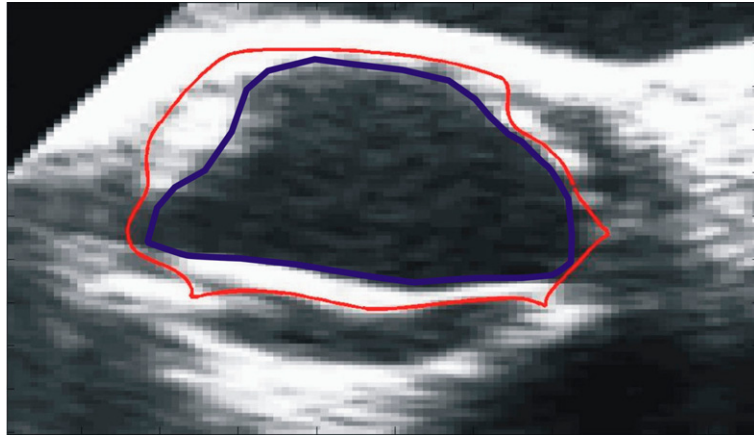


Figure 23 : Exemple d'ajustement par les contours actifs. En rouge le contour initial et en bleu le contour après la déformation.

Déformation des contours

La déformation des contours est réalisée sur le premier cycle d'ouverture et de fermeture de la valve. Il serait possible d'effectuer la déformation sur tous les cycles présents dans la séquence. Par économie de temps, nous poserons que l'ouverture pour chacun des cycles est semblable. La segmentation est effectuée en suivant l'ordre des trames de la séquence. La séquence est découpée en trois phases : l'ouverture, la fermeture et l'état stationnaire fermé. Ces trois phases sont définies par l'analyse de l'électrocardiogramme. La déformation des contours est appliquée aux parties d'ouverture et de fermeture. La séquence stationnaire fermée sera considérée comme ayant une aire égale à celle du contour fermé lors de l'initialisation. Le contour initial interpolé à la section précédente est déformé par les contours actifs sur chacune des trames de l'ouverture et de la fermeture. Des jeux de paramètres différents pour les contours actifs sont choisis pour la séquence d'ouverture et de fermeture. Ces paramètres sont présentés au Tableau 4.

Paramètres	Description	Ouverture	Fermeture
α	Pondération de la première dérivée	1	0.4
β	Pondération de la seconde dérivée	1	0.4
T	Paramètre de pondération de la vitesse de convergence.	1	1
G	Paramètres de pondération du gradient	-0.6	-0.3
Dmin	Distance minimale entre deux points du	0.5	0.5

	contour.		
Dmax	Distance maximale entre deux points du contour.	2	2
Cr	Paramètre de pondération de la force d'expansion et de contraction	0.001	0.0001
NbIter	Nombre maximal d'itérations	10	300

Tableau 4 : Jeux de paramètres des contours actifs pour l'ouverture et la fermeture.

Les paramètres a et b pondèrent les première et seconde dérivées. Ils ont été choisis afin de forcer un contour lisse. Le paramètre γ pondère la force externe. Pour cette déformation, celle-ci est exprimée sous forme de *gradient vector flow (GVF)* présenté au chapitre 1. Les paramètres utilisés pour le calcul des *GVF* sont présentés au Tableau 5. Les paramètres D_{min} et D_{max} dictent la distance minimale et maximale entre les points du contour. Ceci indique que le nombre de points du contour sera modifié dynamiquement lors de la déformation. Finalement, le paramètre C_r donne la pondération de la force d'expansion ou de contraction du contour. Il a été choisi pour obtenir une expansion rapide sans pour autant provoquer un déplacement erratique du contour dû au faible gradient.

Paramètres	Description	Valeurs
Sigma	Coefficient de régularisation des <i>GVF</i>	0.2
NbIter	Nombre d'itérations	80

Tableau 5 : Paramètres des *gradients vector flow*.

Le choix des paramètres du Tableau 4 a été réalisé empiriquement sur plusieurs séquences afin de maximiser la qualité de la segmentation. Ces ajustements ont présenté un important défi considérant la quantité importante de bruit dans l'image et le faible contraste.

L'étape finale de la segmentation est un lissage des contours obtenus pour les rendre plus représentatifs de la forme réelle de l'ouverture de la valve. Ce lissage basé sur l'application de contraintes liées aux première et deuxième dérivées permet d'éliminer les imperfections créées lors de la déformation.

Calcul de la courbe de l'ouverture en fonction du temps

Cette partie de l'algorithme constitue la phase finale des traitements. À partir des contours de l'ouverture, il est possible de calculer l'aire de chacun des contours et de tracer ainsi le graphique de la Figure 24 qui représente l'aire de l'ouverture en fonction du temps.

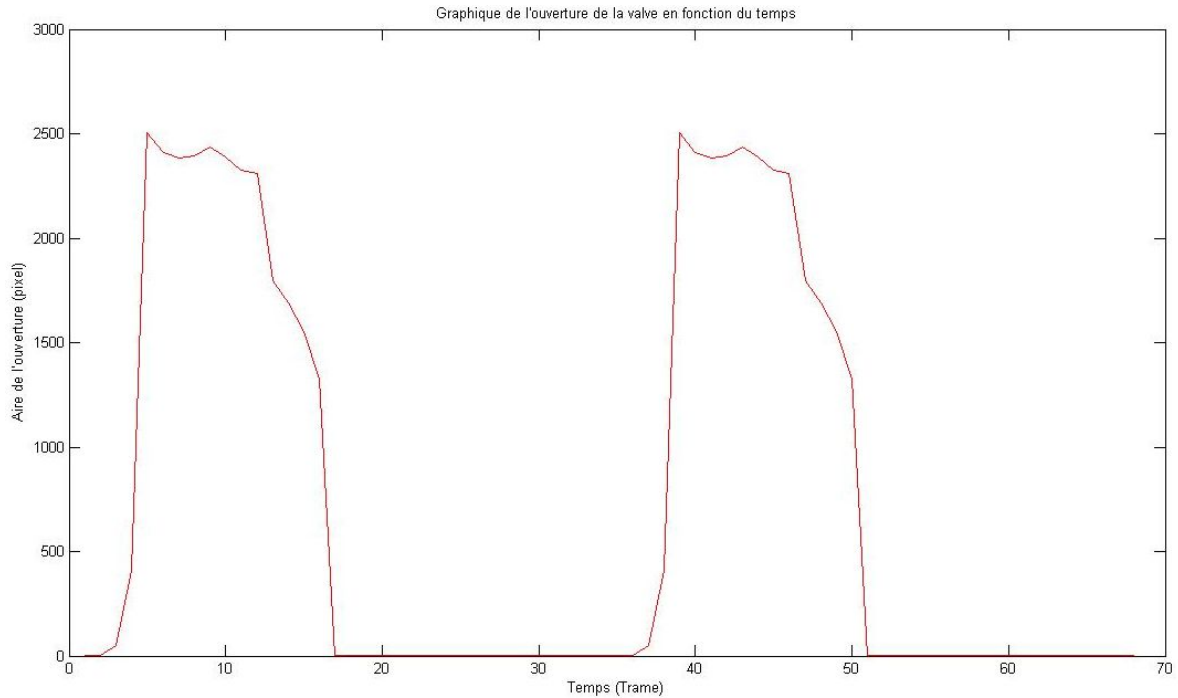


Figure 24 : Exemple de graphique de l'aire de l'ouverture de la valve aortique en fonction du temps

Le graphique de la Figure 24 présente le résultat brut. Un lissage à l'aide d'un filtre médian de longueur 9 a été appliqué sur la courbe afin d'atténuer les petites variations dues à la segmentation.

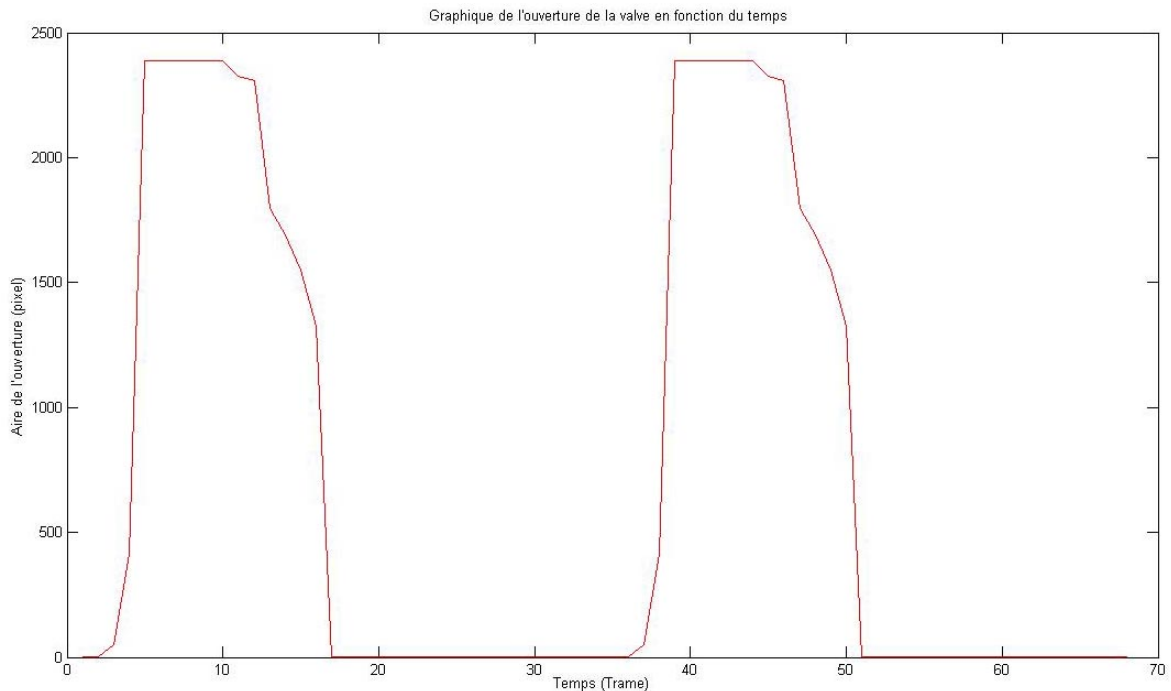


Figure 25 : Exemple de graphique de l'aire en fonction du temps après lissage par un filtre médian de longueur 9.

Le résultat de la Figure 25 constitue l'aboutissement de l'algorithme. De plus amples résultats seront présentés à la section suivante.

Résultat de segmentation

L'algorithme complet a été appliqué sur six séquences d'échocardiographie transeosophasienne. Il s'agit de séquences qui ont été prises dans le cadre d'exams à la clinique de l'Hôpital Laval. Ces six séquences ont été extraites parmi un groupe de trente séquences sans égard à la pathologie du patient. Les critères de sélection étaient basés sur la qualité des images. Le principal critère pour retenir une séquence était de pouvoir distinguer les feuillets lors de l'ouverture et de la fermeture de la valve. Aucune contrainte n'a été imposée sur la résolution temporelle des séquences.

Les essais ont été réalisés en soumettant chacune des séquences à l'algorithme. L'intervention de l'utilisateur comportait deux volets. Le premier volet concerne le signal d'électrocardiogramme permettant de diviser la séquence en phase d'ouverture et de

fermeture. Ce signal a dû être estimé visuellement considérant l'impossibilité d'avoir accès de façon précise au signal enregistré par la machine Philipps Sonos 7000. L'autre volet concerne l'initialisation normale de l'algorithme telle qu'elle a été décrite à la section précédente. Nous avons obtenu une série de contours permettant de calculer le graphique de l'aire en fonction du temps pour chaque séquence.

La validation de l'algorithme est basée sur la segmentation manuelle de chacune des séquences à l'aide d'un outil réalisé avec Matlab. Nous avons effectué nous-mêmes ces segmentations puisque nous n'avons pas été en mesure d'affecter un médecin spécialiste à cette tâche. Les résultats seront présentés en deux sections différentes. La première section porte sur les résultats directs de la segmentation, tandis que la seconde décrit les résultats sous forme de courbes de l'aire de la valve en fonction du temps.

Résultats de segmentation

Les résultats présentés dans cette section portent sur la segmentation directe de l'ouverture de la valve par la méthode présentée aux sections précédentes. Les contours de l'algorithme seront comparés aux contours segmentés manuellement. Nous présentons à la fois la segmentation par les contours bruts et celle obtenue par les contours lissés.

Les Figure 26 et Figure 27 présentent une série de trames pour l'ouverture et la fermeture de la valve. On y retrouve les contours initiaux et les contours après la déformation. Ces exemples montrent bien que dans plusieurs cas, le contour initial est près du contour final après déformation comme expliqué précédemment. La méthode crée une série de contours initiaux qui subissent une faible déformation afin d'atteindre la segmentation idéale de la valve. Les contours actifs sont utilisés pour calculer cette déformation. Il est aussi important de remarquer que les contours initiaux sont beaucoup plus lisses que les contours après déformation. Ce problème est corrigé par l'étape de lissage.

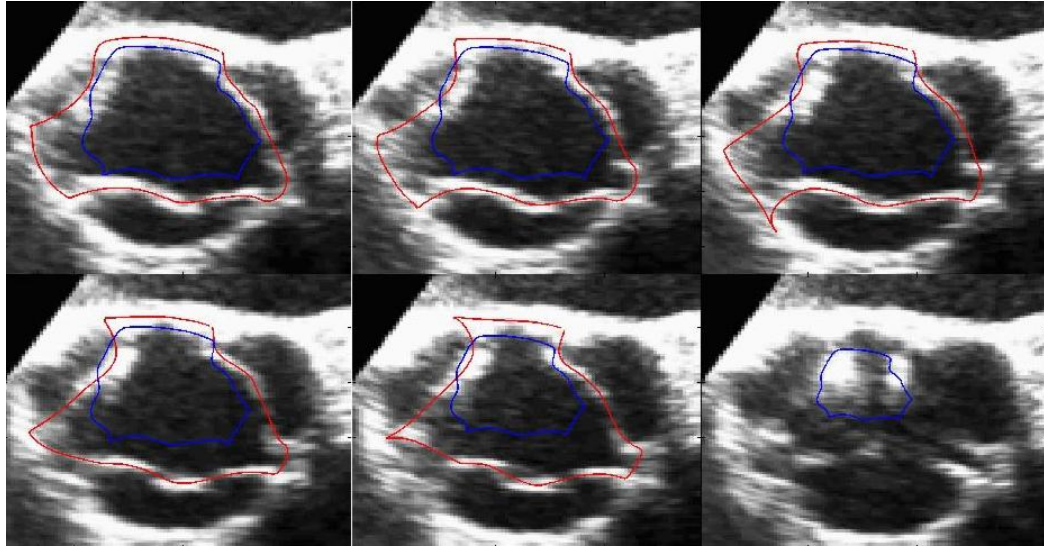


Figure 26 : Exemple de résultats montrant la différence entre le contour initial (bleu) et le contour après la déformation (rouge) pour la fermeture.

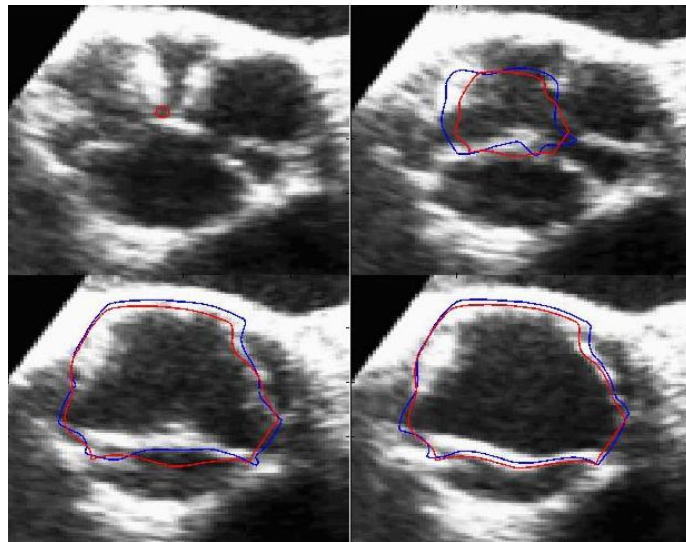


Figure 27: Exemple de résultats montrant la différence entre le contour initial (bleu) et le contour après la déformation (rouge) pour l'ouverture.

Le lissage du contour est une étape importante puisqu'il vient corriger les irrégularités du contour suite à la déformation comme le montrent les Figure 28 et Figure 29. Cette étape permet de régulariser la forme du contour, ce qui l'approche plus de l'apparence réelle de l'ouverture de la valve. Il a été nécessaire d'ajouter une étape de lissage bien que les contours actifs utilisent des contraintes sur les première et deuxième dérivées. Ces

contraintes devraient garantir un contour lisse. Pour cette déformation, nous avons dû diminuer considérablement la pondération des première et deuxième dérivées lors du processus. En conservant une importance élevée, le contour avait tendance à rester bloqué sur place et ne rejoignait pas le contour de l'ouverture. Nous avons préféré abaisser la valeur de ces paramètres et inclure une opération de lissage finale peu coûteuse en temps de calcul par rapport à l'amélioration de qualité obtenue.

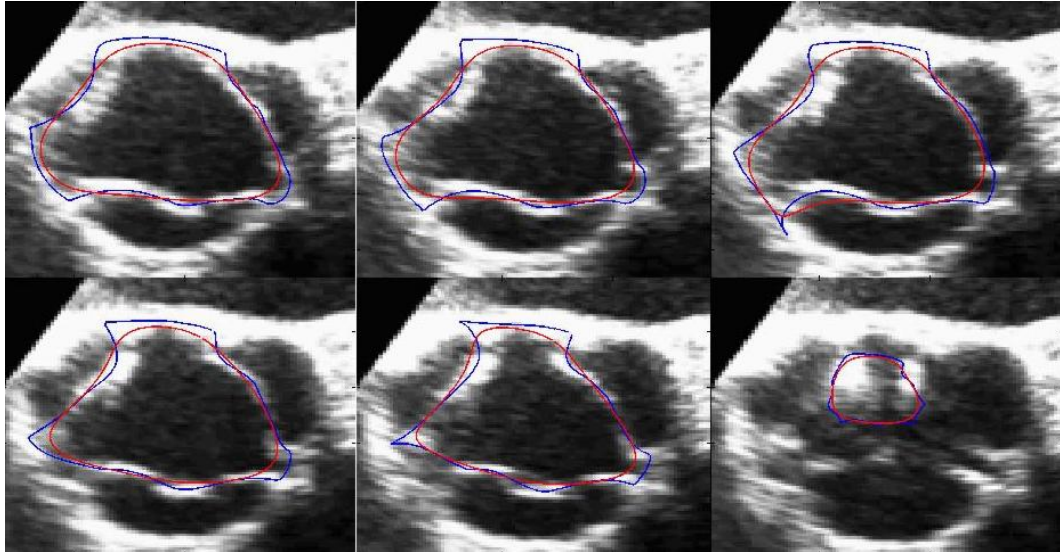


Figure 28 : Exemple de résultats montrant le contour après déformation (bleu) et le contour lissé (rouge) pour la fermeture.

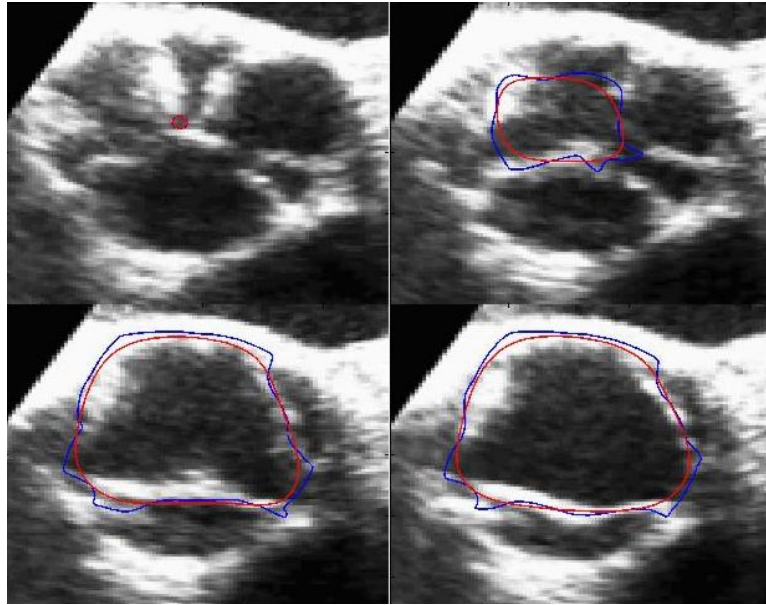


Figure 29 : Exemple de résultats montrant le contour après déformation (bleu) et le contour lissé (rouge) pour l'ouverture.

Les résultats des Figure 30 et Figure 31 sont certainement les plus faciles à analyser puisqu'ils présentent à la fois le contour final produit par l'algorithme et le contour réalisé manuellement. Le premier point d'intérêt provient du fait que le contour de l'algorithme est pratiquement toujours plus grand que le contour manuel. On remarque en fait que le contour semi-automatique a tendance à se bloquer au centre du feuillet. Pour sa part, le contour manuel se retrouve à délimiter l'intérieur de l'ouverture. Ceci provoque nécessairement une variation dans l'aire totale des contours. L'arrêt du contour au centre du feuillet peut s'expliquer par le fait que la force qui agit sur le contour pour le pousser à l'expansion provoque un arrêt légèrement décalé avec le minimum du gradient qui est présent dans l'image. Cette erreur systématique sera traitée dans la prochaine partie présentant les résultats de l'aire en fonction du temps. Un autre point important survient à la fin de la phase de fermeture et au début de la phase d'ouverture. Sur ces trames, l'ouverture n'apparaît pas comme une forme s'approchant d'un cercle. Celle-ci a plutôt l'apparence d'une étoile à trois branches. Cette forme est due aux commissures des trois feuillets de la valve. Elle pose un problème difficile puisque les contraintes sur le contour sont tout à fait différentes. Les contraintes sur les première et deuxième dérivées doivent

être beaucoup plus faibles afin de permettre plus de variation de courbure du contour. De plus, avec un faible gradient, il est difficile de forcer un contour à épouser une forme aussi complexe. Nous avons tenté de résoudre ce problème en utilisant une approche de déformation basée sur les *level set*. Nous avons obtenu quelques bons résultats pour ces cas difficiles. Par contre, dans la grande majorité des cas, cette méthode présentait plus d'inconvénients que d'avantages. Il a été particulièrement difficile de contraindre les *level set* lorsque la forme à segmenter était relativement régulière. Il arrive souvent que le bord de l'ouverture ne soit pas bien défini sur toute sa longueur. Il est donc essentiel de maintenir une rigidité sur le contour qui permet d'assurer une continuité. Cette situation est justement l'opposé de la problématique posée par les trames à la fin de la fermeture et au début de l'ouverture. Les *level sets* avaient la fluidité nécessaire pour assurer la segmentation de ces trames, par contre cette fluidité posait problème lorsque le contour était régulier, mais incomplet. Nous avons donc décidé de limiter la déformation de ces contours problématiques et d'utiliser principalement le contour initial. La section de résultats suivante permettra de constater que ce choix affecte très peu la qualité finale des contours lorsqu'on observe globalement la segmentation sur toute la séquence.

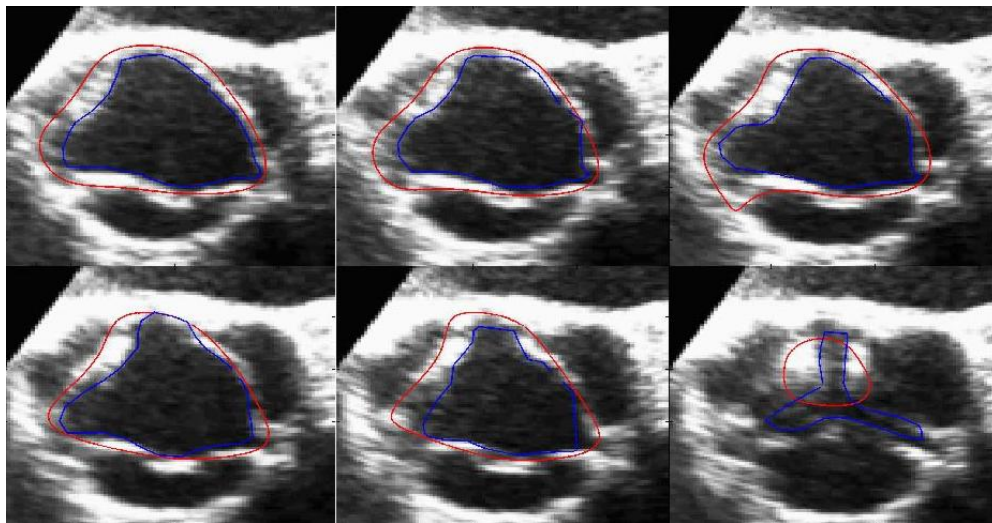


Figure 30 : Exemple de résultats présentant le contour réalisé manuellement (bleu) et le contour final produit par l'algorithme pour la fermeture.

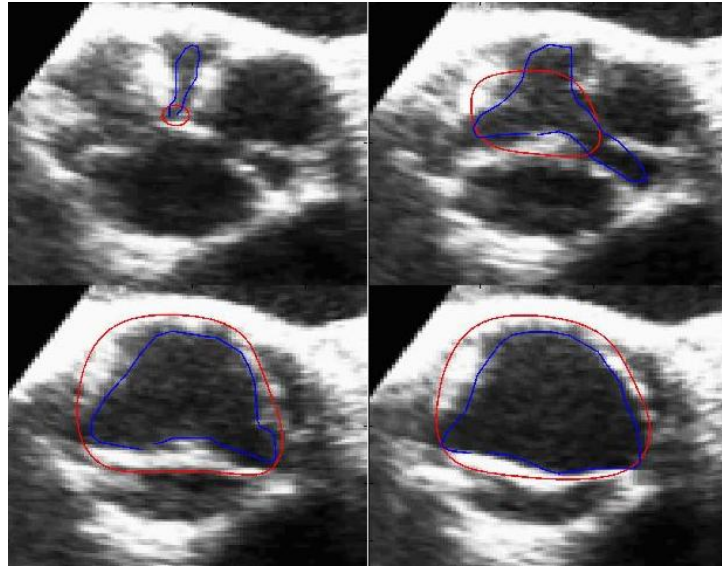


Figure 31 : Exemple de résultats présentant le contour réalisé manuellement (bleu) et le contour final produit par l’algorithme pour l’ouverture.

Après avoir présenté quelques résultats détaillés sur la segmentation de la valve, nous présentons à la prochaine section des résultats plus globaux permettant de mieux évaluer la segmentation sur l’ensemble de chacune des séquences.

Résultats pour la courbe de l’aire de l’ouverture en fonction du temps

La section précédente a présenté les résultats directs de la segmentation de l’ouverture de la valve. Les contours de l’ouverture ne sont pas le but ultime de cette méthode. L’objectif final est plutôt de tracer un graphique de l’aire de l’ouverture en fonction du temps. Ce graphique est un résultat plus significatif puisqu’il permet d’atténuer les variations de segmentation.

Les Figure 32 à Figure 37 permettent d’apprécier qualitativement les courbes de l’aire en fonction du temps. Celles-ci présentent les résultats pour chaque patient. On y retrouve en rouge la courbe donnée par la segmentation de l’algorithme et en bleu la courbe calculée à partir de la segmentation manuelle. Ces deux courbes ont une grande similarité : dans les deux cas, on retrouve une montée ayant une pente prononcée correspondant à la période d’ouverture de la valve. Par la suite, on retrouve un plateau caractéristique de la séquence où la valve est complètement ouverte. Finalement, une descente abrupte due à la fermeture

de la valve. Ce type de courbe est caractéristique de la cinématique de la valve aortique [30-32]. Par contre, il est aisé de remarquer la différence d'amplitude entre les deux courbes. Cette différence a été expliquée à la section précédente comme étant la variation de segmentation provoquée par la force d'expansion du contour. Cette force étant la même pour tous les patients, nous avons pu constater qu'il s'agit d'une erreur systématique. Ainsi en ajoutant un facteur de correction de 800 pixels à l'aire de la segmentation manuelle de chaque contour on obtient la courbe verte. Cette courbe se rapproche alors de la courbe qui a été segmentée par l'algorithme. Ce facteur de correction fonctionne bien pour tous les patients mis à part le patient 7. Pour ce patient, on note l'absence d'une partie d'un feuillet sur une certaine portion des trames. Le contour n'a donc pas été attiré par la bordure ce qui provoque une erreur dans la segmentation. Un autre point intéressant est la variation de la forme de la courbe pour chacun des cycles. On devrait observer une courbe similaire pour chacun des cycles puisque la segmentation n'est effectuée que pour le premier cycle de la séquence. On pose que l'ouverture et la fermeture de la valve seront similaires sur tous les cycles. Par contre, la durée de chaque cycle est calculée directement sur l'électrocardiogramme. Des variations peuvent apparaître puisque la durée du cycle peut varier de quelques trames. Par exemple, on remarque une variation de la largeur du plateau pour le patient 1 (Figure 32) puisque le premier cycle comporte 12 trames et le deuxième cycle en comporte 14.

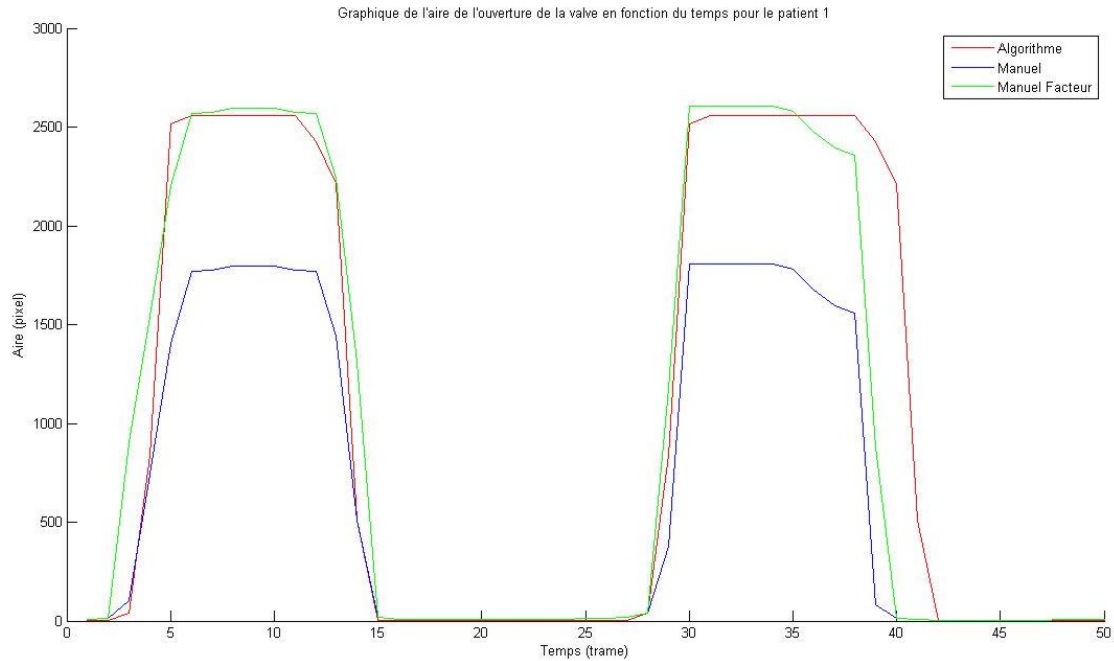


Figure 32 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 1

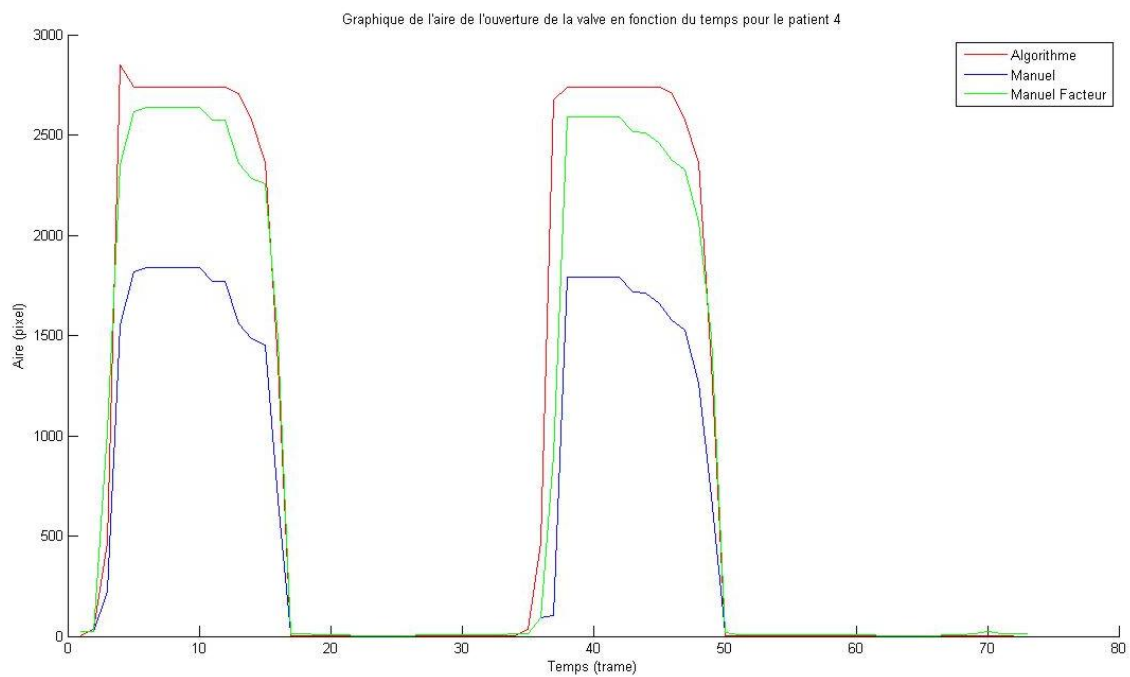


Figure 33 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 4

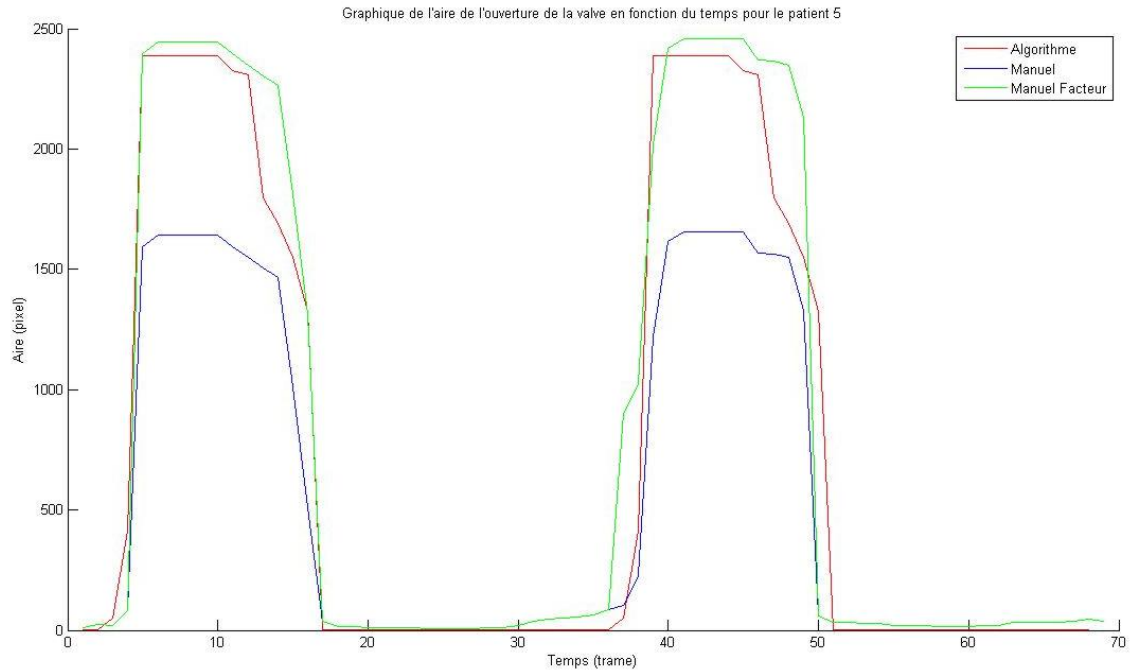


Figure 34 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 5

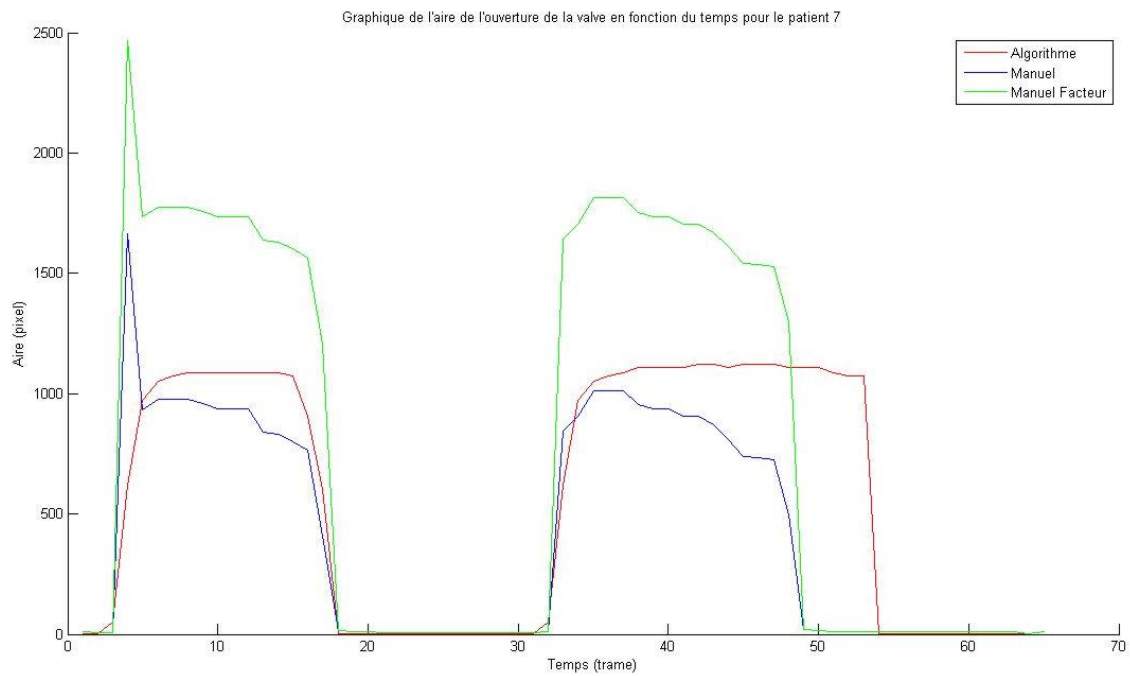


Figure 35 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 7

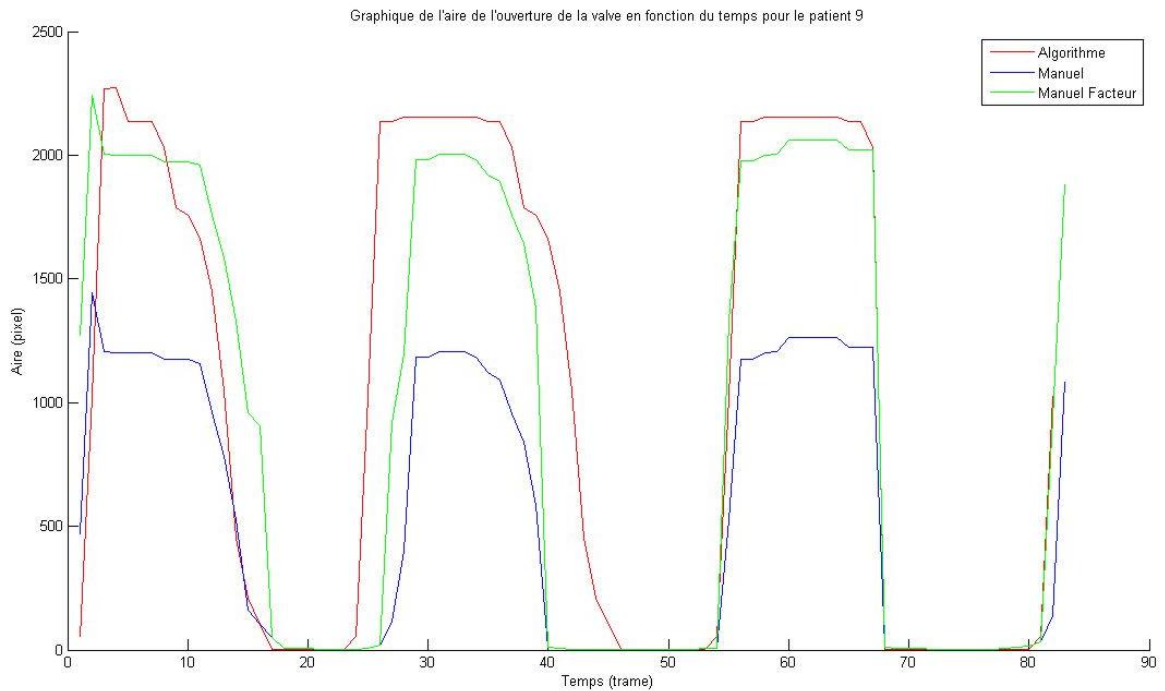


Figure 36 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 9

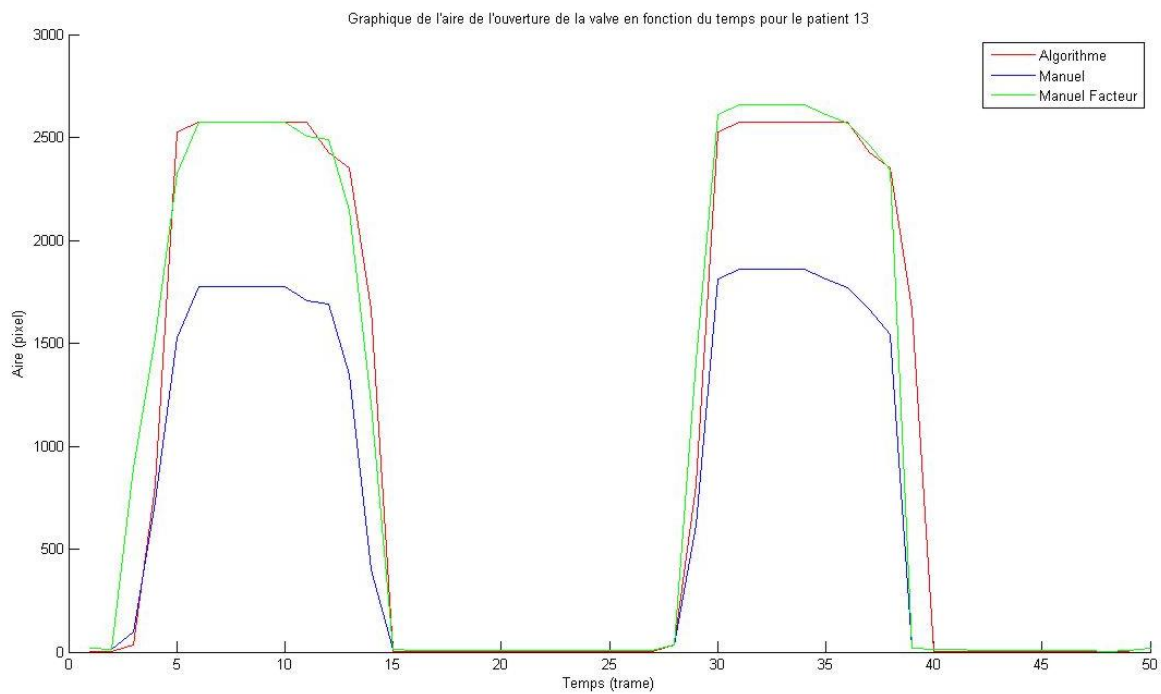


Figure 37 : Graphique de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps pour le patient 13.

Les figures précédentes présentent des résultats qualitatifs obtenus avec l'algorithme de segmentation. Nous avons aussi réalisé différentes mesures quantitatives sur les segmentations.

Les graphiques obtenus permettent entre autre de mesurer les vitesses d'ouverture et de fermeture de la valve. Nous avons mesuré ces vitesses en calculant les pentes de l'ouverture et de la fermeture. Nous avons aussi mesuré l'aire sous la courbe. Nous avons effectué ces mesures pour tous les patients sur chacune des trois courbes afin de comparer les segmentations semi-automatique et manuelle. L'ensemble des résultats sont présentés au Tableau 6.

	Segmentation manuelle			Segmentation manuelle + facteur			Segmentation semi- automatique		
	Pente de l'ouverture	Pente de la fermeture	Aire sous la courbe	Pente de l'ouverture	Pente de la fermeture	Aire sous la courbe	Pente de l'ouverture	Pente de la fermeture	Aire sous la courbe
P1	497,45	-562,12	15905	849,26	-1070,19	20305	809,34	-1044,81	23771
P4	879,65	-600,34	21215	1168,06	-1203,97	32415	1315,15	-988,36	34025
P5	1005,05	-467,15	17150	991,03	-725,15	27550	972,90	-688,32	25380
P7	1419,47	-421,24	12822	1482,66	-877,59	24022	394,30	-463,06	13568
P9	505,68	-221,26	10653	784,32	-434,22	16321	922,91	-267,16	21983
P13	598,97	-525,11	16206	817,80	-1004,33	25806	907,34	-920,61	25258

Tableau 6 : Mesures de la pente de l'ouverture, de la pente de la fermeture et de l'aire sous la courbe

	Pente de l'ouverture		Pente de la fermeture		Aire sous la courbe	
	$\text{abs}(P_{\text{semi-Auto}} - P_{\text{manuelle}})$	$(P_{\text{semi-Auto}} - P_{\text{manuelle}})/P_{\text{manuelle}}$	$\text{abs}(P_{\text{semi-Auto}} - P_{\text{manuelle}})$	$(P_{\text{semi-Auto}} - P_{\text{manuelle}})/P_{\text{manuelle}}$	$\text{abs}(A_{\text{semi-Auto}} - A_{\text{manuelle}})$	$(A_{\text{semi-Auto}} - A_{\text{manuelle}})/A_{\text{manuelle}}$
Patient 1	39,91	5%	25,38	2%	3466	17%
Patient 4	147,09	13%	215,61	18%	1610	5%
Patient 5	18,13	2%	36,82	5%	2170	8%
Patient 7	1088,37	73%	414,53	47%	10454	44%
Patient 9	138,60	18%	167,06	38%	5662	35%
Patient 13	89,54	11%	83,72	8%	548	2%
Moyen	253,61	20%	157,19	20%	3985,00	18%

Tableau 7 : Différence entre la pente de l'ouverture et de la fermeture ainsi que de l'aire sous la courbe

Le Tableau 6 présente les mesures qui ont été prises sur les graphiques des différents patients. Les pentes ont été évaluées manuellement en sélectionnant 4 points sur chacune des courbes comme le montre la Figure 38.

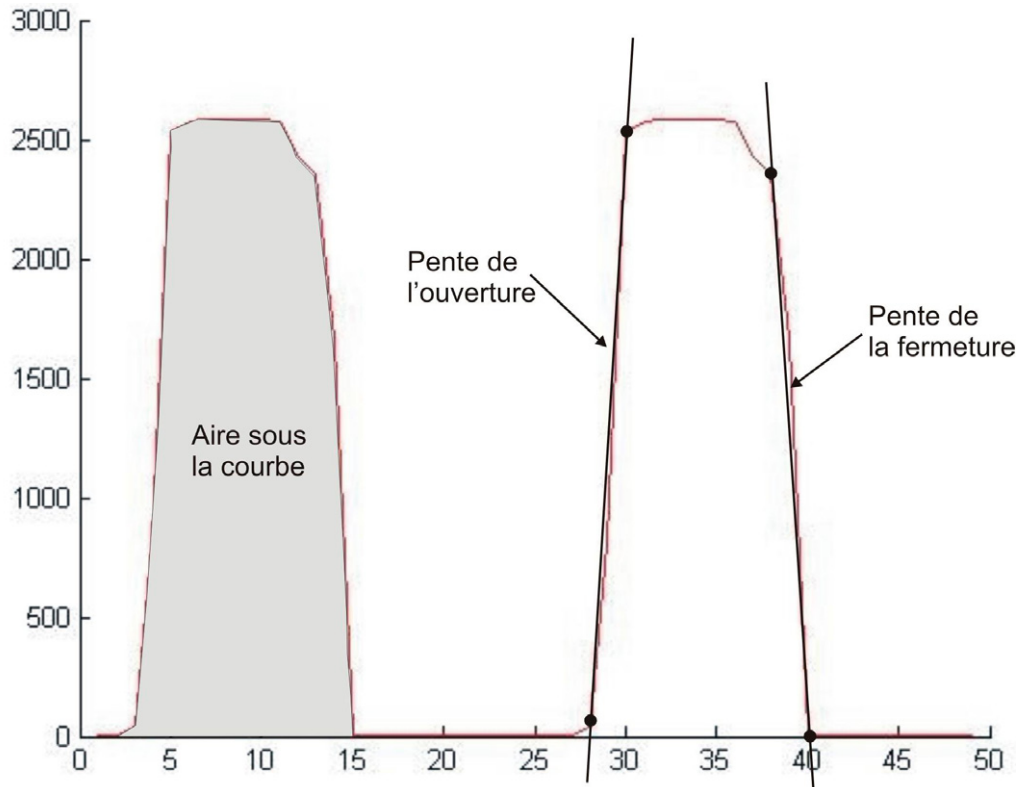


Figure 38 : Méthode de mesure de la pente de l'ouverture et de la fermeture ainsi que de l'aire sous la courbe

Il est à noter que la mesure des pentes est très dépendante du choix des points choisis sur la courbe. Nous avons donc répété les mesures plusieurs fois afin d'obtenir la mesure la plus juste possible. Les données brutes du Tableau 6, permettent peu de comparer les mesures effectuées sur la segmentation manuelle et la segmentation semi-automatique. Nous avons calculé la différence pour chacune des mesures entre la valeur mesurée sur la courbe manuelle avec le facteur et la courbe de la segmentation semi-automatique. Nous avons aussi calculé le pourcentage de cette différence par rapport à la valeur obtenue pour la segmentation manuelle avec le facteur. Ces résultats sont présentés au Tableau 7. Les différences moyennes se retrouvent toutes autour de 20%. Globalement, la moyenne est élevée. Par contre, ces moyennes diminuent dramatiquement si l'on retire les patients 7 et 9 pour lesquels les segmentations manuelles et semi-automatique sont franchement différentes de la segmentation manuelle (Figure 35 et Figure 36).

Le chapitre 2 a permis de présenter une première application de l'ajout d'information non-visuelle à une segmentation. Dans ce cas, le guidage de l'initialisation des contours actifs à la fois par l'électrocardiogramme et par un modèle d'ouverture et de fermeture de la valve permet de pallier au faible contraste des images et à la faible résolution temporelle de la séquence. La comparaison des segmentations sur la base des vitesses d'ouverture et de fermeture montre que dans une majorité de cas nous avons obtenu une segmentation semi-automatique comparable à la segmentation manuelle.

Chapitre 3

Segmentation de la prostate sur des images de tomodensitométrie

Revue de littérature sur la segmentation de la prostate

La curiethérapie de la prostate

La curiethérapie de la prostate utilisant des implants permanents est un traitement appliqué depuis de nombreuses années. Par contre, on peut réellement dire que cette technique a pris son envol à la fin des années soixante avec le début de l'utilisation des sources ¹²⁵I. À cette époque, l'imagerie étant moins développée, l'insertion des aiguilles était uniquement guidée par la sensibilité du médecin à détecter le changement de résistance des tissus. Il était aussi fort difficile avant l'arrivée de l'imagerie par tomодensitométrie, d'évaluer la dose donnée aux organes entourant la prostate. Les techniques d'imagerie actuelles permettent de planifier, implanter et suivre plus efficacement et avec plus de visibilité le processus d'implantation des sources pour la curiethérapie de la prostate. Cette technique a vraiment atteint sa vitesse de croisière avec l'arrivée du guidage sous US au début des années 80 qui permet un guidage précis et efficace de l'intervention.

Critères de qualification des patients pour une curiethérapie de la prostate.

La curiethérapie de la prostate ne s'adresse pas nécessairement à tous les patients. Des organismes comme l'American Brachytherapy Society (ABS)[33] ainsi que la European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO)[34] ont émis des lignes directrices à cet effet. Les deux organismes s'entendent pour énoncer une série de critères généraux permettant d'exclure d'emblée un patient. Ces critères sont :

- Une espérance de vie plus petite que 5 ans
- Une récession récente de la prostate qui ne comporte pas une diminution majeure du volume de l'organe.
- Dimension de la prostate plus petite que 60cc (ABS) ou 50cc (ESTRO)
- Le patient n'a pas de problèmes de coagulation (ESTRO)
- Le patient n'a pas de métastase à l'extérieur de la prostate (ABS)

Le deuxième critère a été établi puisque dans le cas où il y a eu une récession récente de la prostate, il peut être difficile d'établir le volume de celle-ci pour la planification ou encore il peut être difficile de protéger les organes à risque. Le troisième critère diverge un peu d'un organisme à l'autre sur le volume maximal. L'idée de base derrière ce critère est de

s'assurer que la prostate sera totalement accessible par voie transpérinéale. Dans le cas où la prostate est trop grosse, certaines parties seront inaccessible dû à la présence des os pubiens. Plusieurs mesures permettent de quantifier l'avancement et l'étendue du cancer. La mesure de la concentration PSA (*prostate-specific antigen*) dans le sang est un indicateur de l'avancement du cancer. Le score de Gleason permet d'évaluer le caractère malin des cellules cancéreuses à partir d'une analyse au microscope. Le stade est une mesure empirique basée sur l'étendue du cancer. Le niveau T1 et T2 est un cancer palpable par touché rectal, mais qui est toujours uniquement à l'intérieur de la prostate. Le IPSS (*International Prostate Symptom Score*) est basé sur un questionnaire portant sur les sensations urinaires du patient. Le débit urinaire du patient est aussi pris en considération par le facteur Q_{max} . Les niveaux acceptables pour une curiethérapie selon l'ABS et l'ESTRO sont regroupés au Tableau 8.

Critères	ABS	ESTRO
PSA (ng/ml)	<10	<10
Score de Gleason	2-6	5-6
Stade	T1-T2a	T1c-T2a
IPSS	-	0-8
Volume de la prostate	-	<40
Q_{max} ml/s	-	>15

Tableau 8 : Critère d'inclusion pour un patient pour une curiethérapie de la prostate en mono-traitement[33][34].

Segmentation de la prostate

La segmentation de la prostate dans tous les modes d'imagerie représente un défi de taille considérant le peu de contraste présent dans l'image. Particulièrement, dans le cas de la tomодensitométrie, même la segmentation manuelle représente un défi important. Il n'en demeure pas moins qu'au cours des années, plusieurs chercheurs ont développé différentes méthodes de segmentation automatique ou semi-automatique de cet organe.

Les images d'échographie (TRUS)

L'imagerie transrectale 3D a permis d'augmenter grandement la qualité des images de la prostate. La proximité de la sonde avec l'organe permet une plus grande définition de la

bordure. La nature 3D des images permet de bénéficier d'une plus grande quantité d'information pour la réalisation de la segmentation. Les modèles déformables de différentes natures sont des techniques largement répandues pour accomplir ce travail.

Bien que l'acquisition génère des images permettant de traiter la prostate en 3D, une bonne part des méthodes de segmentation semi-automatique se basent sur la segmentation de la prostate une tranche à la fois, ce qui revient à une segmentation 2D. Tout d'abord, Ladak et coll.[35] proposent une méthode de segmentation 2D basée sur une initialisation par quatre points définis sur le contour de la prostate par l'utilisateur. Ces points définissent grossièrement les extrémités de la prostate en 2D. Par la suite, le contour est ajusté à la forme de la prostate en utilisant les *dynamic discrete contours* développés par Lobregt et Viergever [36]. Une autre approche de segmentation 2D, proposée par Ying Zhang et coll.[37], utilisent plutôt les contours actifs proposés par [3]. Cette méthode est appliquée après l'utilisation de filtres permettant de réduire le bruit dans les images d'ultrasons. Ding et coll.[38] font une segmentation de toutes les tranches dans le volume pour obtenir une surface 3D complète. Ils propagent les contours sur chacune des tranches afin de les utiliser comme contour initial pour la méthode de déformation de Ladak et coll.[35]. Un principe similaire est utilisé par Wang et coll.[39] pour segmenter chaque tranche. Par contre dans ce cas on permet à l'utilisateur d'arrêter le processus afin de corriger un contour produit par l'algorithme. Ceci évite de propager l'erreur de segmentation sur les autres tranches. Cette erreur est un problème important lorsqu'il est question de propager les contours entre les tranches. Ding et coll.[40] proposent d'ajouter une contrainte de continuité entre les tranches. Cette contrainte est basée sur un modèle autorégressif.

Plusieurs auteurs ont aussi utilisé une autre approche afin d'initialiser les contours entre les tranches. Par exemple, un modèle *a priori* de la prostate. Betrouni et coll. [41] se basent sur une série de contours créés manuellement. Ils appliquent une analyse en composantes principales afin de déterminer les axes de variations majeurs de la dimension du contour. Ce modèle est ensuite utilisé pour initialiser les contours pour la déformation sur chaque tranche. Hodge et coll. [42] utilisent un *point distribution model (PDM)* pour décrire la forme *a priori* de la prostate. Une autre méthode permettant de calculer un modèle de la prostate est utilisée par Shen et coll. [43]. Il utilise une série de filtres de Gabor pour

l'analyse de différents jeux de contours d'entraînement. La description du modèle est basée sur la position de la sonde d'échographie. L'utilisation de contours d'entraînement peut aussi permettre de créer une fonction *level sets* qui pourra guider la segmentation par cette méthode. Il s'agit de la stratégie utilisée par Yang et coll. [44] qui permet de segmenter la prostate à travers un cube 3D. Ghanei et coll. [45] utilisent aussi une approche de segmentation 3D. Ils déforment une surface créée à partir d'un modèle *a priori* de la prostate. Cette déformation est guidée par une force interne liée à la continuité de la courbure et à une force externe dirigée par une série de filtres *step expansion matching restoration* développés par Raghunath Rao et coll.[46]. Cette force externe permet de faire l'appariement entre le modèle et la forme extraite de l'image.

La majorité des techniques précédentes se basent sur l'utilisation du gradient et ainsi que sur la variation de l'intensité dans l'image. Certains auteurs se sont plutôt basés sur la description de la texture des images de la prostate. Kachouie et coll. [47] proposent de décrire la texture de la prostate à partir du *Local binary patterns*. Cette description de texture permet de créer un seuillage dans l'image. Ils utilisent ensuite les *level sets* afin de segmenter le contour de la prostate. Richard et coll. [48] utilisent plutôt les *micro texture masks* développés par Laws [49]. Cette analyse de texture est fournie à un algorithme de regroupement qui permet de faire une sélection de régions. Des contraintes spatiales sont ensuite appliquées aux différentes régions afin d'éviter l'emballement de l'algorithme. Finalement, Zhan et Shen[50] utilisent plutôt une méthode d'analyse de texture basée sur un groupe d'images d'entraînement décrivant la texture des images de la prostate.

Les contours adaptatifs sont des méthodes très répandues pour la segmentation de la prostate. Cependant, plusieurs auteurs ont développé des méthodes utilisant d'autres approches. Par exemple, Shaba et coll. [51] utilisent une méthode basée sur des opérations morphologiques simples. Un estimateur de Kalman est utilisé pour distinguer les bordures de la prostate du reste de l'image. Le traitement se complète par un algorithme de logique floue permettant d'accentuer des tons de gris par une analyse locale. D'autres auteurs ont plutôt utilisé les superellipses afin de modéliser la forme de la prostate. Entre autres, Gong et coll. [52] utilisent une superellipse qui est ajustée au contour de la prostate à l'aide d'une technique basée sur la minimisation de l'aire. L'auteur souligne que la capacité des

superellipses à modéliser la prostate repose sur la capacité des algorithmes à définir une forme globale.

La segmentation de la prostate sur les images ultrasons 3D n'est pas au cœur de l'approche proposée dans cette thèse. Il nous semblait tout de même intéressant de présenter plusieurs approches déjà utilisées dans d'autres modes d'imagerie. Dans la prochaine section, nous nous intéresserons plus à fond aux méthodes qui ont été développées pour la segmentation sur les images de résonance magnétique et de tomodensitométrie.

Les images de résonance magnétique

La segmentation de la prostate sur des images de tomodensitométrie et de résonance magnétique a fait l'objet de beaucoup moins de travaux que la segmentation sur les images d'ultrasons présentées à la section précédente. Cela résulte probablement du nombre plus limité d'appareils et de la plus grande nouveauté des techniques.

Pasquier et coll. [53] ainsi que Betrouni et coll. [54] ont adapté aux images IRM une méthode préalablement développée pour la segmentation des images d'ultrasons 3D [38]. Cette méthode se base d'abord sur la création d'un modèle de la prostate et d'une analyse en composantes principales permettant de définir les zones de variations maximales des dimensions de l'organe. L'ajustement du modèle se fait par un *simulated annealing algorithm* [55]. La méthode proposée par Klein et coll. [56] utilisent aussi un modèle *a priori* de la prostate basé sur une série d'images atlas. La segmentation se fait en trois temps. Ils calculent d'abord une mise en registre pour les images atlas avec le groupe d'images à segmenter. Par la suite, ils calculent le meilleur appariement possible en comparant les mesures de similarité mutuelles entre le modèle et le résultat de la segmentation. Finalement, ils appliquent une légère déformation du résultat de segmentation pour l'ajustement final. Maryam et coll. [57] segmentent la prostate à partir d'une étude approfondie de l'orientation du flot dans l'image. Ils appliquent d'abord un filtre permettant de normaliser l'intensité de l'image. Par la suite, la direction du gradient de l'image est calculée sur l'ensemble de la surface. L'étape suivante débute par une intervention de l'utilisateur qui doit identifier le tour et le centre de la prostate par quatre points. Finalement, ils utilisent un filtre 3x3 pour extraire le contour de la prostate en

analysant les changements de direction du flot. Allen et coll. [58] utilisent une méthode de segmentation basée sur les niveaux de gris présents dans l'image. Cette méthode requiert d'abord une segmentation manuelle de l'image produisant un histogramme de l'intensité de l'image contenant trois maximums distincts. Une triple gaussienne est ajustée sur l'histogramme permettant de calculer des probabilités conditionnelles pour chaque classe d'intensité. Un modèle *point discrete model* (PDM) est créé à partir de segmentations manuelles. Ce modèle est ajusté de façon probabiliste sur chacune des classes de l'histogramme.

Les images de tomodynamométrie

Le faible nombre de méthodes développées pour la segmentation de la prostate sur des images de tomodynamométrie est certainement dû au manque de contraste dans ce type d'images. Stough et coll.[59] proposent une méthode basée sur trois modèles. Le premier utilise deux régions soit : l'intérieur et l'extérieur de l'organe d'intérêt. Le deuxième modèle s'intéresse aux non-homogénéités qui existent dans la région de l'extérieur de l'organe. Ce modèle déduit une fonction de quantification de l'intensité qui découle de l'histogramme de l'intensité de l'image. Une analyse en composantes principales de l'intensité permet de déterminer les directions de variation maximale de l'intensité. Le troisième modèle est basé sur la géométrie de l'organe, et est construit à partir de segmentations manuelles qui ont été réalisées sur des images de CT. Il permet d'analyser des descripteurs de l'image sous un angle géométrique. Costa et coll. [60] segmentent la prostate et la vessie dans des images de CT à partir d'un modèle *a priori* des organes. L'innovation de cette approche réside dans le fait que la segmentation des deux organes se fait concurremment. Il y a alors validation de l'absence de superposition de la segmentation entre les deux organes.

Fusion d'images médicales

Le domaine de la fusion d'images médicales est particulièrement vaste. Les applications permettent le plus souvent d'ajouter de l'information qui n'est pas présente dans un seul mode d'imagerie. Dans le cadre de la présente revue de littérature, nous nous limiterons principalement aux applications et aux méthodes concernant les traitements reliés à la

prostate. Nous insisterons particulièrement sur les méthodes utilisant des images d'ultrasons transrectales 3D (TRUS).

L'approche la plus classique de fusion et la plus répandue consiste à fusionner directement les images. Pour le cas de la prostate, cette fusion permet d'accroître le contraste, particulièrement dans la région de l'apex. Fei et coll. [61] fusionnent des images d'IRM et de CT en utilisant une approche multi-résolutions. La méthode d'appariement des images est basée sur un coefficient de corrélation obtenu à partir de l'information mutuelle des deux groupes d'images. Wang et Xiao [62] réalisent la fusion en utilisant aussi une méthode multi échelle. Par contre dans ce cas, la décomposition en plusieurs niveaux est réalisée par une méthode de décomposition en ondelettes. La seconde étape de cette méthode consiste à segmenter les sous-niveaux afin de déterminer des correspondances entre les images.

Dans certaines situations, la fusion n'est pas utilisée pour l'augmentation de l'information dans l'image lors d'un diagnostic. Davis et coll. [63] s'en servent plutôt pour analyser le mouvement et la déformation de la prostate pour la radiothérapie adaptative. Ils extraient d'abord des marqueurs facilement reconnaissables tels que les os du bassin. À partir de cette information, ils créent un champ vectoriel basé sur la méthode de déformation de patron de Christensen et coll. [64]. Le champ est ensuite minimisé par une méthode de moindres carrés. La fusion finale sera basée sur une composition des déformations rigides et non-rigides. Taylor et coll. [65] utilisent aussi des repères anatomiques pour la mise en registre des images. Ils se basent principalement sur la position de l'urètre. La fusion se fait tranche par tranche en utilisant une analyse en composantes principales.

Il est aussi possible d'aligner les images à partir de marqueurs artificiels. Tutar et coll. [66] exploitent la position des sources implantées dans la prostate pour fusionner des images de fluoroscopie et d'ultrasons. Les sources sont détectées à la fois sur les images d'ultrasons et de fluoroscopie. Par la suite, celles-ci sont appariées une à une afin de déterminer la transformation de repère entre les deux modalités. Gong et coll. [67] utilisent une méthode similaire. Par contre, les essais ont été réalisés uniquement sur un fantôme. Une autre approche se base sur l'utilisation d'un repère artificiel. Steggerda et coll. [68] ont réalisé simultanément la tomodensitométrie et l'ultrason transrectal 3D d'un fantôme de la

prostate. L'avantage de cette méthode est la position connue de la sonde d'échographie dans les deux images. Ils utilisent alors la position de la sonde pour mettre en registre les deux types d'images.

Toutes les méthodes présentées précédemment s'intéressent à la fusion directe des images. Daanen et coll. [69] s'intéresse plutôt à la fusion du résultat de la segmentation. Il segmente à la fois la prostate sur les images d'IRM et d'échographie et par la suite ce sont les contours qui sont mis en registre afin d'améliorer la segmentation de l'apex de la prostate.

Segmentation des sources radioactives

L'identification de la position des sources radioactives sur différents modes d'imagerie est essentielle pour le suivi post-opératoire ou encore pour différentes méthodes de fusion. Plusieurs auteurs se sont attaqués à ce problème. La fluoroscopie est utilisée dans un très grand nombre de méthodes automatiques d'extraction des sources. Tubic et coll. [70] extrait la position des sources à partir d'un seuillage automatique. Le seuil est calculé à l'aide d'une méthode d'entropie bidimensionnelle. Ils font ensuite une analyse de moments pour chacune des régions afin de diviser les sources qui pourraient être en superposition. Su et coll. [71] utilisent une méthode comparable. Par contre, la discrimination des sources se fait d'abord par la surface de chaque région détectée. Par la suite, le nombre de sources dans chaque région est compté à partir d'une analyse basée sur les axes majeurs. Les sources peuvent aussi être détectées sur les images de tomodensitométrie. Liu et coll. [72] proposent une segmentation basée sur un seuil empirique. Chacune des régions est ensuite étudiée afin de déterminer le nombre de sources qu'elles renferment. La position de chaque source est déterminée en étudiant l'aire pondérée de la région selon les trois axes. La méthode présentée par Holupka et coll. [73] se base plutôt sur une transformée de Hough en trois dimensions. Ils débutent par un seuillage de l'image ce qui produit une série de régions. Ces régions sont ensuite analysées à l'aide d'une transformée de Hough elliptique. La détection des sources directement dans les images de CT peut être masquée par la présence d'artéfacts métalliques. Pour cette raison Tubic et Beaulieu [74] proposent plutôt de détecter les sources sur le sinogramme. Les sources apparaissent alors sur les images

comme une courbe sinusoïdale. Ils utilisent ensuite un détecteur de courbe pour localiser les sources dans cette image.

Les images de résonance magnétique ont aussi été utilisées pour faire la détection des sources. Lee et coll. [75] proposent de segmenter les sources à partir d'un seuillage. Ils étudient chacune des régions comme un volume et appliquent un seuil sur la taille maximale de celui-ci. Ils divisent ensuite les volumes restants en fonction de leur taille pour déterminer le nombre de sources pour chaque volume.

Le dernier mode d'imagerie est l'ultrason transrectal 3D (TRUS). Les sources radioactives sont beaucoup moins visibles sur ce type d'images. Pour cette raison, les auteurs Wei et coll. [76] et Ding et coll.[77] limitent la région de recherche à la position de l'insertion des aiguilles d'implantation. Ils utilisent une soustraction des images avant et après l'insertion de l'aiguille pour extraire la zone de recherche. Les sources seront ensuite recherchées dans cette zone précise. Ding utilise notamment le fait que les sources doivent apparaître sur au moins deux tranches consécutives pour considérer une détection comme étant acceptable.

Fusion d'information clinique pour la segmentation de la prostate sur les images de CT

La revue de littérature précédente a permis de mettre en évidence plusieurs méthodes permettant de faire la segmentation automatique ou semi-automatique de la prostate sur des images d'échographie. Il existe par contre peu de méthodes permettant d'effectuer ce type de segmentation sur des images de tomodensitométrie. La méthode proposée dans cette thèse vise à réaliser une segmentation automatique de la prostate sur des images de tomodensitométrie afin de produire un contour préliminaire qui sera corrigé par un médecin. Cette méthode se base sur l'utilisation des données cliniques recueillies tout au long du traitement du patient. Ces données seront décrites à la prochaine section.

Description des données disponibles

L'échographie transrectale 3D

L'échographie est une méthode d'imagerie qui est utilisée depuis de nombreuses années dans le domaine médical. Celle-ci consiste à émettre des ondes ultrasonores et d'acquérir ensuite l'écho qui revient vers la sonde. Cet écho sera modifié en fonction de la nature des tissus qui sont traversés par l'onde sonore. Ces variations dans l'écho permettent la création d'une image en ton de gris décrivant les structures internes. Le premier avantage de cette méthode est qu'elle est peu invasive, car elle ne comporte aucun marqueur à administrer au patient et n'expose pas le patient à la radiation. Un autre avantage non négligeable est son faible coût. Au cours des années, des appareils d'échographie ont été spécialisés pour la prise d'images d'organes particuliers. C'est le cas de l'échographie transrectale. Il s'agit d'une sonde d'échographie qui est insérée dans le rectum du patient afin de s'approcher au maximum d'organes comme la vessie ou la prostate. Ceci permet d'obtenir des images de meilleure qualité. L'échographie transrectale peut être réalisée à partir d'une sonde robotisée permettant ainsi de produire des images 3D. La sonde est montée sur mécanisme qui est asservi par un ordinateur permettant de connaître en tout temps la position du plan d'échographie. Un tel système permet de prendre une série d'images en éventail résultant en un cube d'images 3D. La Figure 39 présente une photographie de la sonde transrectale utilisée tandis que la Figure 40 présente un schéma de la prise d'images en éventail.

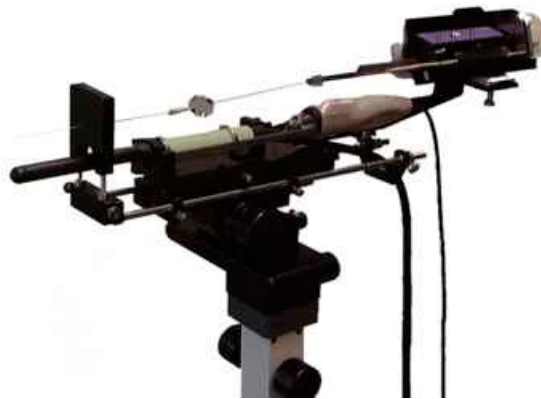


Figure 39 : Sonde d'échographie transrectale robotisée.

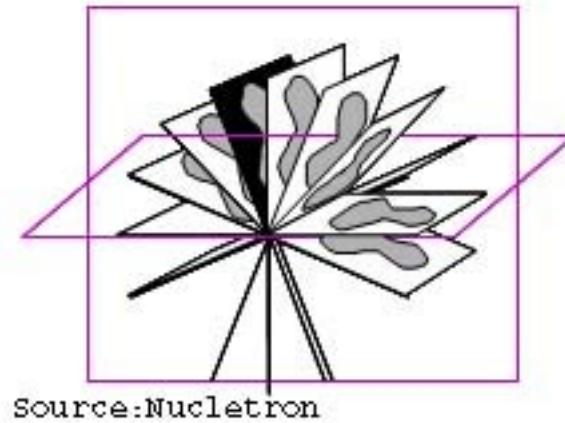


Figure 40 : Représentation des différents plans d'image de la sonde d'échographie transrectale

Le cube d'images 3D peut ensuite être coupé à l'endroit voulu pour observer une coupe de l'organe imagé. La Figure 41 montre un exemple de coupe.



Figure 41 : Exemple de coupe d'échographie de la prostate.

La tomодensitométrie

La tomодensitométrie utilise les rayons X pour produire des images 3D. Cette méthode est basée sur la différence de densité des tissus à imager. Elle permet de produire des images pour un très grand éventail de tissus. Par contre, cette méthode expose le patient à une dose

de radiation. On doit donc en limiter l'utilisation. Lors de l'examen, le patient est installé sur une table qui se déplace horizontalement. Le capteur est formé d'un tube émettant des électrons incidents sur une cible de tungstène (rayonnements de freinage ou bremsstrahlung) et d'une plaque CCD sensible à ce type de rayonnement. Ces deux éléments sont placés de part et d'autre du patient. Ils sont montés sur un système mécanique permettant de les faire tourner autour du patient. Cette rotation combinée avec le déplacement horizontal du patient produit une série d'images hélicoïdales. À partir de ces images brutes, une série de tranches sont reconstruites. La Figure 42 présente un schéma de l'appareil de tomodynamométrie. Cet appareil permettra de prendre une série d'images de la prostate. La Figure 43 est un exemple de ces images.

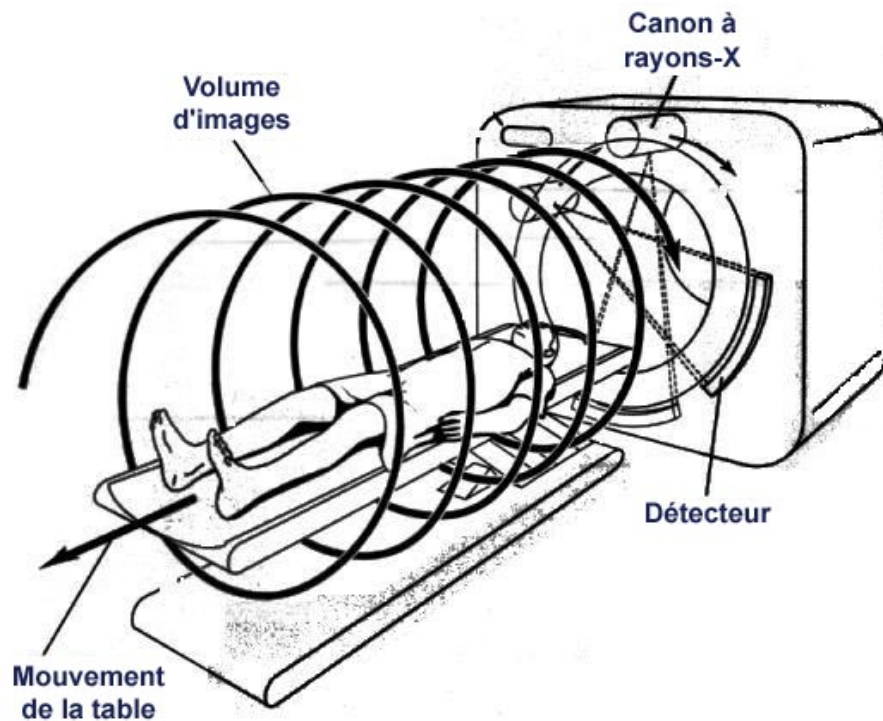


Figure 42 : Schéma d'un tomodynamomètre



Figure 43 : Exemple de coupe de tomodensitométrie de la prostate. Le cercle rouge désigne une des sources.

Le protocole clinique de la curiethérapie à l'Hôtel-Dieu de Québec

Le protocole clinique de curiethérapie de la prostate en vigueur à l'Hôtel-Dieu de Québec se divise en trois parties. La première est l'étape de planification. À cette étape, le radio-oncologue utilise l'échographie transrectale pour obtenir des images de la prostate. Le radio-oncologue identifie la prostate, mais aussi les organes à protéger soient la vessie, l'urètre et le rectum. Pour ce faire, il trace le contour des organes sur chacune des tranches. À partir de ces informations, le logiciel (SPOT-PRO de Nucletron BV, Neetherland) de planification sera en mesure de calculer la position des sources à implanter afin d'irradier au maximum la prostate tout en protégeant les organes à risque.

La deuxième phase est l'intervention au bloc opératoire. Les sources d'iode 125 sont insérées dans la prostate. Le radio-oncologue insère chacune des aiguilles dans la prostate en se guidant sur l'image d'échographie. Par la suite, il branche chacune des aiguilles sur le chargeur qui s'occupe de déposer les sources à la bonne position à l'intérieur de

l'aiguille. Le médecin retire finalement les aiguilles. L'intervention se termine en s'assurant que les contours qui ont été tracés au début de l'intervention sont toujours conformes aux contours de la prostate.

La dernière étape du protocole consiste à faire le suivi de l'intervention environ trente jours après celle-ci. Ce suivi vise à s'assurer que la prostate ait été correctement irradiée au cours du traitement. Le radio-oncologue réalise le suivi à partir d'images de tomodensitométrie. Ces images permettent de voir à la fois la prostate et les sources qui ont été implantées. Le médecin trace sur chacune des coupes le contour de la prostate et un dosimétriste s'occupe d'identifier la position des sources sur les images. À partir de ces informations, le calcul de dose sera refait afin de s'assurer de l'irradiation complète de la prostate. La Figure 44 présente un résumé schématique des différentes étapes du protocole clinique.

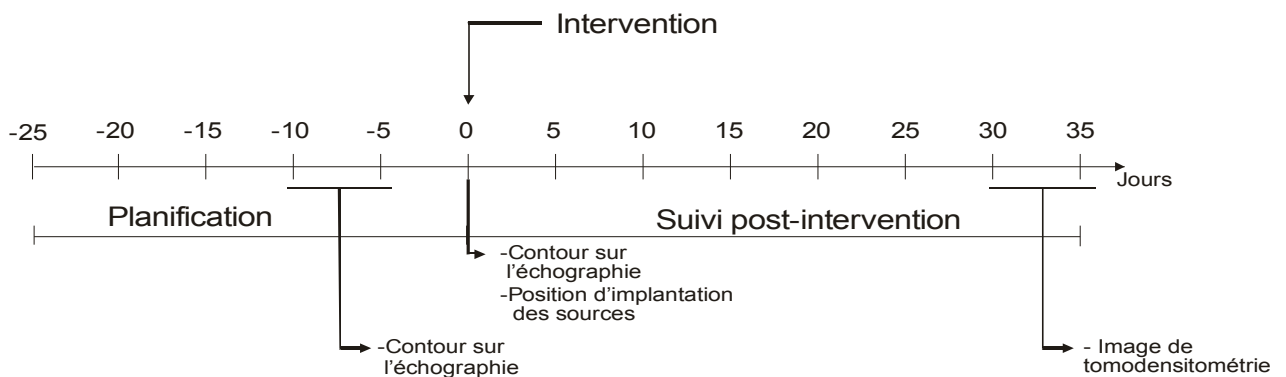


Figure 44 : Ligne du temps décrivant les différentes acquisitions de données au cours du protocole clinique.

Contexte de réalisation de la segmentation de la prostate sur les images de tomodensitométrie

La méthode de segmentation de la prostate qui est proposée intervient lors du suivi post-opératoire de l'intervention de curiethérapie. À cette étape, le radio-oncologue doit tracer les contours de la prostate sur les images de CT. Bien que ces images présentent l'avantage de permettre de voir à la fois la prostate et les sources radioactives, il n'en demeure pas

moins que la prostate est souvent difficile à discriminer par rapport aux tissus environnants. Ceci est dû au fait qu'il y a peu de variation de densité entre la prostate et les autres organes qui l'avoisinent. Ce faible contraste amène donc une variabilité importante du volume obtenu. Cet effet apparaît autant dans une situation intra ou inter-opérateurs. La littérature rapporte une variation moyenne de 30% du volume de la prostate [78-84]. Ceci influence l'estimation de la dose qui a été réellement reçue par la prostate [85]. La méthode proposée dans cette thèse vise à la fois à réduire la variabilité intra et inter-opérateurs ainsi que le temps nécessaire pour le traçage des contours.

Description de la méthode

La segmentation de la prostate sur les images de tomodensitométrie n'est pas une tâche simple à réaliser. Il s'agit en fait d'une tâche où les humains ont peine à effectuer un travail reproductible. La principale cause est le faible contraste entre le contour de la prostate et les organes voisins. Ceci est particulièrement vrai pour les extrémités de la prostate. La méthode proposée s'appuie sur les informations cliniques recueillies au cours du protocole de curiethérapie.

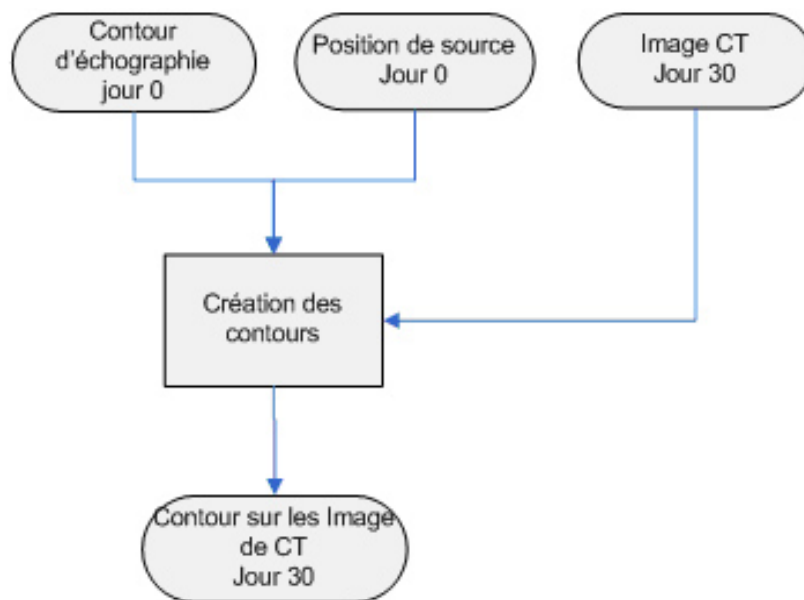


Figure 45: Représentation des données d'entrée et de sortie de l'algorithme

La Figure 45 présente les données d'entrées et de sortie de l'algorithme. Les deux premières entrées proviennent de la cueillette de données au cours de l'intervention. Il s'agit tout d'abord des contours tracés sur l'échographie juste avant la sortie du patient du bloc opératoire. La deuxième entrée comprend les positions des sources dans la prostate, établies par le système. Les images de CT prises 30 jours après l'intervention à l'étape de suivi post-opératoire constituent la troisième entrée. Ces images sont utilisées à deux fins. Dans un premier temps, elles permettent d'extraire les positions de sources au jour 30. Dans un deuxième temps, ces images servent de support pour les contours qui seront produits en sortie par l'algorithme et permettront la déformation des contours pour en raffiner la forme.

L'algorithme se divise en 3 principales étapes. La première consiste à extraire les positions des sources au jour 30 directement sur les images de tomographie assistée par ordinateur. Cette étape vient compléter l'ensemble des données de base de l'algorithme. La seconde étape projette et positionne les contours d'échographie sur les images de tomographie assistée par ordinateur. Finalement, la troisième étape déforme les contours projetés sur les images de tomographie assistée par ordinateur afin d'adapter le contour à la forme réelle de la prostate. Ces trois étapes seront décrites en détail dans les prochaines sections.

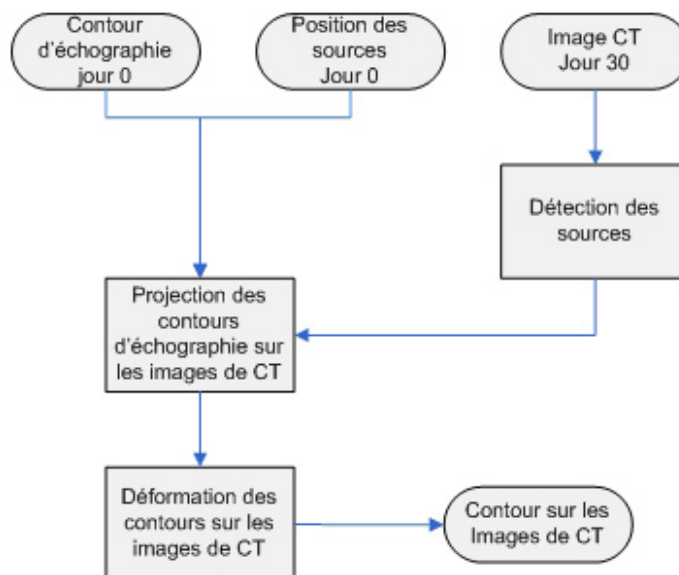


Figure 46 : Diagramme des étapes principales de l'algorithme.

Extraction des positions des sources sur les images CT

L'extraction des positions de sources sur les images de tomodensitométrie est une partie essentielle de l'algorithme. Ces positions serviront à établir une relation qui permettra de modifier la taille et la position des contours d'échographie pour les adapter aux images de tomodensitométrie.

Les sources apparaissent sur les images comme des taches blanches comme le montre la Figure 47. Cette apparence leur est donnée par les réflexions sur le cylindre de titane qui englobe les sources. Ce phénomène s'accompagne aussi de différents artefacts en forme d'étoile autour des sources. Ceci provient d'une aberration de l'algorithme de reconstruction des images (*backprojection algorithm*) qui ne prévoit pas objet qui absorbe autant les rayons x. L'algorithme recherche des régions d'une certaine taille ayant une intensité proche de la saturation. Lors de ce traitement, de fausses détections peuvent survenir. Certains phénomènes biologiques tels que des calcifications provoquent des taches qui peuvent s'apparenter à des sources dans l'image. Une région d'intérêt sera déterminée pour limiter au maximum les fausses détections. Finalement, un filtrage éliminant d'autres types de fausse détection sera appliqué.

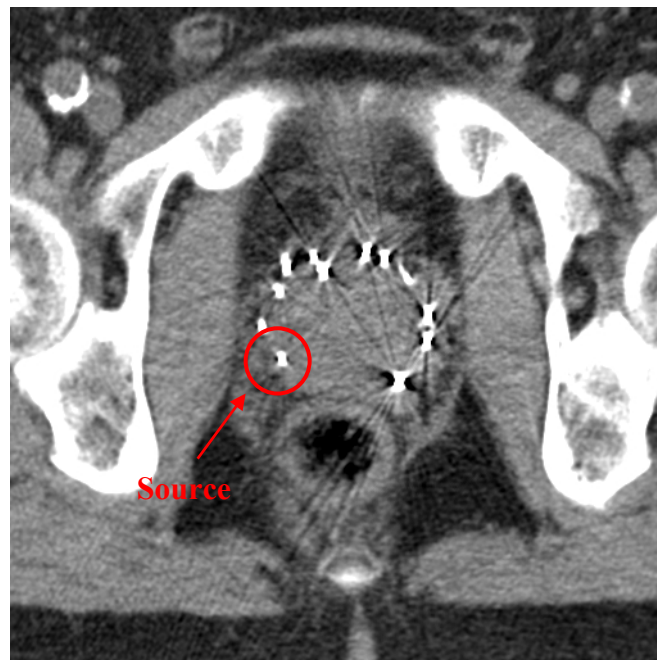


Figure 47 : Sources radioactives sur les images de tomodensitométrie.

Détermination de la zone de recherche

La zone de recherche est dictée par la position anatomique de la prostate. Celle-ci se retrouve encadrée par les os du bassin. Ces os sont facilement visibles sur les images de CT. La première étape consiste à détecter les os du bassin sur chacune des images de CT. L'intensité des images de tomodensitométrie occupe une plage dynamique de 0 à 255. Les os du bassin étant une région très dense, ils apparaîtront comme des régions très saturées dans l'image. On applique une détection des régions basées sur un seuil sur l'image d'intensité. Le seuil a été fixé empiriquement à 230. On conserve uniquement les régions ayant une aire supérieure à 1000 pixels. Les os sont des régions avec un contraste important dans l'image. La segmentation n'est pas dépendante aux seuils empiriques qui ont été choisis. On applique ensuite un opérateur de fermeture [86] afin d'éliminer les trous qui pourraient se trouver au sein des régions correspondant aux os. L'opération de fermeture provoque la fusion de plusieurs régions nécessitant l'utilisation à nouveau d'une croissance de région pour obtenir un résultat final sur les régions associées aux os. Les régions ayant une aire supérieure à 4000 pixels sont éliminées. Nos expériences ont démontré que les trois seuils précédents sont adéquats pour un très large éventail d'images et qu'ils influencent peu les résultats de détection des os. Le contour bleu de la Figure 48 présente un exemple de résultat de détection des os du bassin sur une image de tomodensitométrie.

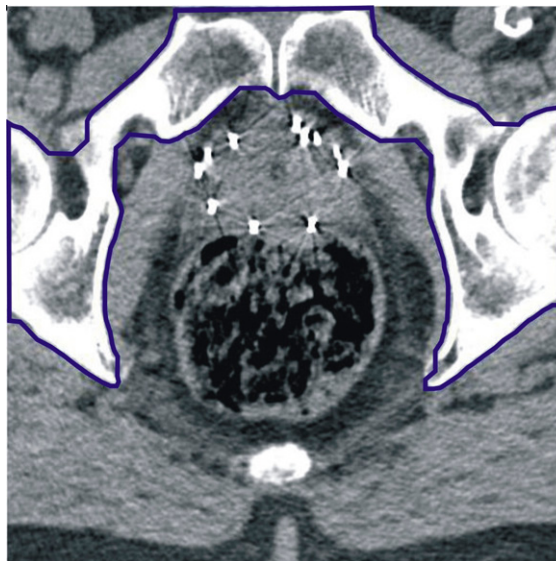


Figure 48 : Résultat de détection des os du bassin.

Une fois la détection des os complétée, il reste à extraire la région correspondant aux os du bassin. Nous posons l'hypothèse que la prostate se situe à peu près au centre de l'image. À partir de ce centre, l'algorithme balaye circulairement sur 360 degrés afin de déterminer une série de points sur le contour de l'os qui formeront la région d'intérêt. Le balayage est effectué par incrément de 15 degrés. L'algorithme de la Figure 49 choisit chaque point du contour de la région d'intérêt en minimisant la distance entre le centre et le contour pour chaque échantillonnage.

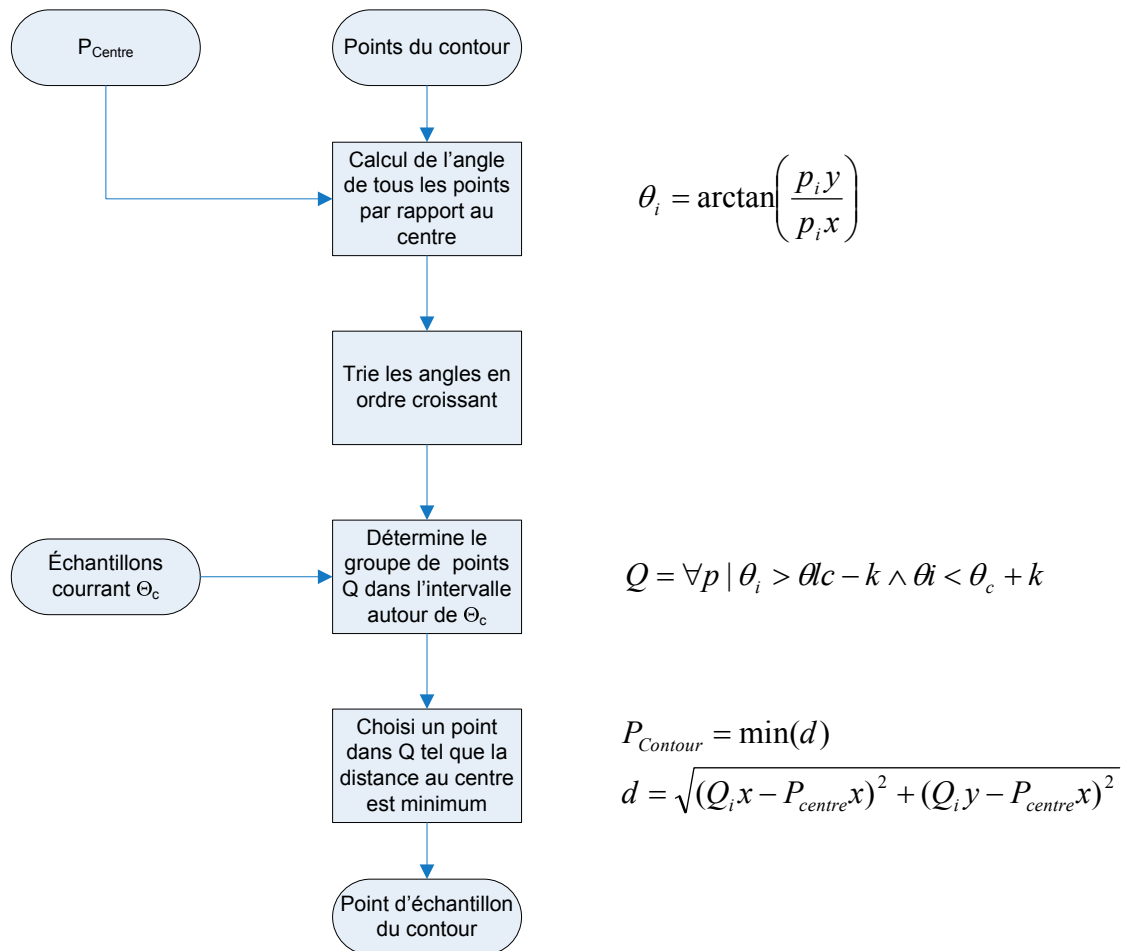


Figure 49 : Algorithme choisissant chaque point de la région d'intérêt

L'incrément choisi provoque un faible échantillonnage de la position des contours des os, mais celui-ci est suffisant pour déterminer une zone de recherche fiable comme le montre le contour en bleu de la Figure 50. Une fois la zone de recherche déterminée, il est possible de passer à l'étape de détection des sources.

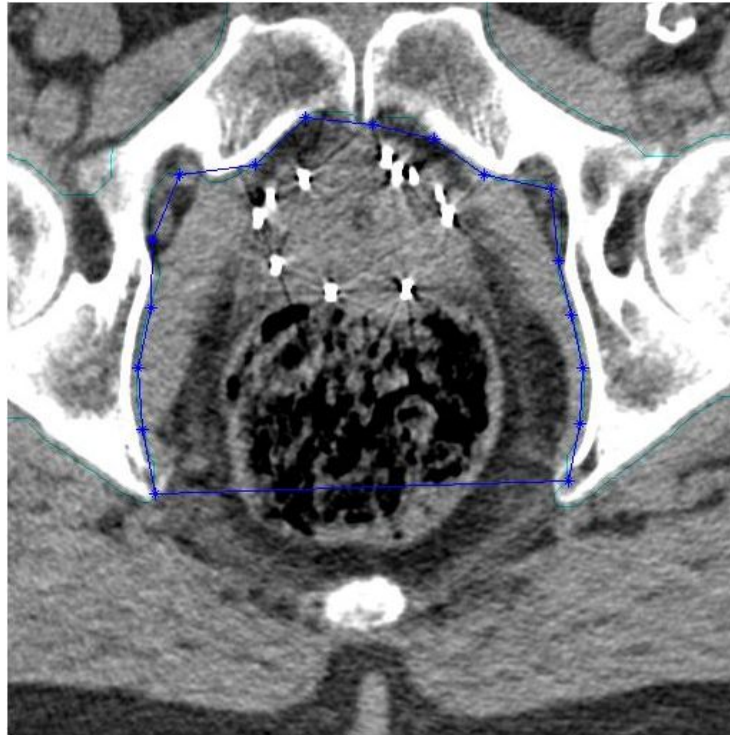


Figure 50 : Détection de la zone de recherche.

Les sources sont détectées en appliquant tout d'abord des opérateurs d'ouverture et de fermeture [86] utilisant un disque de 5 pixels de diamètre afin d'obtenir des régions compactes sans trous. Par la suite une détection de région basée sur un seuil de 230 est appliquée sur l'image entière. Comme les régions correspondant aux sources sont relativement petites, on rejette les détections ayant une aire supérieure à 200 pixels. Le centre de masse pour chacune des régions est calculé afin d'obtenir un point de référence unique pour chacune d'elles. En utilisant cette information, on conserve uniquement les régions qui sont situées à l'intérieur de la zone de recherche. La dernière étape de l'algorithme consiste à extraire les pixels correspondant au contour de chacune de régions de sources. Cette opération est réalisée par l'Équation 26 où A est l'image originale et B est un masque de dilatation circulaire de diamètre 1.

$$\text{Contour} = A \wedge B - A$$

Équation 26

Ceci produit un contour mince autour de la région. Cette information sera utilisée dans une étape subséquente de l'algorithme.

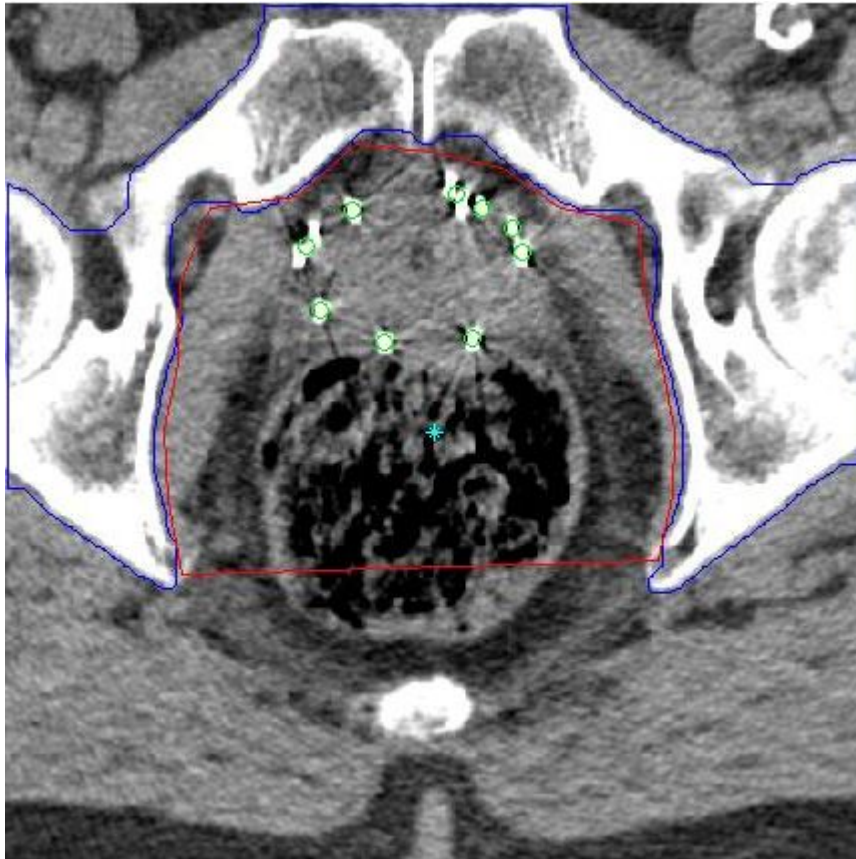


Figure 51 : Résultat de détection des sources.

Cet algorithme est appliqué sur chacune des tranches de tomodensitométrie. La plus grande concentration de sources étant au centre de la prostate, plusieurs images dans les extrémités n'auront aucune détection. L'algorithme complet produira en sortie un nuage de source comme celui de la Figure 52.

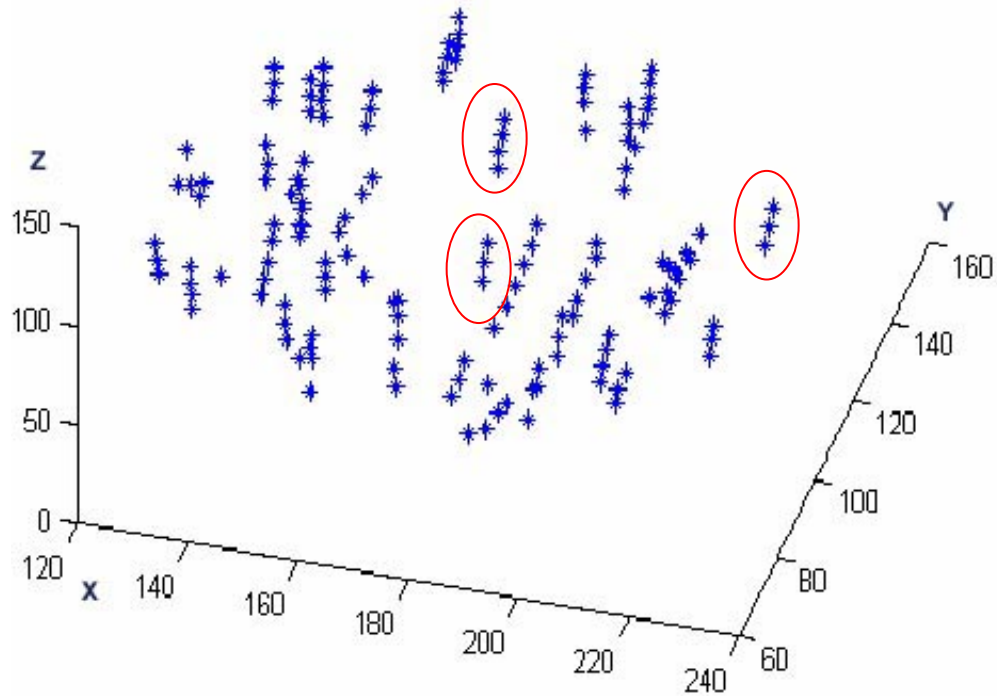


Figure 52 : Résultat de détection des sources pour l'ensemble des images d'un patient.

Cette méthode de détection des sources donne de bons résultats et s'est montrée robuste pour l'ensemble des jeux d'images pour laquelle elle a été testée. Des essais ont été réalisés sur 16 cas pour un total de 458 images. La Figure 51 présente un résultat de détection. On peut remarquer qu'un point de détection (cercles verts) peut représenter plusieurs sources. Les articles de Tubic et coll. [87,88] présentent une méthode pour obtenir un décompte précis du nombre de sources sur des images de fluoroscopie en étudiant chacune des régions pour extraire le nombre exact de sources. Nous avons considéré que cette précision n'était pas nécessaire pour les étapes subséquentes de notre algorithme. La Figure 52 présente le nuage de sources qui a été détecté pour toutes les images d'un patient. On remarque plusieurs détections alignées en z comme le montrent les différents groupes encerclés en rouge sur la Figure 52. Dans la majorité des cas, une même source peut apparaître sur deux à trois images puisque le protocole d'imagerie produit des tranches consécutives de 2.5 mm d'épaisseur. Les sources mesurant 4.5 mm de longueur, on pourrait voir celles-ci apparaître sur trois tranches dans le cas où elles sont perpendiculaires au plan des images CT. Les statistiques globales sur le nuage de sources sont utilisées dans les

étapes subséquentes, nous n'avons pas jugé essentiel de filtrer les détections multiples des sources selon z afin d'éliminer les détections apparaissant sur plusieurs tranches.

Projection des contours d'échographie sur les images de tomodynamométrie

Suite à la détection des sources sur les images de CT, toutes les données d'entrée sont maintenant disponibles pour le calcul des transformations nécessaires à la projection des contours d'échographie sur les images de tomodynamométrie.

Les données d'entrée se divisent en deux groupes. Le premier groupe, les contours et les positions de source au jour 0, sont situés dans le repère du système d'échographie de la compagnie Nucletron. Dans le cas du deuxième groupe, les sources détectées sur les images de CT, le repère est donné par le tomodynamomètre Siemens Somatom Emotion. Il n'existe aucune relation connue entre ces deux repères. L'œdème prostatique suite à l'intervention est aussi un phénomène non négligeable à considérer dans le calcul de la transformation. Le phénomène d'enflure et de résorption de celui-ci au cours des 30 jours suivant l'intervention influence le volume de la prostate. Bien que ce phénomène ait fait l'objet de nombreuses publications [89-94], il demeure encore mal connu. On sait par contre qu'il n'existe aucune garantie que la prostate retrouvera son volume initial après 30 jours suivant l'intervention. Il est donc impossible de prendre pour acquis que la taille des contours d'échographie sera la même une fois ceux-ci projetés sur les images de CT. Par contre, on peut émettre l'hypothèse que les sources implantées à l'intérieur de la prostate bougent avec celle-ci et suivront la même déformation. Une dernière caractéristique des contours d'échographie les rend incompatibles directement avec les images de CT. L'échographie transrectale provoque une déformation de la prostate due à la poussée de la sonde sur l'organe ce qui résulte en une forme de fève.

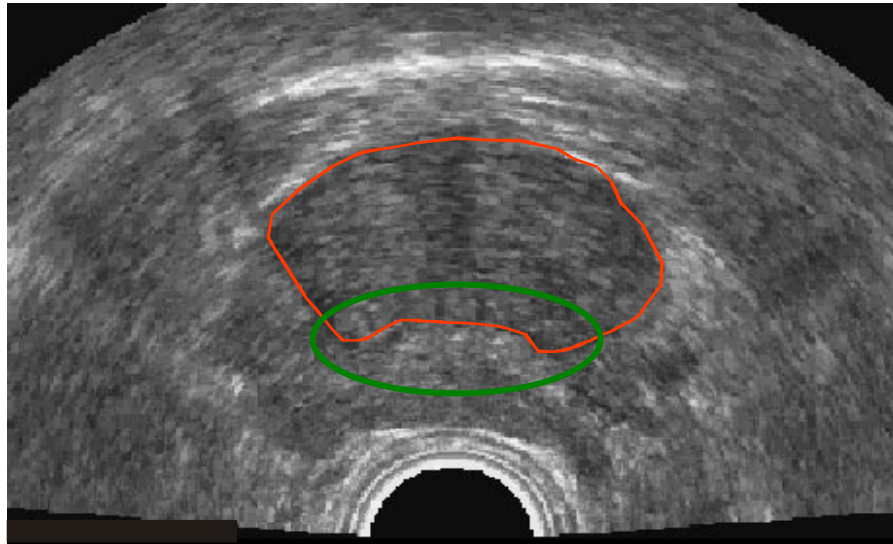


Figure 53 : Déformation de la prostate due à la sonde d'échographie. La région en vert indique la déformation due à la sonde.

La stratégie de base pour l'ajustement des contours d'échographie sur les images de CT repose sur l'utilisation des sources comme marqueurs pour l'alignement des contours. Dans plusieurs applications de fusion d'images, on implante au patient des marqueurs qui sont visibles dans les deux modes d'imagerie. Il est ensuite possible d'aligner les deux images à partir de la position de ces marqueurs. Dans le cas présent, il ne s'agit pas de marqueurs dédiés à l'alignement. Par contre, puisque l'on connaît la position des sources dans le premier mode d'imagerie et dans le second, ceci nous permet d'estimer la transformation pour établir le positionnement des contours sur les images de CT. Il faut également résoudre le problème du facteur d'échelle. Celui-ci peut à la fois être dû au facteur d'échelle des repères des appareils et à l'œdème qui provoque une variation de volume. Nous posons l'hypothèse que la variation d'échelle du groupe de contours est cohérente avec la variation d'échelle du nuage de sources. Celle-ci se base sur le fait que les sources implantées dans la prostate sont solidaires de l'organe et subiront la même déformation. Cette hypothèse permet d'estimer un facteur d'échelle pour les contours à partir du facteur d'échelle présent entre le nuage des positions d'implantations des sources au jour 0 et le nuage de sources détectées sur les images de CT.

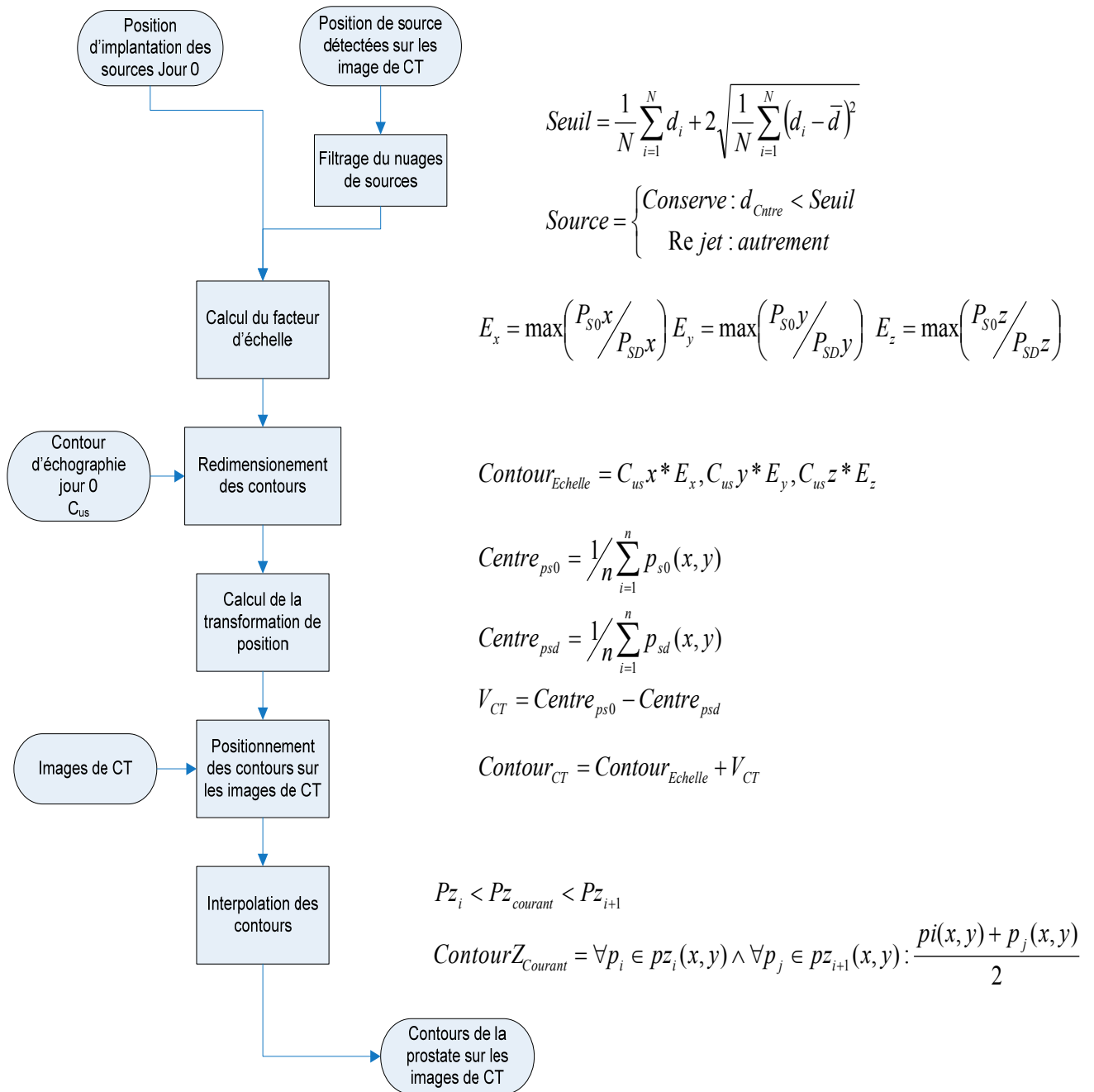


Figure 54 : Processus de transformation des contours d'échographie pour les adapter aux images de CT.

La Figure 54 présente le processus complet pour adapter les contours d'échographie au jour 0 sur les images de tomodensitométrie. Le processus débute par le filtrage des sources détectées sur les images de tomodensitométrie. Ce filtrage permet d'éliminer les fausses

détections qui pourraient affecter le positionnement et l'échelle des contours. Il permet d'éliminer les sources qui sont trop loin du groupe et d'obtenir un nuage compact. On projette l'ensemble des sources dans un même plan. On calcule la distance entre le centre de gravité de ce groupe de sources 2D et chacune des sources. Le seuil sur la distance est calculé à partir de l'Équation 27 où d est la distance entre la source et le centre de gravité du nuage.

$$Seuil = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i + 2 \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (d_i - \bar{d})^2} \quad \text{Équation 27}$$

Cette étape de filtrage permet d'éliminer les fausses détections qui pourraient être dues à des calcifications ou à des détections en bordure des os. Les transformations peuvent ensuite être calculées.

Dans un premier temps, le facteur d'échelle est estimé en comparant les dimensions en x, y et z des deux nuages. Les contours d'échographie au jour 0 sont ensuite redimensionnés à partir de ce facteur. Dans un deuxième temps, la translation est calculée afin de replacer les contours dans le repère de l'image de CT. Cette position est déterminée à partir du centre du nuage de sources détectées sur les images de tomodensitométrie et le centre des contours qui ont été redimensionnés à l'étape précédente. La dernière étape consiste à interpoler en z les contours finaux qui seront projetés sur les images de CT.

Le volume de la prostate engendré par la série de contours est une surface discrète. Rien n'indique que les tranches d'échographie seront alignées avec les tranches de CT. On superpose d'abord le volume engendré par les contours d'échographie sur le nuage de sources détectées sur les images de CT. Pour chaque position en z des images de CT on calcule un contour inter-tranche comme le montre le schéma de la Figure 55.

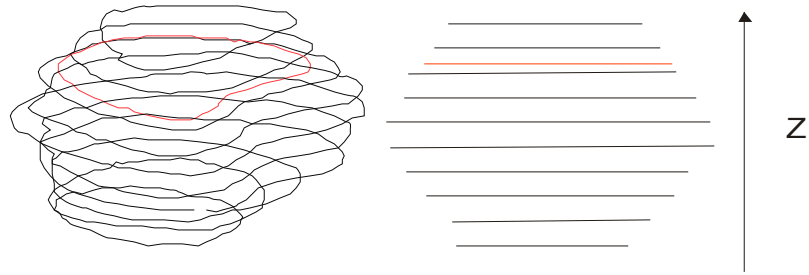


Figure 55 : Interpolation des contours en Z

L'interpolation est réalisée à partir des contours de part et d'autre de la position courante en z . On réalise alors une interpolation linéaire entre les deux contours. À cette étape, on identifie aussi les sources qui appartiennent à la nouvelle tranche interpolée. Cette identification est réalisée en déterminant les sources autour de la position en z dans un intervalle correspondant à la distance entre deux images de tomodensitométrie (2.5 mm). Cette information sera utilisée plus tard dans l'algorithme.

Le résultat final de cette partie de l'algorithme consiste en une série de contours projetés sur chacune des images de CT. Ces contours sont en fait ceux dessinés par le radio-oncologue au bloc opératoire et ajustés en taille et en position (par rapport aux sources) pour les images de CT.

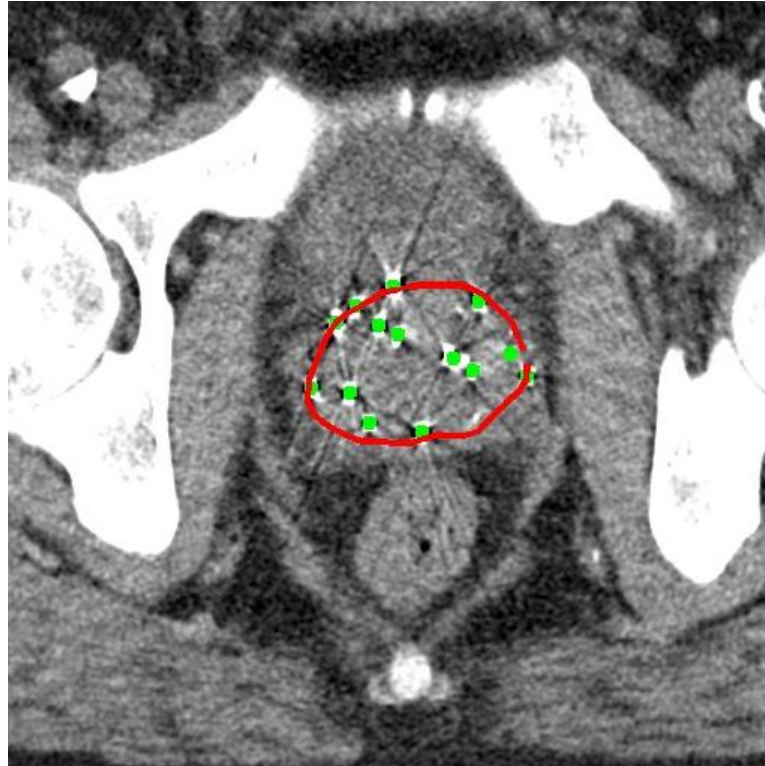


Figure 56 : Exemple de résultat après la projection des contours d'échographie sur les images de CT.

La Figure 56 présente un exemple de résultat produit par l'algorithme. Il s'agit d'un résultat où l'algorithme a réalisé une segmentation qui est proche de celle qui aurait été faite par un radio-oncologue. Par contre lorsque nous avons étendu les essais à un plus grand nombre de cas, il s'est avéré que l'algorithme produisait des contours qui pouvaient souvent être loin de ce qu'aurait tracé un radio-oncologue. Un premier facteur influence le positionnement du contour. Quelques cas se sont présentés où les sources étaient extrêmement concentrées dans une région de la prostate sur les images de CT. Le positionnement des contours étant directement lié à la position des sources ceci provoquait un biais dans le calcul de la translation. De façon plus majeure, deux facteurs influencent le calcul du facteur d'échelle. Le premier est l'effet de la sonde sur la forme de la prostate. Comme discuté précédemment, la sonde d'échographie provoque une déformation de la prostate. Celle-ci étant absente lors de la prise des images de tomodensitométrie, la prostate n'est donc pas déformée. Cette forme est donc toujours présente sur les contours lorsqu'ils sont projetés sur les images de CT bien que la prostate ne soit pas déformée. Le deuxième facteur, qui est

sûrement le plus important, est la difficulté de prévoir le volume final de la prostate. La résorption de l'œdème étant un phénomène biologique très variable, il est difficile de tracer une règle donnant le facteur d'accroissement du volume de la prostate. Ainsi, il est difficile d'établir une règle générale sur l'influence de cet aspect sur le facteur d'échelle.

Déformation des contours

À cette étape de l'algorithme, nous sommes en mesure d'obtenir des contours sur chacune des tranches de tomodensitométrie. Ces contours ont été jugés trop différents des contours qu'aurait tracés un radio-oncologue. Une étude objective de cette constatation sera présentée au chapitre 4. Considérant les problèmes énoncés à la section précédente, nous devons trouver une solution afin d'adapter les contours directement sur les images de tomodensitométrie.

La méthode présentée dans cette section permet de déformer chacun des contours en se basant sur les contraintes de l'image. La Figure 57 présente les grandes étapes de la déformation des contours. La première étape vise à s'assurer que les sources se retrouvent totalement à l'intérieur du contour initial. Par la suite, on applique une première déformation par les contours actifs. Une première étape de lissage est ensuite appliquée sur l'ensemble de la surface. Une fois cette étape complétée, les contours sont soumis à une seconde vague de déformation et de lissage avec un nouveau jeu de paramètres. On arrive finalement aux étapes de finition. On choisit le meilleur contour pour représenter la base de la prostate. L'étape finale effectuée, un lissage en 2D sur chacun des contours afin de présenter un contour parfaitement lisse.

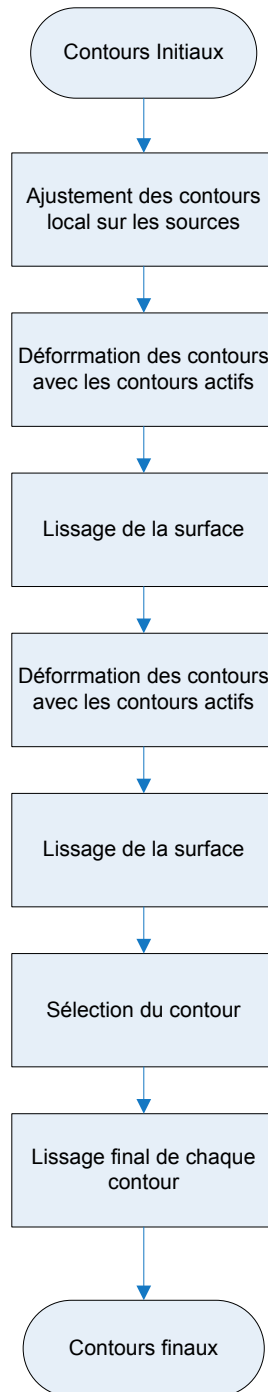


Figure 57 : Processus général de déformation des contours

Déplacement du contour

Cette étape se base sur l'hypothèse que les sources se trouvent en grande majorité à l'intérieur de la prostate. Dans le cas où des sources se retrouvent à l'extérieur de la

prostate, elles seront éliminées par le filtrage du nuage de sources qui en assure la compacité en éliminant les détections isolées autour du nuage. Cet algorithme sera appliqué à chacun des contours du volume à partir du centre vers les extrémités.

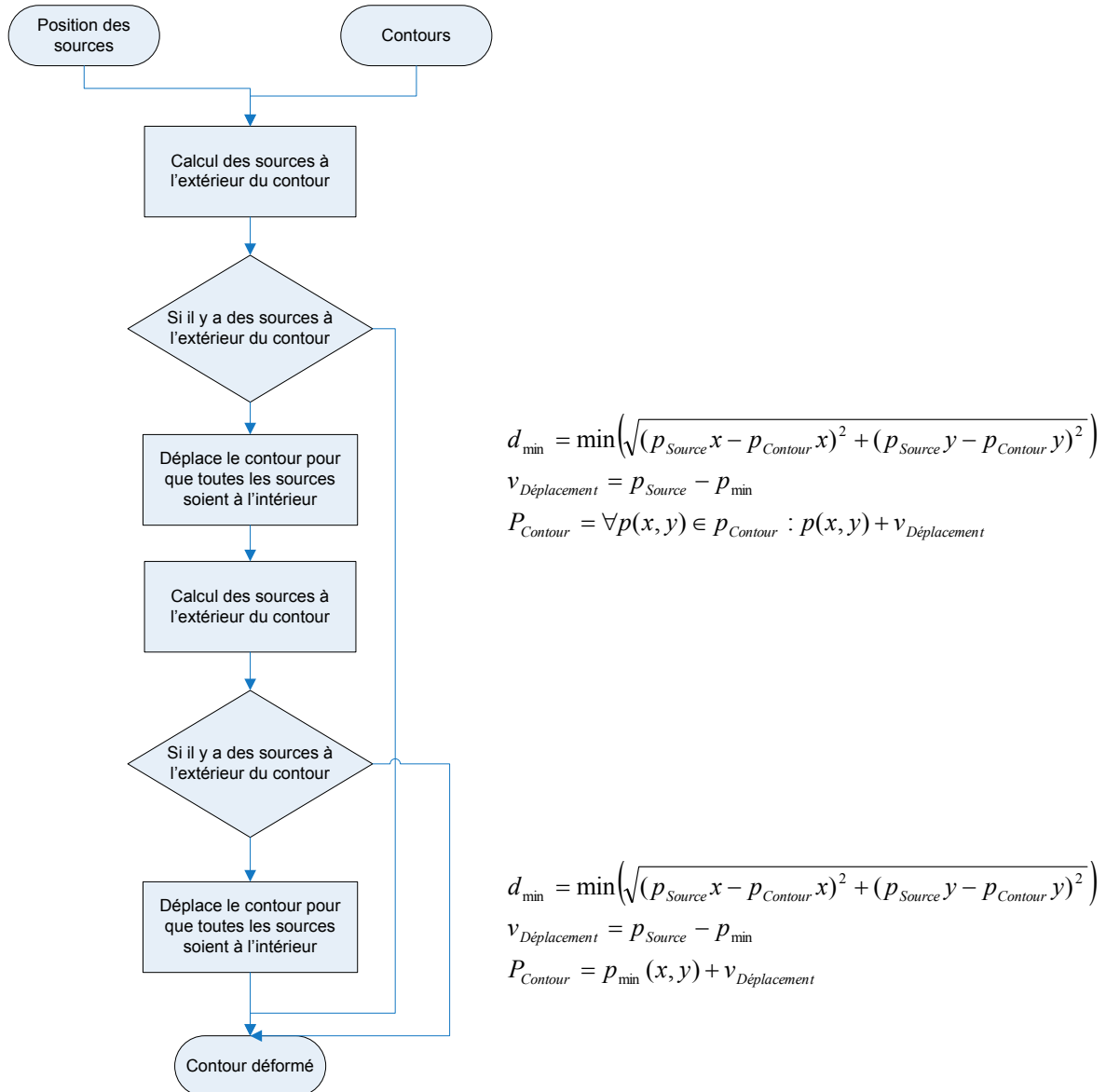


Figure 58 : Processus de déplacement et de déformation du contour basé sur les sources

La Figure 58 présente la stratégie de déplacement et de déformation des contours basée sur les sources. La première partie consiste à tenter de déplacer le contour sur l'image pour que toutes les sources soient à l'intérieur de celui-ci. On détermine d'abord les sources se trouvant à l'extérieur du contour. Pour chacune de ces sources, on détermine le point le plus

près du contour. À partir de ce point on calcule un vecteur que l'on applique sur l'ensemble des points du contour pour le déplacer afin d'inclure cette source. Chacune des sources est individuellement soumise à cette méthode une seule fois. Après avoir tenté d'inclure chacune des sources, on évalue à nouveau si toutes les sources sont à l'intérieur du contour. Dans le cas où il reste des sources à l'extérieur, on passe à la stratégie suivante. Celle-ci consiste à déformer le contour pour inclure chacune des sources à l'intérieur. Pour toutes les sources à l'extérieur, on déplace le point du contour le plus près sur la position de la source. On inclut ainsi toutes les sources à l'intérieur du contour. Cette procédure donne parfois aux contours des formes qui sont loin de la forme de la prostate. Par contre dans la grande majorité des cas cette méthode procure un contour qui est plus près du contour désiré. La Figure 59 présente un exemple de contour ayant subi une déformation qui l'a rendu irrégulier. Dans ces situations l'étape suivante corrige la forme du contour pour la rendre plus régulière.



Figure 59 : Exemple de résultat pour la déformation basée sur les sources.

L'objectif du déplacement et de la déformation du contour basée sur les sources est d'obtenir le meilleur contour initial. Par la suite, ils seront déformés par la méthode des contours actifs.

Atténuation des sources

L'étape d'atténuation des sources est rendue nécessaire à cause de l'importante variation de gradient engendré par celles-ci. Initialement, nous avons tenté d'appliquer la déformation par les contours actifs directement sur les images initiales. Nous avons rapidement constaté que les sources exerçaient une attraction importante sur le contour. Dans plusieurs cas, ceci faussait le résultat. La Figure 60 présente un contour en bleu qui a été déformé par les contours actifs. L'important gradient causé par la source dans le cercle rouge a créé une discontinuité parasite sur le contour. Il s'agit d'un exemple probant de la nécessité de réduire l'intensité des sources.

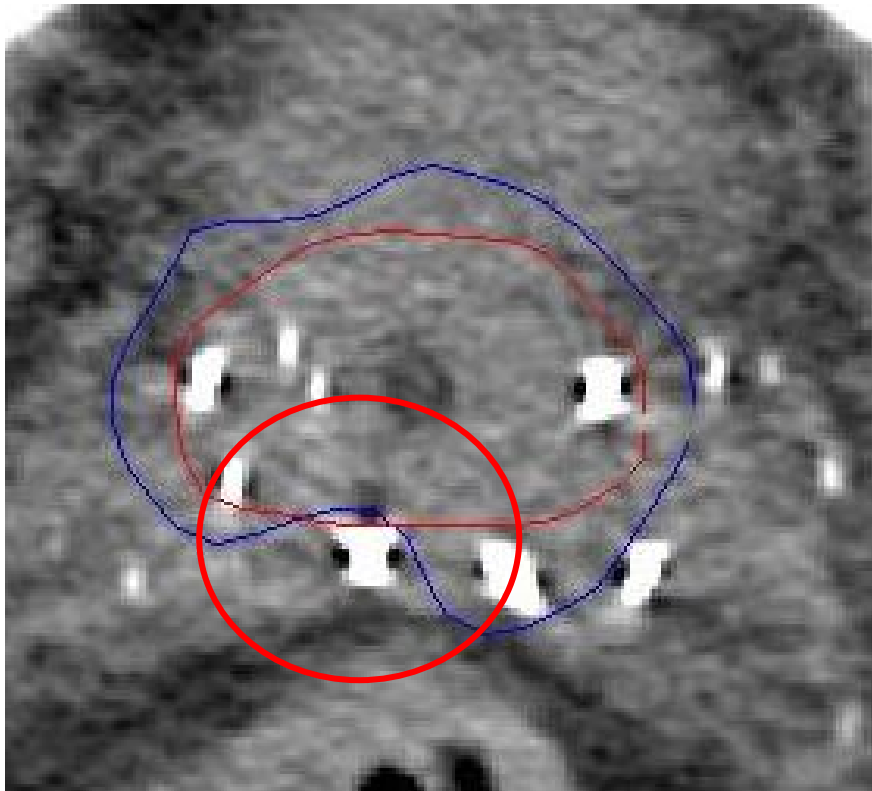


Figure 60 : Exemple de problématique liée aux sources lors de la déformation

La stratégie adoptée pour la résolution de ce problème a été d'éliminer les sources dans les images. Lors de la détection des sources, nous avons conservé la région correspondant à chacune d'elles. Pour chaque source, nous étudions la région avoisinante afin de déterminer l'intensité moyenne. On recherche dans l'image une zone ayant une intensité moyenne similaire à celle de la région à combler. Cette recherche est effectuée par un seuillage de

l'image d'intensité. On extrait un morceau de la zone d'intensité similaire de la même taille que la région de la source à combler. On applique finalement ce morceau sur la région correspondant à la source. L'étape finale consiste à appliquer un lissage sur le pourtour de la source afin d'atténuer la transition.



Figure 61 : Exemple de résultat pour l'atténuation des sources. a) Image avant l'atténuation. b) Image après l'atténuation.

La Figure 61 présente un résultat d'atténuation des sources. L'ensemble des sources a été atténué. Par contre dans l'image b, il est toujours possible de distinguer la présence de sources (cercle rouge Figure 61b) due principalement aux artéfacts en étoile. Suite à nos expérimentations, nous avons observé que ce faible contraste influençait peu la déformation. Cette méthode convenait à nos besoins.

À la prochaine section, nous décrivons l'algorithme complet de déformation des contours de la prostate sur les images de tomodensitométrie.

Déformation par les contours actifs

Les contours actifs ont été présentés au chapitre 1. Cette technique est largement répandue pour la segmentation d'images médicales. Ceux-ci sont particulièrement bien adaptés au problème abordé ici. Il n'en demeure pas moins que les images de tomodensitométrie de la prostate posent un important défi même pour les contours actifs.

Le principal défi des images de tomodensitométrie de la prostate est le faible contraste qu'on y retrouve dans plusieurs régions de l'image. Dans ce contexte, on peut diviser la prostate en trois tiers selon l'axe z. Le tiers du centre est sûrement la partie la plus facile à segmenter puisque l'on y retrouve un contraste plus important entre la prostate et les organes environnants. Dans le cas des deux autres tiers, le contraste devient beaucoup moins perceptible. On peut considérer que, pour certaines parties de contour, le contraste est totalement absent. À ces endroits, il n'existe aucune information directe dans l'image pour estimer la position de l'organe.

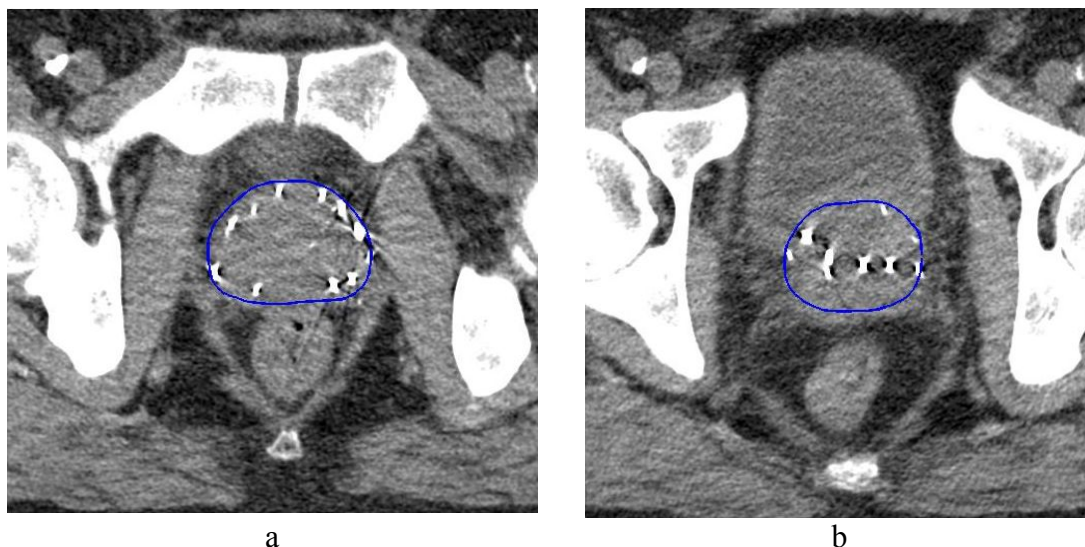


Figure 62 : a) Exemple de bon contraste dans le tiers central de la prostate. b) Exemple de mauvais contraste dans le premier tiers central de la prostate.

Lors de la réalisation manuelle des contours, le radio-oncologue fait appel à toute une panoplie de connaissances afin de tracer ce contour sans l'aide de contraste dans l'image. Il utilise d'abord sa compréhension anatomique de l'image. Il est en mesure de distinguer la position de muscles, ce qui lui permet de déduire la position de la prostate. De plus, il peut utiliser le regroupement perceptuel et la fermeture de contours pour déterminer la forme de la prostate à partir de la forme des autres structures voisines. Finalement, le médecin utilise aussi beaucoup la continuité entre les coupes en z pour tracer son contour. Il est difficile d'appliquer directement toutes ces méthodes de travail à un algorithme. Il serait hasardeux de tenter de détecter la position d'un muscle peu visible dans l'image et par la suite d'en

déduire la position de la prostate. Par contre, certaines méthodes sont utiles. Elles seront appliquées dans le contexte de l'utilisation des contours actifs.

Plusieurs techniques utilisées par les radio-oncologues peuvent être incluses dans l'approche des contours actifs. La première repose sur la forme de la prostate. Celle-ci est toujours très continue et ne comporte aucune variation importante de courbure. À partir de cette information, les paramètres de première et de seconde dérivées des contours actifs sont ajustés pour n'accepter que de faibles variations. La Figure 63 montre un exemple d'image avec un faible contraste. Les parties en rouge comportent un meilleur contraste que les parties en vert et servent de points d'ancrage pour le contour. À partir de ces points d'ancrage, les contraintes de continuité et de courbure produisent une forme régulière proche de celle de la prostate pour les parties en vert où il y a peu de contraste. L'algorithme est aussi en mesure d'utiliser la continuité de la surface en 3D pour guider la segmentation. Ceci sera pris en compte lors de la déformation par les contours actifs, mais surtout grâce à l'opération de lissage de la surface.

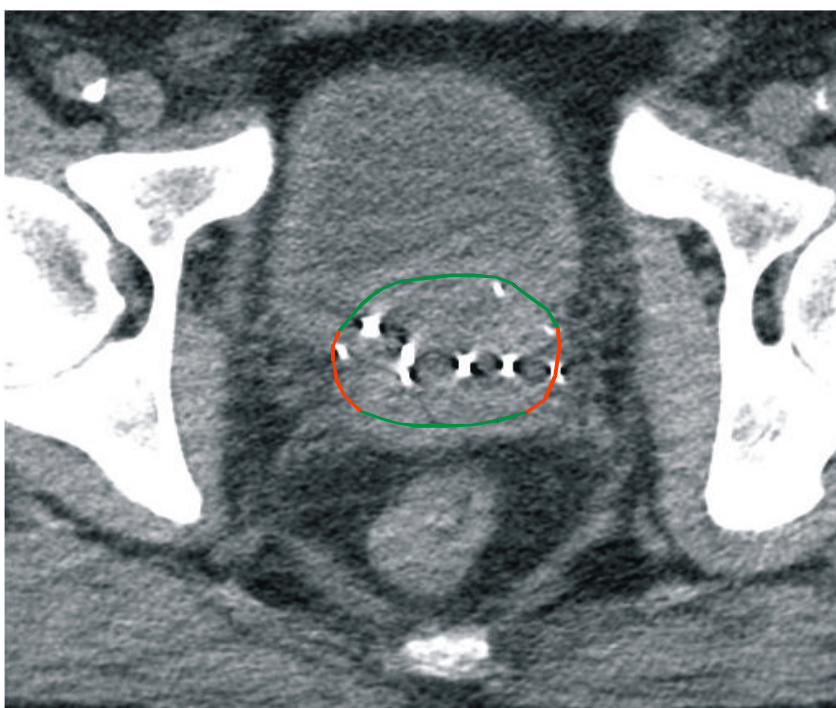


Figure 63 : Points d'encrages du contour

La déformation des contours se fait en débutant par le contour central (Figure 64) et s'étend ensuite du centre vers les deux extrémités.

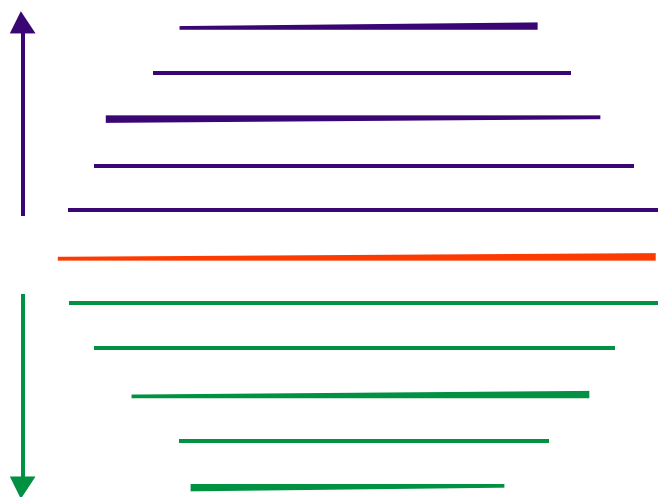


Figure 64 : Séquence de déformation des contours.

Cette séquence a été choisie puisque l'algorithme débute par le contour central qui est la plupart du temps le plus facile à déformer. Ceci est d'ailleurs l'endroit où l'on retrouve le meilleur contraste. Il sera donc plus facile de déterminer le contour réel de la prostate uniquement à partir des informations de l'image.

Les contours de part et d'autre du centre de la prostate sont ensuite déformés en utilisant un jeu de paramètres qui varieront linéairement de façon décroissante du centre vers les extrémités. Cette variation linéaire permet de tenir compte principalement de l'affaiblissement du contraste vers les extrémités de la prostate. Des paramètres trop grands aux extrémités provoquent une déformation erratique du contour. La Figure 65 présente de processus de déformation de chacun des contours situés de chaque côté du contour central.

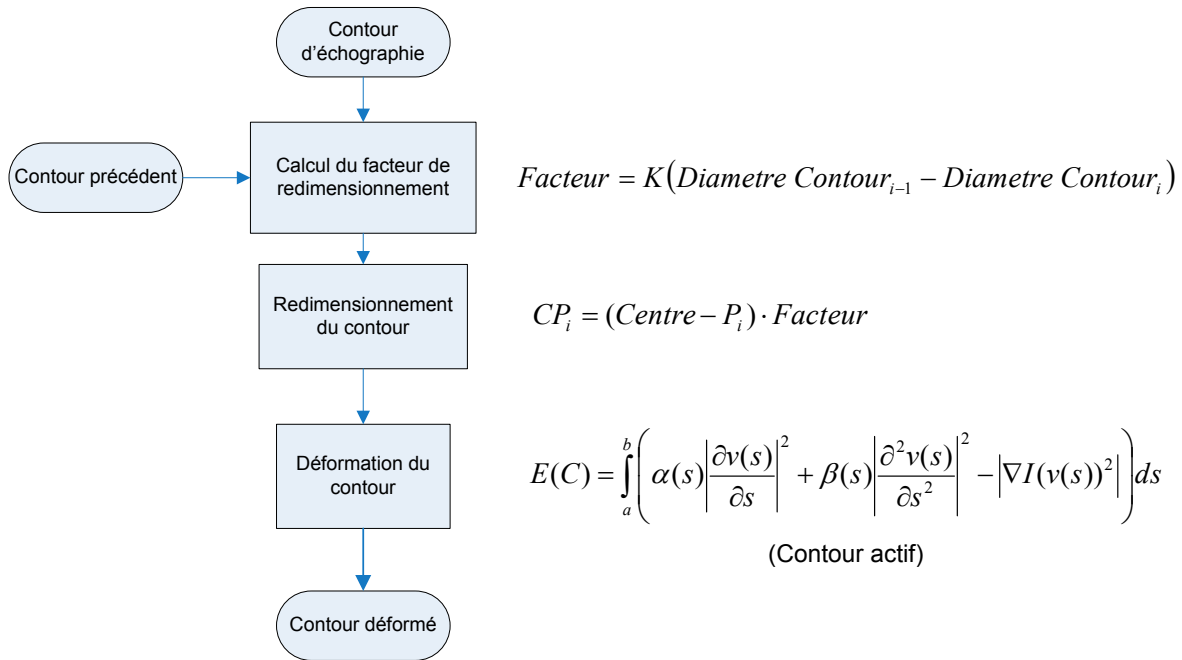


Figure 65 : Processus de déformation des contours de part et d'autre du centre.

Ce processus prend en entrée le contour d'échographie pour la tranche courante ainsi que le contour de la tranche précédente obtenue à partir de la tranche centrale. Le contour précédent est utilisé pour calculer le facteur de redimensionnement du contour courant afin d'obtenir une surface lisse. Il est calculé à partir de l'Équation 28 où P est un paramètre calculé de manière linéaire dans un intervalle prédéfini.

$$F_{Redimensionnement} = P \cdot \frac{D_{Contour\ précédent}}{D_{Contour\ d'échographie}} \quad \text{Équation 28}$$

Le contour projeté sur le CT est déformé à partir du facteur de redimensionnement et sera utilisé comme contour initial pour les contours actifs.

Les contours actifs sont ensuite utilisés pour déformer le contour initial sur chacune des tranches. Au chapitre 1, deux stratégies concernant le calcul des forces de l'image ont été explicitées. La méthode utilisée pour cette déformation est celle du gradient multi-échelles. Cette méthode nous permet à la fois d'obtenir une augmentation des régions intenses du gradient tout en conservant une attraction du contour sur une bonne distance. Le gradient étant faible à plusieurs endroits dans l'image, il était important d'augmenter l'importance

des creux afin de créer de solides points d’ancrage pour le contour. Les forces internes du contour sont données par les première et seconde dérivées discrètes. Une dernière force a été utilisée pour la déformation. Il s’agit de la force d’expansion ou de contraction du contour tel que définie au chapitre 1. Cette force est destinée uniquement à l’expansion ou à la contraction du contour. Il est donc facile d’ajuster ce paramètre pour obtenir une vitesse de contraction ou d’expansion voulue. La déformation par les contours actifs comporte six paramètres présentés au Tableau 9.

Paramètre	Description	Intervalle de l’étape de déformation 1	Constante de l’étape de déformation 2
A	Paramètre de pondération du terme de la première dérivée	[2000,1000]	1000
B	Paramètre de pondération du terme de la deuxième dérivée	[7000,2000]	1000
T	Paramètre de pondération de la vitesse de convergence.	[20000, 20000]	2000
G	Paramètres de pondération du gradient	[-30000,-8000]	-20000
D	Paramètre de pondération de la force d’expansion et de contraction	[10 0]	0
Iter	Nombre maximal d’itération.	[30,1]	30

Tableau 9 : Liste des paramètres des contours actifs pour la segmentation de la prostate.

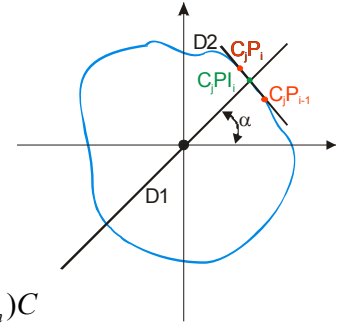
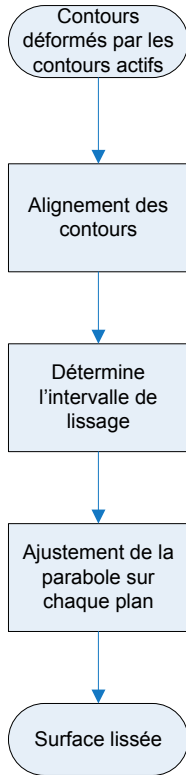
La première colonne présente les intervalles dans lesquels chacun des paramètres varie selon la tranche courante pour la première étape de déformation. Cette méthode permet d’influencer la progression de la déformation et ainsi de contraindre plus fortement certaines forces. Par exemple, l’importance du gradient est diminuée lorsque l’on s’approche de l’extrémité de la prostate. Il s’agit d’une mesure essentielle au bon fonctionnement de l’algorithme considérant la faible intensité du gradient dans les

extrémités de la prostate. Une trop grande importance accordée au gradient provoque un emballement du contour qui se met à croître ou décroître de façon erratique.

Le processus de déformation est appliqué sur tous les contours. On obtient une nouvelle série de contours plus représentatifs de la forme réelle. Il peut survenir lors de la déformation qu'un ou plusieurs contours présentent une forme erratique sur une certaine partie de leur périmètre. Pour pallier à ce problème, l'étape suivante utilise l'information 3D afin d'effectuer un lissage de la surface.

Lissage de la surface

Le lissage de la surface 3D consiste à utiliser l'information contenue dans l'ensemble de la surface pour corriger la forme des contours 2D. La prostate étant un organe mou et s'apparentant à un ellipsoïde, l'opération de lissage se base sur l'hypothèse que la surface de la prostate est lisse. On utilisera une série de paraboles pour lisser l'ensemble de la surface. Les paraboles assurent que la courbure sera de même signe selon l'axe z .



$$D1 : -x(C_y - \tan(\alpha_n)) + y(C_x - 1) = -C_y + \tan(\alpha_n)C$$

$$D2 : x(C_j P_i y - C_j P_{i-1} y) + y(-C_j P_i x + C_j P_{i-1} x) = C_j P_i y C_j P_{i-1} y + C_j P_i x C_j P_{i-1} y$$

$$\begin{bmatrix} -(C_y - \tan(\alpha_n)) & (C_x - 1) \\ (C_j P_i y - C_j P_{i-1} y) & (-C_j P_i x + C_j P_{i-1} x) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -C_y + \tan(\alpha_n)C \\ C_j P_i y C_j P_{i-1} y + C_j P_i x C_j P_{i-1} y \end{bmatrix}$$

$$\forall \alpha_n \notin [a, b]$$

Interpolation polynomial de Vandermonde

$$p(x) = a_n x^n + a_{n-1} x^{n-1} + \dots + a_2 x^2 + a_1 x + a_0$$

$$p(x_i) = y_i \text{ pour tout } i \in \{0, 1, \dots, n\}$$

$$\begin{bmatrix} x_0^n & x_0^{n-1} & x_0^{n-2} & \dots & x_0 & 1 \\ x_1^n & x_1^{n-1} & x_1^{n-2} & \dots & x_1 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots & \vdots \\ x_n^n & x_n^{n-1} & x_n^{n-2} & \dots & x_n & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_n \\ a_{n-1} \\ \vdots \\ a_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_0 \\ y_1 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix}$$

Figure 66 : Processus de lissage de la surface.

La Figure 66 présente le processus complet de lissage. Celui-ci débute par un alignement des contours de façon radiale tel que nous l'avons proposé dans [29]. Il est réalisé en échantillonnant l'ensemble des contours avec une série de rayons comme le montre la Figure 67.

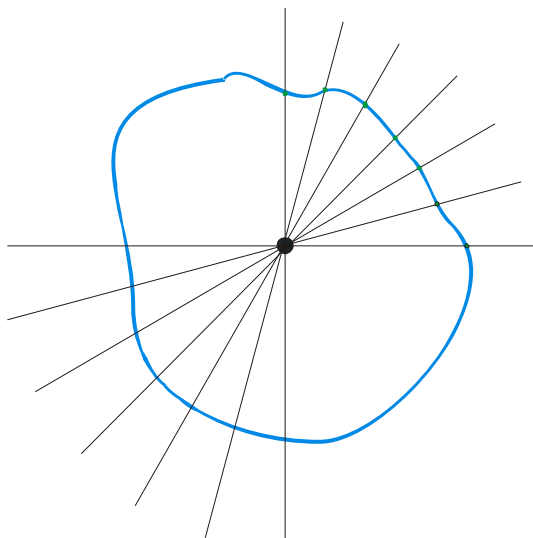


Figure 67 : Échantillonnage d'un contour.

L'algorithme utilise le centre moyen du groupe de contour comme point central pour les rayons. Le nombre de rayons est déterminé par l'utilisateur selon la précision voulue. Dans le cas de notre application, nous avons choisi empiriquement 40 rayons ce qui offrait une précision suffisante pour le lissage de la surface. Cette opération a pour effet de donner le même nombre de points à chacun des contours et de les aligner verticalement. Il est maintenant possible d'ajuster une parabole sur chacun des groupes de points verticaux (selon l'axe z). On calcule ensuite la distance entre chaque point du groupe et la parabole. On recalcule les nouveaux points du groupe à partir d'une distance moyenne entre chaque point et la parabole. Cette méthode permet d'atténuer les déformations importantes tout en conservant la forme de la prostate.

Ces paraboles ne seront pas ajustées sur tous les groupes de points. Un paramètre permet de déterminer un intervalle angulaire sur lequel sera appliqué le lissage. Cette option a été ajoutée afin de tenir compte de la forme particulière de la prostate. Expérimentalement, nous avons déterminé que lorsque le lissage était appliqué sur l'ensemble de la surface la forme du bas de la prostate n'était pas conforme à la surface réelle de la prostate. À cet endroit la courbure de la surface a tendance à s'inverser et à créer une forme légèrement concave vers l'intérieur. Le lissage avait tendance à créer une forme convexe. Nous avons

donc déterminé qu'à cet endroit nous obtenions de meilleurs résultats avec les contours déformés par les contours actifs non lissés.

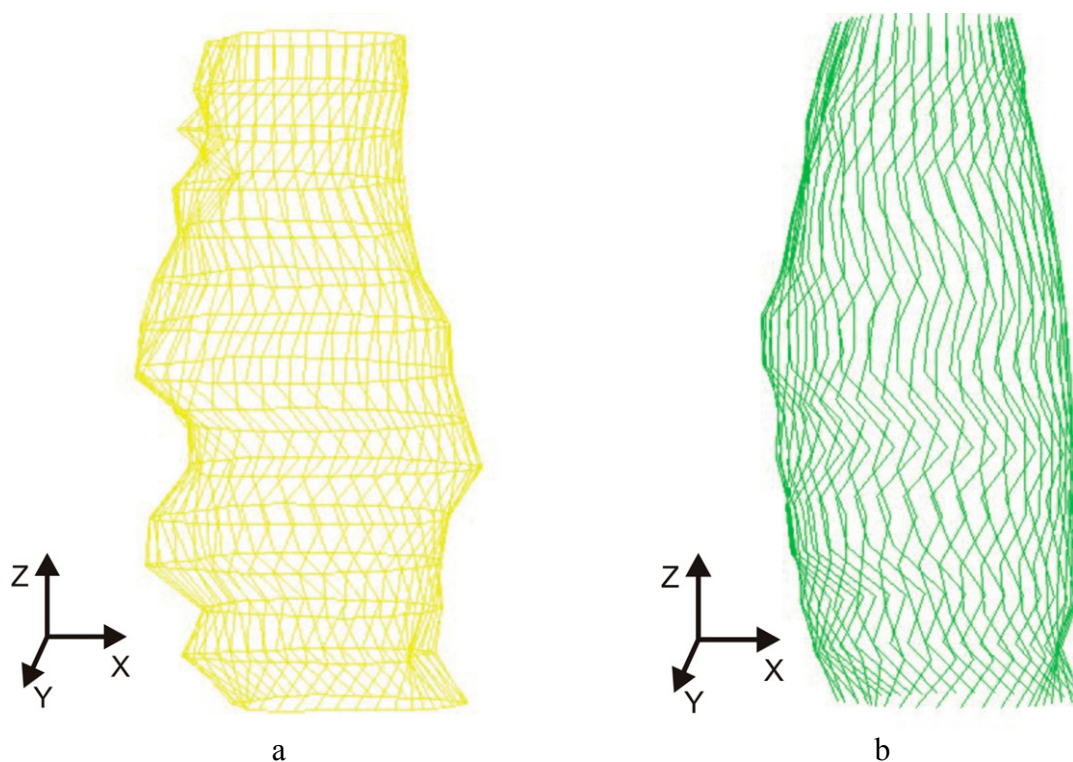


Figure 68 : a) Exemple de surface avant l'opération de lissage. b) La surface de la figure a après l'opération de lissage.

La Figure 68 présente le résultat d'une surface qui a été lissée par l'algorithme. Il est aisé de remarquer que la surface présente un nombre important de discontinuités. Par contre, dans le cas de la surface de la Figure 68b, l'algorithme a produit une surface lisse qui se rapproche beaucoup plus de la surface réelle de la prostate.

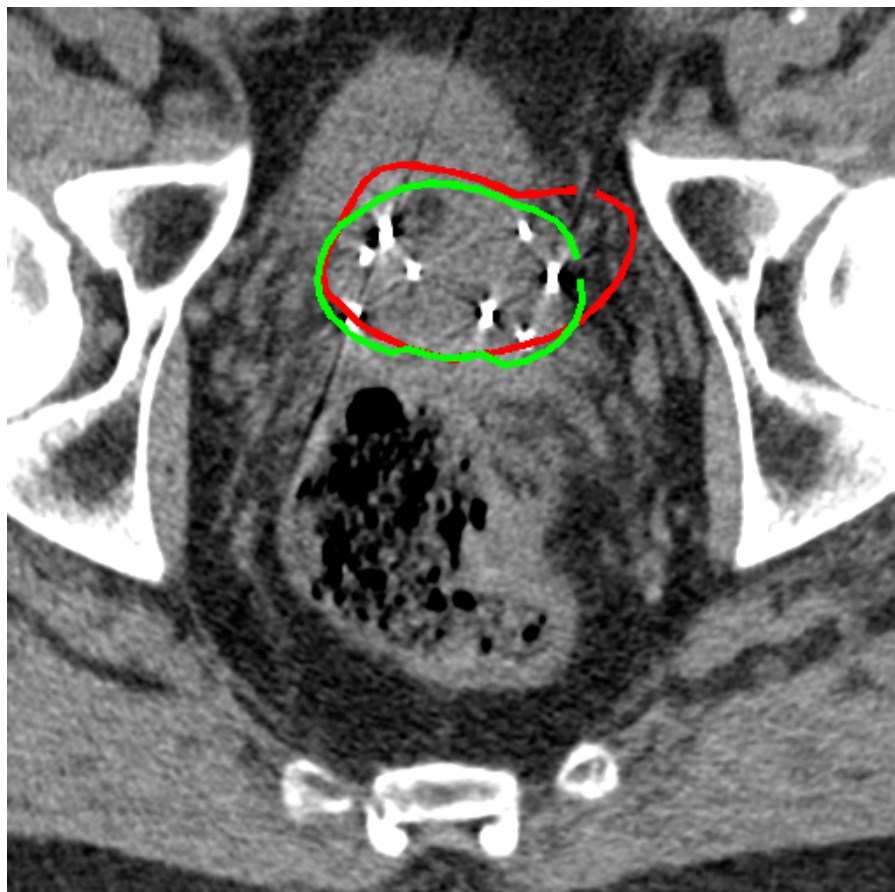


Figure 69 : Exemple de l'effet du lissage sur le contour 2D

Le lissage de la surface en 3D a un effet direct sur les contours de chacune des tranches en 2D. La Figure 69 en est un excellent exemple. Le contour en rouge est celui qui a été produit directement par la déformation par les contours actifs. Celui en vert est le résultat de l'opération de lissage. Dans plusieurs cas, il survient une déformation erratique du contour actif dû à la présence d'un fort gradient dans une région donnée de l'image. Le contour est alors attiré vers cette région, ce qui produit une discontinuité dans la surface. Par l'utilisation de l'information 3D via le lissage de la surface, il est possible de corriger ce genre de problème et d'obtenir un contour beaucoup plus proche de celui de la prostate.

Déformation et lissage successif

En se référant à la Figure 57 présentant le processus général d'ajustement des contours, une particularité apparaît pour les blocs de déformation et de lissage de la surface. Il existe deux paires de blocs de déformation et de lissage consécutifs. Les opérations de déformation

seront appliquées deux fois successivement avec des jeux de paramètres différents. Lors de la première déformation, on appliquera des paramètres beaucoup moins contraignants sur le contour afin de le forcer à se déplacer. Une opération de lissage est ensuite appliquée pour corriger les erreurs majeures de déformation qui auraient pu survenir sur quelques contours. Une seconde opération est appliquée avec des paramètres plus contraignants afin de faire un ajustement final sur le gradient du contour de la prostate. Une dernière opération de lissage permet de mieux adapter le contour à la forme réelle de la prostate. L'opération de lissage 3D par les paraboles ne tient pas compte dans la majorité des cas de la forme concave au bas de la prostate. La nouvelle application des contours actifs permettra de mieux suivre le contour présent sur l'image. La dernière colonne du Tableau 9, présente les paramètres des contours actifs pour la seconde déformation. Il est à remarquer que ceux-ci ne sont pas donnés sous forme d'intervalle. Lors de la deuxième déformation, les paramètres sont constants pour toutes les tranches puisque l'on cherche une déformation beaucoup plus fine du contour.

Résultat de segmentation

Cette section présente les résultats obtenus pour la segmentation de la prostate en utilisant l'algorithme décrit aux sections précédentes. De nombreux résultats intermédiaires ont été présentés dans chacune des parties de la section précédente. Nous présenterons des résultats pour les deux grandes étapes soit la projection des contours d'échographie sur les images de CT et les contours finaux après les étapes de déformation. Nous utiliserons comme référence les contours produits par des médecins lors de l'étude de validation qui fera l'objet du prochain chapitre. Lors de celle-ci des médecins ont tracé les contours de la prostate sur les images CT pour une série de patients. Ceci fournit une série de contours de comparaison nous permettant de valider le travail accompli. La variabilité entre les médecins pouvant être importante, nous utiliserons deux points de comparaison. Le premier sera le contour moyen pour l'ensemble des médecins. Le second sera ce que nous appellerons l'intervalle de désignation des contours. On crée cet intervalle en calculant le contour le plus grand et le plus petit. Pour chaque point du contour, le point le plus loin et le plus près du centre sont déterminés afin de former les contours extrêmes. Ces deux

références nous permettront d'apprécier pour chacune des étapes la segmentation réalisée automatiquement.

Résultat après la projection des contours sur les images de tomодensitométrie

L'étape de projection des contours d'échographie sur les images de CT permet aux médecins de bénéficier de l'information acquise sur les images d'ultrasons pour guider la segmentation sur les images de CT.

Pour apprécier la qualité de la segmentation, il est nécessaire d'analyser celle-ci selon les trois axes. Les images nous donnent la segmentation dans les axes x et y tandis que les tranches nous donnent la segmentation en z. La segmentation en z est déterminée de façon finale à l'étape de projection des contours sur chaque tranche. Pour sa part, la segmentation en x et y sera affectée par les étapes de déformation subséquentes. La qualité de cette segmentation est liée au nombre de contours et à leur position en z. Le Tableau 10 présente les résultats de la segmentation en z réalisée par l'algorithme et par les médecins pour tous les patients. Dans la majorité des cas, le nombre de contours produits par l'algorithme et les médecins ne sont pas égaux. On observe une différence moyenne de -0.33. Les deux dernières colonnes du tableau nous renseignent sur l'alignement des contours. Il est à noter que si le nombre total de contours n'est pas exactement le même pour les médecins et l'algorithme, ceci entraînera automatiquement des valeurs différentes de 0 dans les dernières colonnes du tableau.

Patient	Différence du nombre de contours	Différence des position des premiers contours	Différence des position des derniers contours du
3	0	0	0
6	-2	1	-1
9	2	-2	0
10	0	-1	-1
13	-2	0	-2
14	1	1	2
21	-1	0	-1
23	-1	0	-1
25	2	-3	-1
27	-1	0	-1
28	-1	-1	-2
29	-1	-1	-2

Tableau 10 : Différence entre le nombre de contours réalisés par les médecins et par l'algorithme sur chaque patient.

Les écarts obtenus à cette étape sont explicables par plusieurs raisons. Premièrement, rien ne garantit que le médecin tracera autant de contours sur le CT qu'il en a tracé sur l'échographie. Les modes d'imagerie étant différents, il est possible que le médecin soit en mesure d'observer une partie de la prostate sur l'échographie et non sur le CT. Deuxièmement, les extrémités de la prostate sont les parties les plus difficiles à tracer dû au manque de contraste. Cette difficulté est à la fois présente pour les médecins et pour l'algorithme, ce qui provoque une grande incertitude dans la comparaison.

Nous avons tout de même tenté de corriger les résultats obtenus par l'algorithme et d'arriver à un résultat comparable à celui des médecins en ajoutant ou retranchant des tranches à notre volume. Cette avenue a toute fois été abandonnée considérant que la position des sources est la seule référence fiable que nous ayons pour aligner les contours d'échographie. Cette information étant déjà utilisée pour faire l'alignement de base, il est impossible de s'en servir à nouveau pour le valider.

Les Figure 70 à Figure 73 présentent le résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT pour l'ensemble des tranches de deux patients. Les Figure 70 et Figure 71 pour le patient 25 et les Figure 72 et Figure 73 pour le patient 3. Les images de cette section présentées en mosaïque sont reprises à plus haute définition en annexe. Aux Figure 70 et Figure 72, on retrouve trois différents contours sur les images. Le contour vert est celui qui a été produit par l'algorithme. Les contours en bleu sont les plus petits contours produits par les médecins tandis que les contours en rouge sont les plus grands.

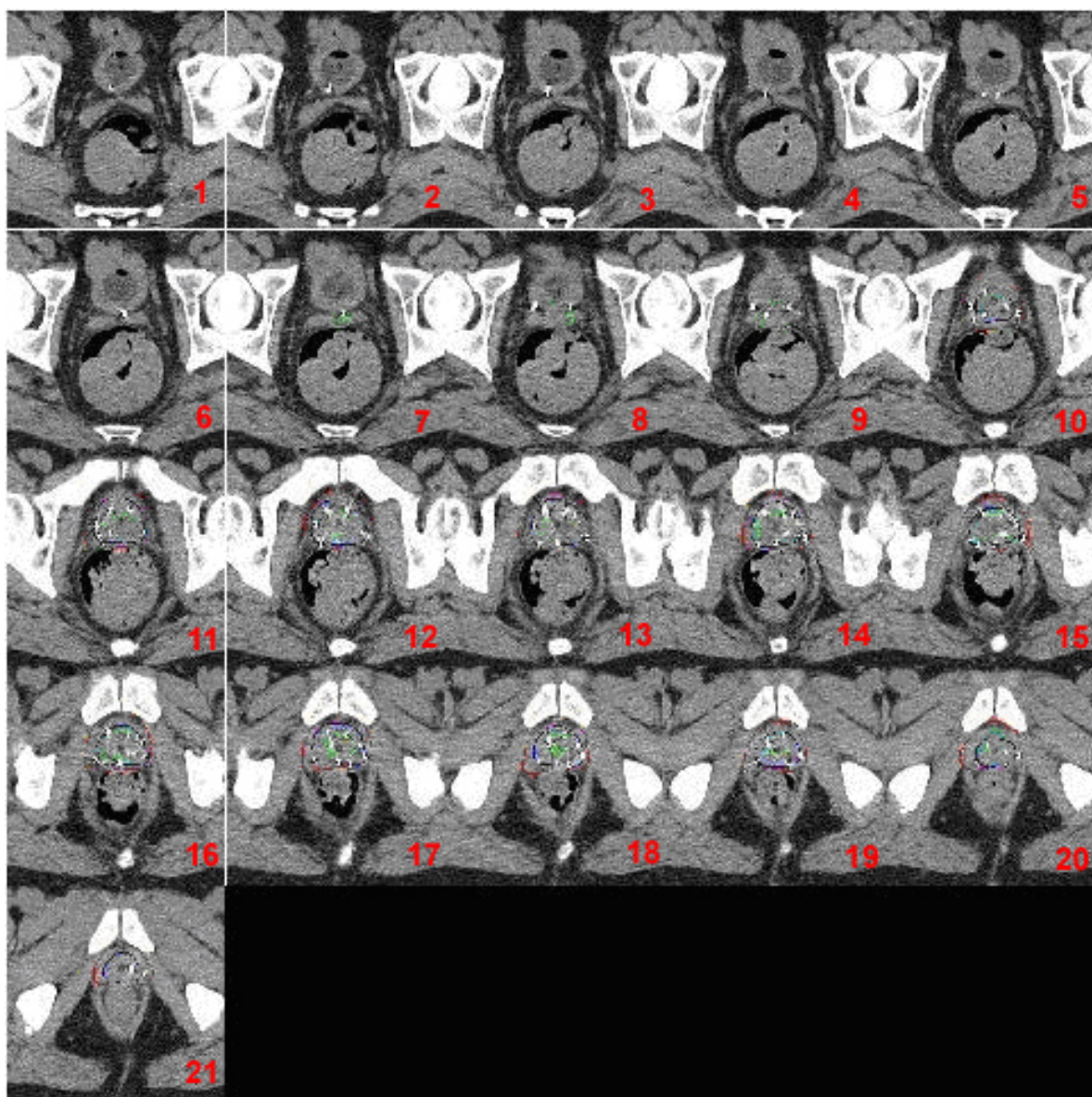


Figure 70 : Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec l'intervalle de désignation des contours (bleu et rouge) pour le patient 25.

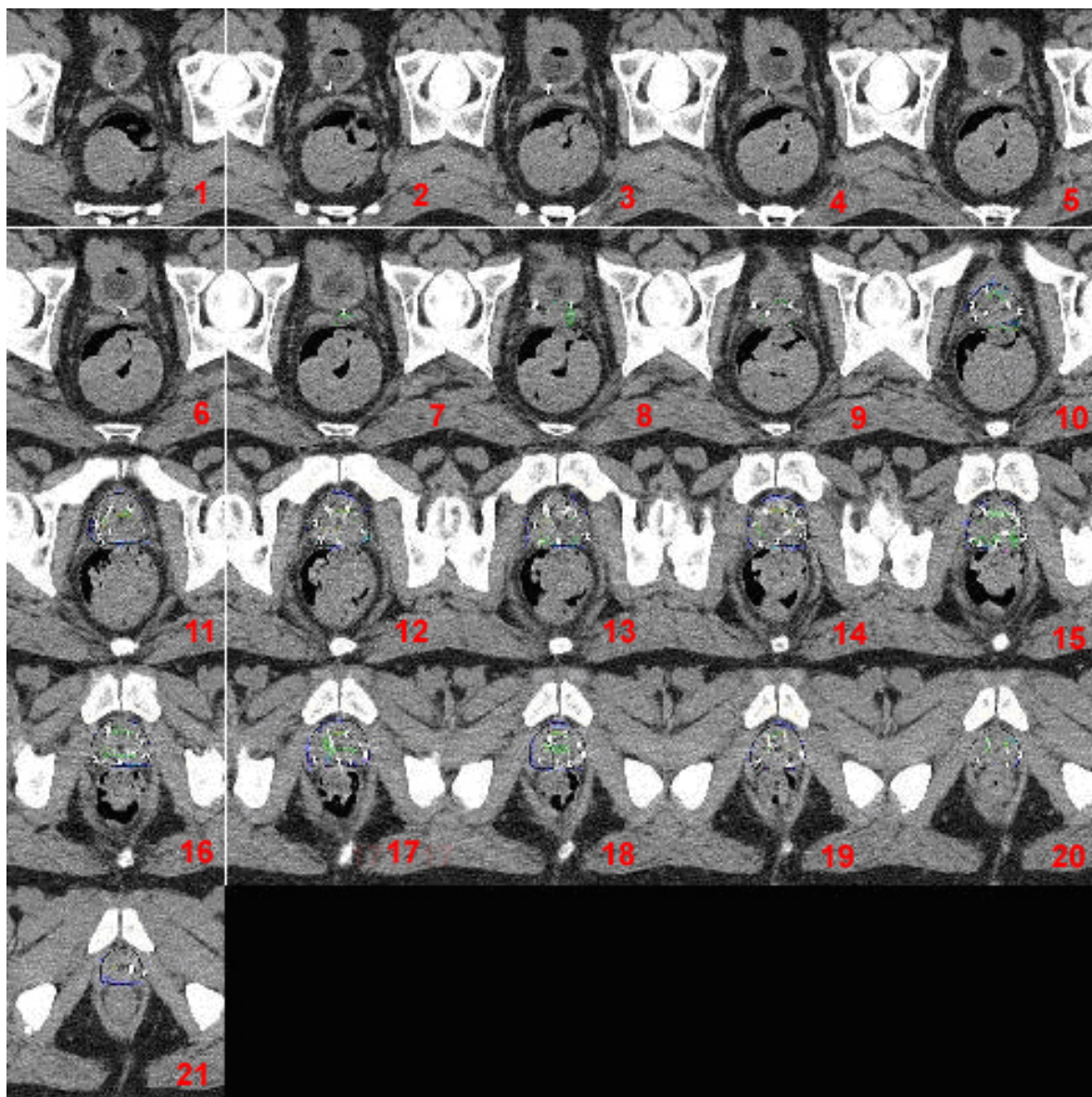


Figure 71: Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec le contour moyen (bleu) pour le patient 25.

Les Figure 70 et Figure 71 présentent un exemple de résultat où les contours d'échographie à eux seuls n'ont pas produit une segmentation adéquate de la prostate. On remarque particulièrement la forme du contour sur les images onze à quatorze. Celui-ci est extrêmement déformé par la sonde d'échographie. La sonde n'étant pas présente sur le CT, le contour projeté est très distant du contour réel de la prostate. Le résultat présenté aux Figure 70 et Figure 71 représentent le cas qui nécessitait le plus l'ajout d'une étape

supplémentaire de déformation du contour suivant le gradient de l'image. D'un autre côté le résultat présenté aux Figure 72 et Figure 73 est beaucoup plus près des contours tracés par les médecins. Dans la grande majorité des cas, le contour se retrouve à l'intérieur de l'intervalle de segmentation des médecins. Dans ce cas l'étape de déformation des contours apporte peu d'améliorations sur la qualité de la segmentation.

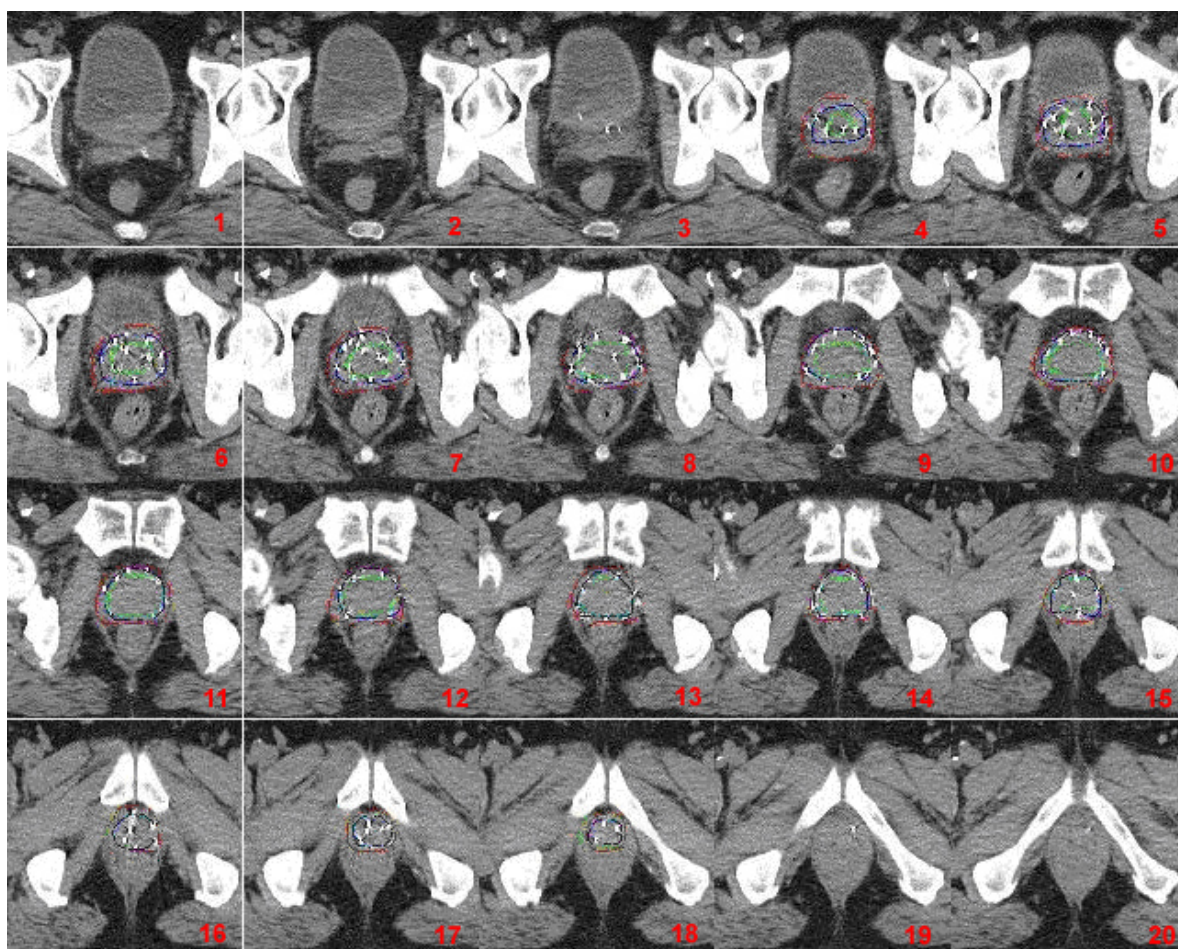


Figure 72 : Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec l'intervalle de désignation des contours (bleu et rouge) pour le patient 3.

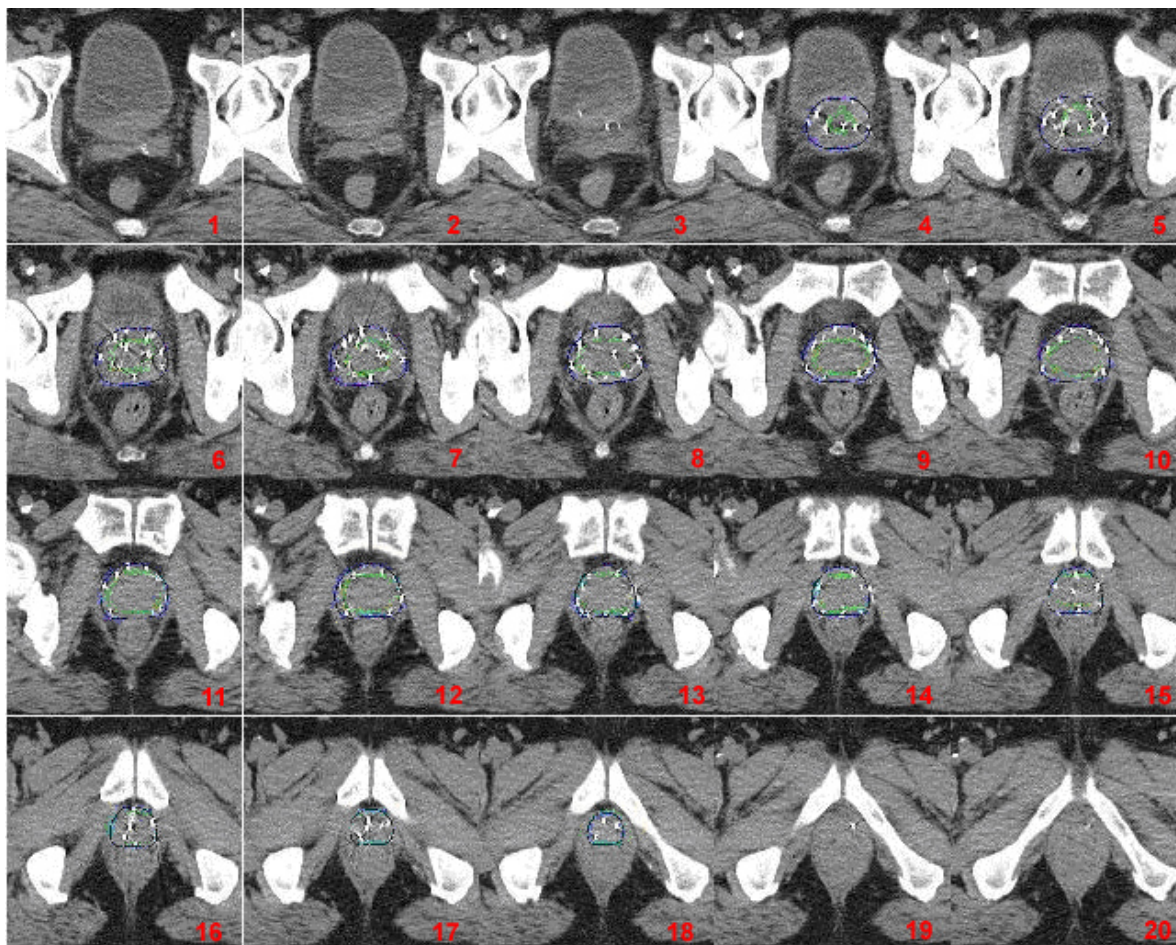


Figure 73 : Résultat de projection des contours d'échographie sur les images de CT avec le contour moyen (bleu) pour le patient 3.

La majorité des résultats de segmentation s'apparentent aux résultats du patient 25. Afin d'améliorer la qualité de la segmentation, il a donc été nécessaire d'ajouter une étape de déformation des contours basée sur le gradient de chacune des images. Les résultats de cette étape seront présentés à la prochaine section.

Résultat finaux obtenus après la déformation complète

Les résultats de cette étape constituent les contours finaux de l'algorithme. Une déformation a été appliquée sur les résultats de la section précédente afin de les adapter au gradient de l'image. Cette étape était nécessaire puisque dans une proportion importante, la projection des contours d'échographie seule ne fournissait pas une segmentation

acceptable. Dans cette section nous présenterons les résultats après déformation pour les deux mêmes patients qu'à la section précédente.

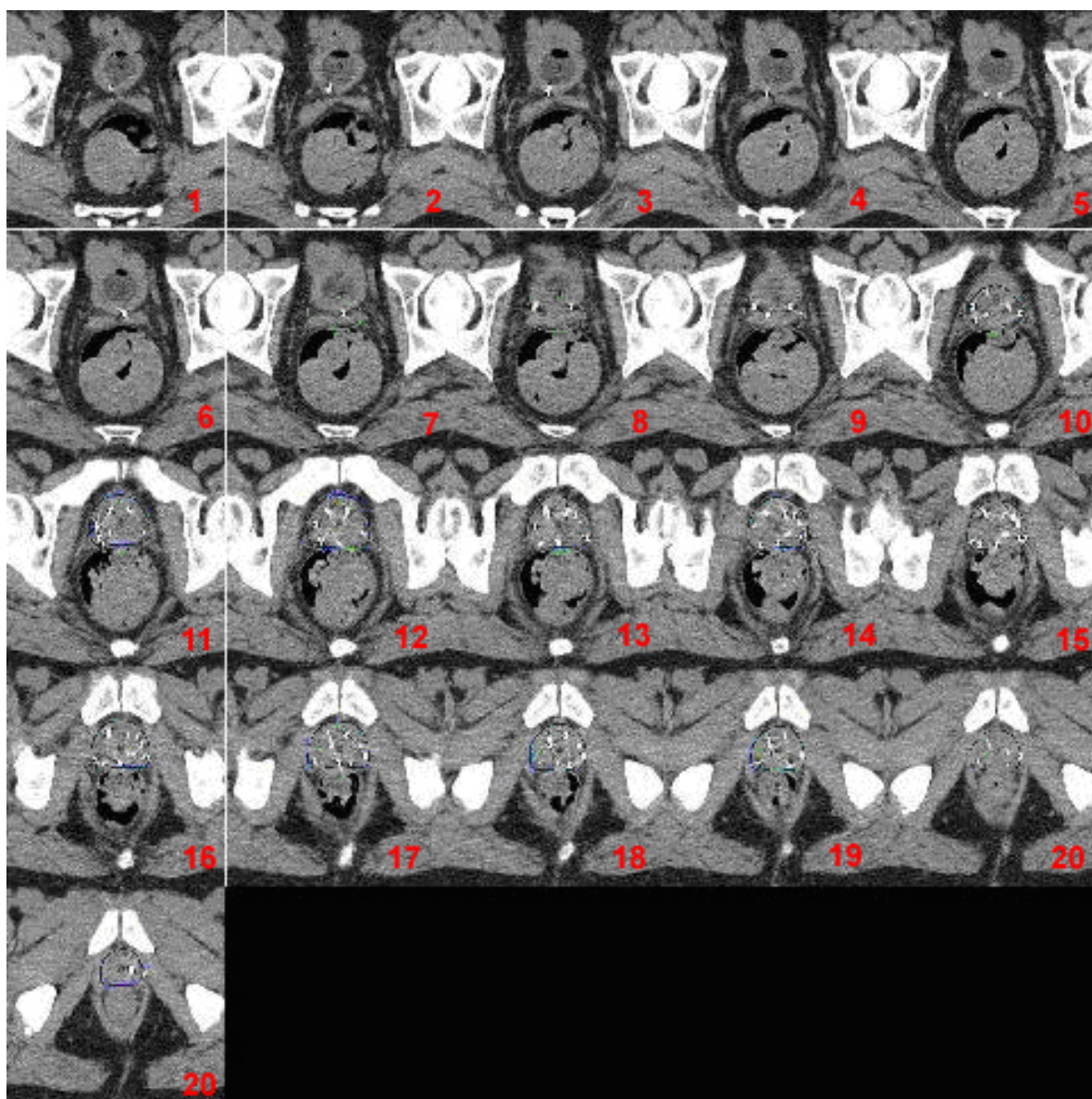


Figure 74 : Résultat pour le patient 25 suite à la déformation des contours (contour moyen des médecins : bleu, contour de l'algorithme : vert)

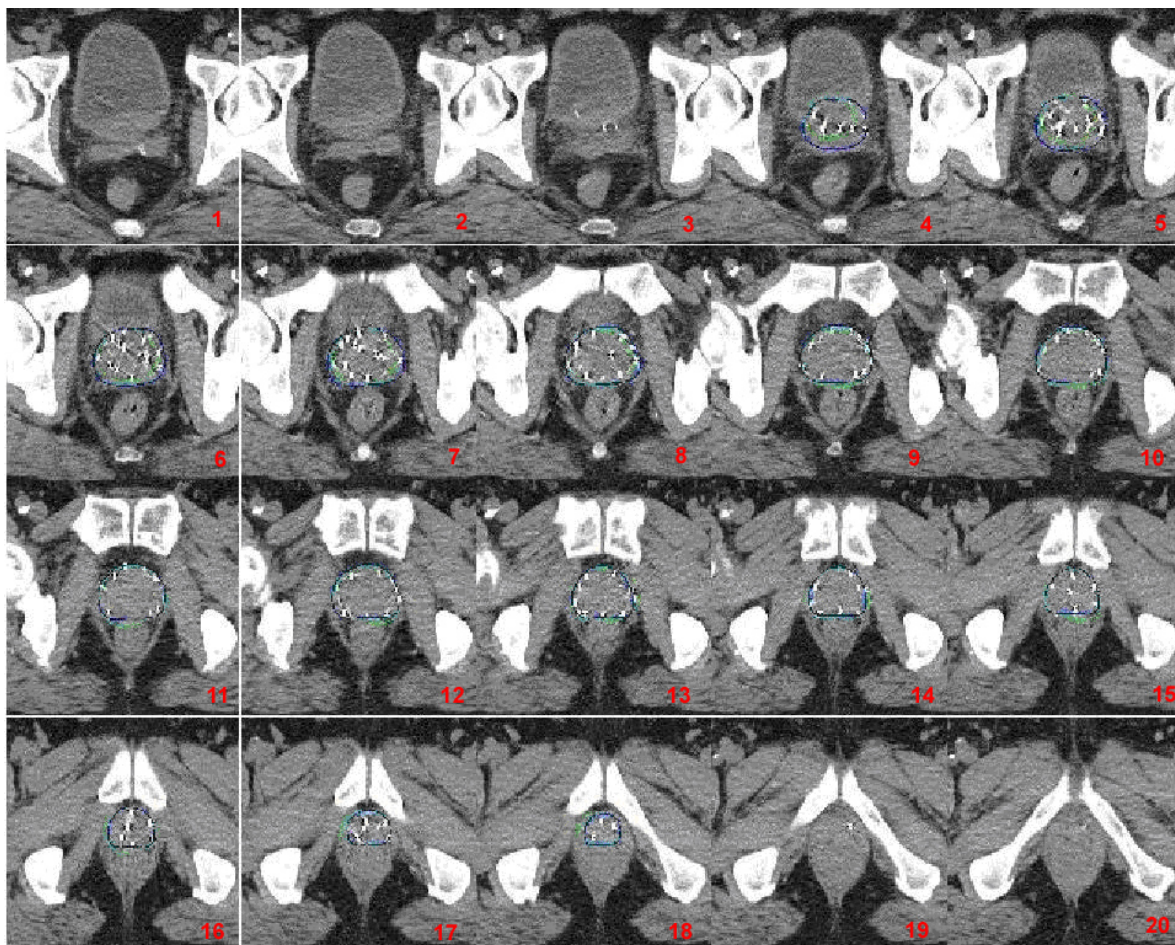


Figure 75 : Résultat pour le patient 3 suite à la déformation des contours (contour moyen : bleu, contour de l’algorithme : vert).

À partir des Figure 74 et Figure 75, il est possible d’apprécier l’amélioration de la segmentation. Le résultat est particulièrement évident pour le patient 25 présenté à la Figure 74. À la section précédente, nous avons relevé une déformation liée à la sonde sur les images onze à quatorze. Cette déformation a été totalement éliminée et le contour s’apparente maintenant au contour moyen des médecins en bleu. L’effet du gradient a replacé le contour sur la bordure réelle de la prostate. La Figure 75 propose le même résultat, mais cette fois pour le patient 3. Pour ce patient, les contours ont subi peu de déformations considérant la qualité des contours initiaux.

Les Figure 76 et Figure 77 permettent l’évaluation visuelle de l’amélioration de la segmentation réalisée par l’étape de déformation. Celle-ci présente le contour

d'échographie projeté sur les images de CT, le contour après la déformation et finalement le contour moyen des médecins. Dans le cas du patient 25 (Figure 76), l'amélioration est évidente, particulièrement pour les images onze à quatorze. Par contre dans le cas du patient 3 (Figure 77) on remarque une faible modification des contours ce qui confirme que la segmentation initiale était proche du contour réel de la prostate.

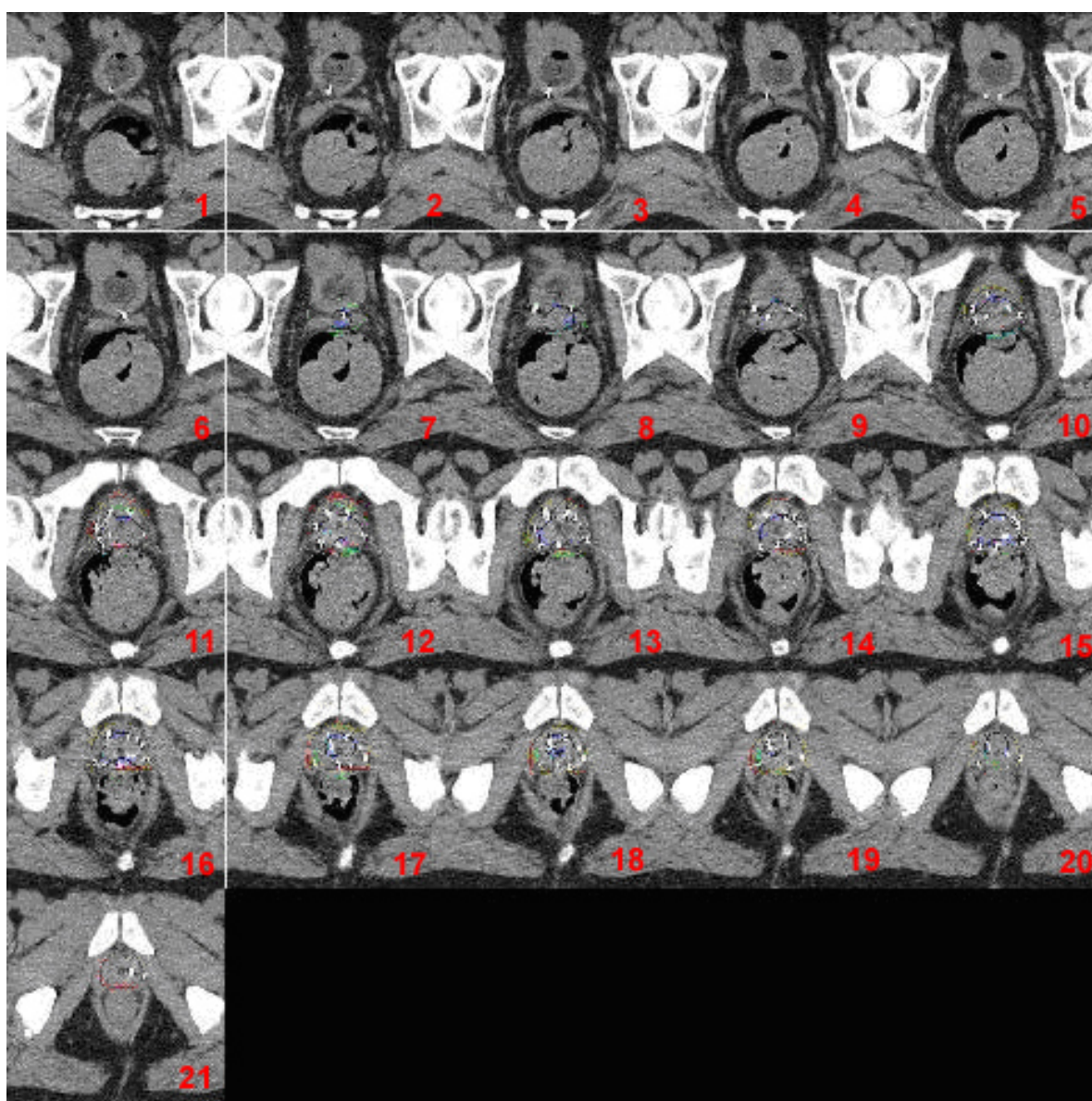


Figure 76 : Comparaison entre le contour d'échographie projeté sur les images de CT (bleu), le contour après déformation (vert) et le contour moyen des médecins (rouge) pour le patient 25

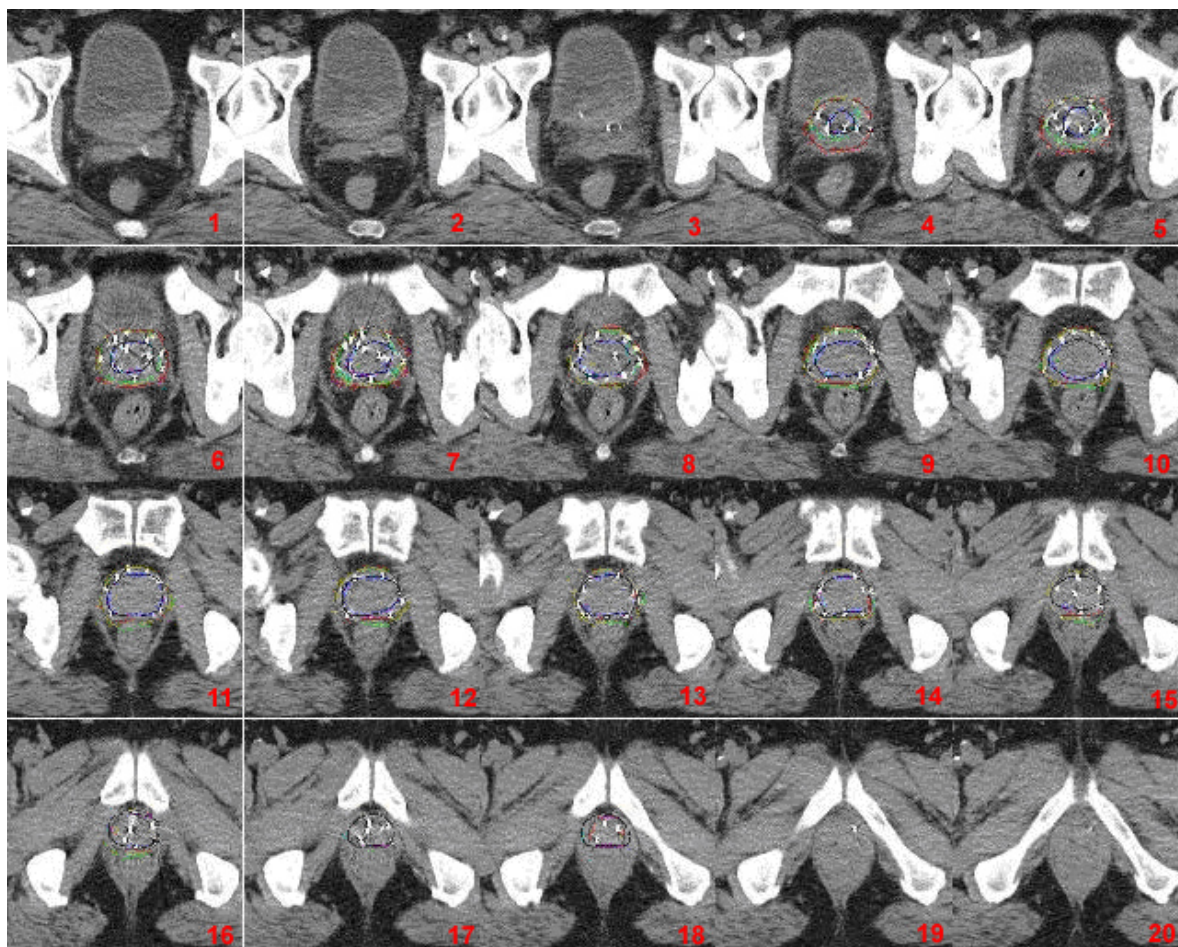


Figure 77 : Comparaison entre le contour d'échographie projeté sur les images de CT (bleu), le contour après déformation (vert) et le contour moyen des médecins (rouge) pour le patient 3

Conclusion

L'algorithme que nous avons présenté au chapitre 3 permet de réaliser une segmentation de la prostate sur des images de CT en se basant sur la position des sources. L'information des sources est essentielle puisque celle-ci permet de faire l'alignement initial des contours sur les images de CT. La déformation par les contours actifs permet ensuite de bien adapter les contours aux images. L'opération de lissage 3D permet d'ajouter l'information de toutes les

tranches à notre segmentation. Par contre, cette opération ne tient pas compte de certaines particularités dans la forme d'organe. Ceci nécessite une deuxième phase de déformation par les contours actifs. Il serait certainement intéressant d'inclure dans l'opération de lissage 3D des contraintes sur la forme de l'organe permettant d'éliminer la deuxième déformation.

Au chapitre suivant, nous décrirons l'étude de validation qui a été menée à partir des résultats présentés dans cette section. Nous reviendrons particulièrement sur les contours d'échographie projetés sur les images de CT et sur les contours déformés. Ceux-ci seront présentés aux médecins afin de les guider dans la réalisation de la segmentation de la prostate.

Chapitre 4

Étude clinique sur l'utilisation de la méthode de fusion d'information pour la réalisation des contours de la prostate sur les images de CT

Revue de littérature sur les études de variabilité intra et inter-opérateurs

La variabilité inter et intra-observateurs est un problème qui préoccupe depuis un bon moment déjà la communauté scientifique de la radio-thérapie. Ce phénomène a été étudié par un nombre important d'auteurs. Différents modes d'études ont été employés avec les diverses techniques d'imagerie jusqu'à la comparaison avec la palpation dans le cas de la prostate. Nous nous limiterons aux études concernant la comparaison pour un même mode d'imagerie et celles comparant des modes d'imagerie entre eux. Nous regarderons principalement l'imagerie par ultrasons transrectale 3D (TRUS), la tomodensitométrie (CT) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

La comparaison entre différents modes d'imagerie constitue une manière classique d'évaluer la variabilité entre des observateurs. Ce type d'étude peut entre autres de guider le choix des technologies lorsqu'il est temps de faire l'élaboration d'un protocole clinique. Smith et coll. [78] ont réalisé une étude comparant la variabilité pour les trois modes d'imagerie. L'étude comprend trente patients et sept observateurs. Chaque observateur réalise les contours de la prostate pour chaque patient sur les trois modes d'imagerie. La conclusion de l'étude est que le CT montre la plus grande variabilité surtout dans les parties antérieures et postérieures de la prostate. L'IRM présente la variabilité la plus faible. Finalement, l'imagerie ultrasonique se retrouve entre les deux autres. Elle présente une variabilité plus importante dans la partie antérieure de l'apex. Un nombre important de publications compare le CT et l'IRM. Rash et coll. [79] comparent la variabilité obtenue pour un examen effectué avec un CT et avec l'IRM. L'étude a été menée avec dix-huit patients et trois observateurs. La première constatation est que le volume réalisé sur le CT est plus grand que le volume sur l'IRM. Le ratio entre les deux volumes est de 1,4. Les auteurs notent que la plus grande variabilité pour le CT se trouve dans la région des vésicules et de l'apex. Ils ont mené une étude intra et inter-observateurs qui a montré une plus grande variabilité pour l'étude intra-observateur. Dubois et coll. [95] ont eux aussi comparé le CT et l'IRM en utilisant quarante-et-un patients et deux observateurs. Lors de l'étude intra-observateur avec cinq répétitions par patient, ils ont noté une erreur qui variait en 3,5 et 11,4 fois plus grande par le CT par rapport à l'IRM. Cette erreur était par contre

de 3,5 fois pour l'étude inter-observateurs. Les auteurs concluent que l'IRM est nettement meilleure que le CT pour réduire la variabilité. Certains auteurs ont aussi évalué la variabilité en utilisant une fusion d'image de CT et d'IRM. Tanaka et coll. [96] ont comparé l'utilisation de l'IRM seule avec la fusion des images d'IRM et de CT. Ils concluent que le CT apporte peu au travail de réalisation des contours. Par contre, le CT permet d'introduire les sources sur les images d'IRM. Villeirs et coll. [97] ont plutôt comparé le CT avec la fusion des images de CT et d'IRM. Dans ce cas, ils notent une diminution de l'écart type de 63%. Ils insistent sur la diminution dans la région de l'apex. Ceci renforce les conclusions de Tanaka et coll. à l'effet que l'IRM contribue beaucoup à diminuer la variabilité des contours. Narayana et coll. [98] comparent plutôt la différence de variabilité entre le CT et le TRUS. L'étude a été réalisée avec 10 patients et 3 observateurs. La principale conclusion de cette étude est que le volume tracé sur des images CT est typiquement 47% plus gros que le volume tracé sur des images TRUS préopératoires. L'étude comportait une seconde partie où les images de CT et le volume tracé sur l'ultrason étaient fusionnés. Les auteurs ont conclu qu'il s'agissait d'images difficiles à fusionner dû au changement de volume de la prostate.

À l'instar de la méthode proposée dans cette thèse, quelques auteurs ont étudié la variabilité en tentant de la diminuer en utilisant diverses méthodes. Valicenti et coll. [99] ont comparé la variabilité obtenue lors de la segmentation de la prostate sur des images de CT en utilisant un agent de contraste pour la vessie et l'urètre. Ils concluent que cette méthode permet de mieux déterminer le centre de la prostate, ce qui a une influence sur la détection des contours. Crook et coll. [100] comparent les contours réalisés sur les images CT avec ceux réalisés sur le CT et l'IRM fusionnés. La particularité de cette étude est que l'un des observateurs utilise une visualisation simultanée des contours réalisés sur les images TRUS pour tracer les contours sur le CT. Ils obtiennent alors des volumes comparables pour le CT et le TRUS. McNair et coll. [101] utilisent les contours de CT réalisés lors de la planification du traitement pour aider au traçage des contours sur les images TRUS. Les observateurs doivent aligner les contours de CT directement sur les images d'ultrasons. Ils concluent que la variabilité diminue de 1 à 5 mm dans toutes les directions. Une réduction de variabilité est surprenante considérant que la majorité des auteurs s'entendent sur le fait que le CT provoque une plus grande variabilité due au manque de contraste. Cette

conclusion pourrait s'expliquer par le fait que proposer des contours à des observateurs contribuera à diminuer la variabilité. Court et coll. [102] utilisent aussi les contours réalisés sur les CT de planification de l'intervention en les projetant sur des CT journaliers pris suivant l'intervention. L'étude a été réalisée sur deux patients et avec sept observateurs. Ils concluent que cette méthode permet de réduire la variabilité entre les observateurs.

Plusieurs auteurs ont mené des études afin de mesurer la variabilité intra et inter-observateur pour un mode d'imagerie en particulier. Un nombre important d'études concernent les méthodes de CT et d'ultrasons 3D. Nous donnerons un aperçu des résultats des études menées sur ces deux types d'imagerie.

L'imagerie de la prostate utilisant la tomодensitométrie présente un faible contraste pour une part importante du volume de celle-ci. Ceci peut entraîner une grande variabilité, ce qui a poussé plusieurs auteurs à quantifier celle-ci à l'aide de différentes études. Gao et coll. [103] ont mené une étude concernant la surestimation du volume de la prostate. Ils ont comparé des volumes obtenus à partir de CT pris sur des cadavres. On demandait aux observateurs de tracer les contours de la prostate sur les images de CT. Le volume de référence a été obtenu à partir de photographies de tranche de cadavre. La prostate a été segmentée sur ces images par consensus entre les observateurs. Ils concluent que le volume de CT est 30% plus grand que le volume réel de la prostate. Ils expliquent cette variation par le fait que les observateurs préfèrent inclure des tissus du rectum et de la vessie, plutôt que d'omettre des tissus de la prostate. Berthelet et coll.[80] ont élaboré une étude à partir de 40 patients. Ils se sont particulièrement intéressés à la variation du volume selon les 3 axes majeurs. Ils ont déterminé que la variation la plus importante se trouvait selon l'axe longitudinal du patient. Han et coll. [81] ont aussi étudié principalement la variation selon les trois axes. L'étude a été menée avec 20 patients et 4 observateurs. Ils obtiennent des variations de volume entre 9 et 29%. L'étude selon les 3 axes a montré une variation majeure dans l'axe longitudinal du patient. Cazzaniga et coll. [82] ont étudié la variabilité de la détermination du volume global, à partir d'une étude avec six observateurs et trois patients. Ils atteignent une variabilité par rapport à la moyenne allant jusqu'à 36%. Fiorino et coll. [83] ont étudié particulièrement la variabilité sur des répétitions à court terme. Ils ont demandé à six observateurs de tracer les contours de la prostate sur cinq patients deux

fois. Les deux répétitions étaient effectuées à quelques minutes d'intervalle. Ils concluent que la variabilité à court terme est négligeable. Ils ont aussi utilisé ces données pour comparer les observateurs entre eux. Dans ce cas, ils obtiennent une variabilité de 10 à 18% du volume total. Gual-Arnau et coll. [104] ont réalisé une étude qui va au-delà de la détermination de la variabilité entre les observateurs. Le but principal de cette étude est de déterminer les marges de traçage des contours entre les contours de différents observateurs. Pour ce faire, ils effectuent une analyse radiale des contours afin de déterminer les écarts entre les contours de tous les observateurs. Cette analyse leur permet entre autres de conclure que les marges entre les observateurs sont très grandes dans la région des vésicules.

La variabilité du volume sur les images d'ultrasons a aussi fait l'objet de quelques études. Nous nous intéresserons aux études touchant l'imagerie ultrasonique transrectale 3D. Bates et coll. [84] ont réalisé une étude intra-observateurs en utilisant un observateur et 40 patients. Ils ont aussi effectué une étude inter-observateurs avec 2 observateurs et 75 patients. Pour ces deux études, ils obtiennent une variation moyenne de 9.8%. Sech et coll. [105] ont mené une étude semblable avec 3 observateurs et 121 patients. Ils obtiennent un taux de correspondance de 95% entre les observateurs pour la détermination du volume global. Ils notent que ce taux diminue pour des prostatites au-delà de 40 ml. Xue et coll. [85] obtiennent une variabilité plus grande pour l'étude intra-observateurs que inter-observateurs. Les variations sont respectivement de 26.1% et 14.1%. Ils ont aussi évalué l'effet de la variation du volume sur la répartition de la dose lors de la planification. Ils concluent qu'il y a un lien évident entre ces deux aspects.

Après avoir présenté les différentes études déjà réalisées, nous présenterons à la prochaine section les résultats de notre étude. Celle-ci vise à déterminer si l'utilisation d'un outil d'aide à la réalisation des contours basé sur les contours d'échographie de planification permet de réduire la variabilité lors de la détermination du volume de la prostate sur des images de CT.

Méthodologie de l'étude

L'étude a été menée au département de radio-oncologie de l'Hôtel-Dieu de Québec. Les données utilisées pour l'étude ont été extraites de la base de données clinique du protocole de curiethérapie de la prostate et ont été anonymisées par la suite. Toutes les images utilisées découlent directement des méthodes cliniques; aucune image supplémentaire n'était nécessaire. Les participants à l'étude étaient deux radio-oncologues, deux résidents en radio-oncologie et un médecin fellow en radio-oncologie. Les médecins ont réalisé les contours sur les images de CT prises trente jours suivant l'intervention de curiethérapie de la prostate. L'outil de contour utilisé est le logiciel de planification de traitement Phillips Pinnacle 7.6g. Cet outil a été choisi puisque les médecins étaient familiers avec celui-ci ce qui limite au maximum l'influence de l'outil sur le résultat des contours. Pour chacun des patients, l'intervalle de temps requis pour effectuer les contours a été mesuré afin d'évaluer si le fait de proposer des contours aux médecins pouvait accélérer leur travail. Le temps était mesuré entre le moment où le médecin débute les contours et celui où il active le processus de sauvegarde. Ce temps n'inclut pas le chargement des images du patient au sein du logiciel de planification. Les patients ont été présentés aux médecins dans un ordre aléatoire. Le temps minimal entre deux séances de traçage de contours a été fixé à une semaine. Nous avons dans un premier temps testé la variabilité inter-opérateurs et dans un deuxième temps la variabilité intra-opérateur. Les différentes métriques de comparaison seront abordées un peu plus loin dans cette section.

Étude inter-opérateurs

L'étude inter-opérateurs a été menée en trois temps avec la participation des cinq médecins. Lors de la première phase, nous voulions établir une référence sur laquelle on pourrait se baser pour mesurer la variabilité entre les observateurs. Nous avons demandé aux cinq médecins d'effectuer les contours de la prostate sur les images CT de douze cas. Lors de cette étape, aucun contour n'était proposé aux médecins. Cette étape se rapproche le plus possible de la situation de réalisation des contours en clinique. Dans un deuxième temps, nous avons demandé aux médecins de refaire des contours sur les douze patients avec l'aide des contours d'échographie du bloc opératoire projetés sur les images de CT en utilisant la méthode présentée au chapitre 3. Nous voulions vérifier si le fait de proposer un contour

produit sur l'échographie et donnant une référence de base au médecin pouvait diminuer la variabilité inter-observateurs. Dans un dernier temps, nous avons proposé les contours d'échographie ajustés sur les images de CT. Il s'agit des contours finaux de l'algorithme proposé au chapitre 3. Chacun des médecins a tracé les contours sur les douze patients avec l'aide des contours finaux de l'algorithme.

Étude intra opérateur

L'étude intra opérateur vise à mesurer si, en proposant des contours initiaux à un observateur, on peut de diminuer la variabilité de celui-ci avec lui-même. Deux médecins ont participé à cette étude soit un radio-oncologue et fellow en radio-oncologie. L'étude est divisée en six répétitions. Chaque répétition comportait 5 patients présentés dans un ordre aléatoire. Ces patients ont été choisis aléatoirement parmi les douze patients de l'étude inter-opérateurs. Nous avons alterné les répétitions ne comportant aucun contour initial avec celles en comportant des contours. Les répétitions impaires n'incluaient pas de contours initiaux tandis que les répétitions paires comportaient les contours ajustés sur les images de CT.

Résultats des études inter et intra-observateurs

Métriques utilisées pour les comparaisons entre les observateurs

Une fois les différentes étapes complétées, nous avons extrait les contours produits par les médecins afin d'utiliser des routines Matlab pour réaliser différentes mesures sur les contours. Celles-ci visent à faire ressortir les différents aspects de la variabilité. Nous avons d'abord mesuré le volume total délimité par les contours. Il s'agit de la mesure la plus largement utilisée puisque celle-ci a une influence directe sur le volume de planification de traitement. Nous avons ensuite mesuré le volume en le divisant en trois tiers tel que le montre la Figure 78.

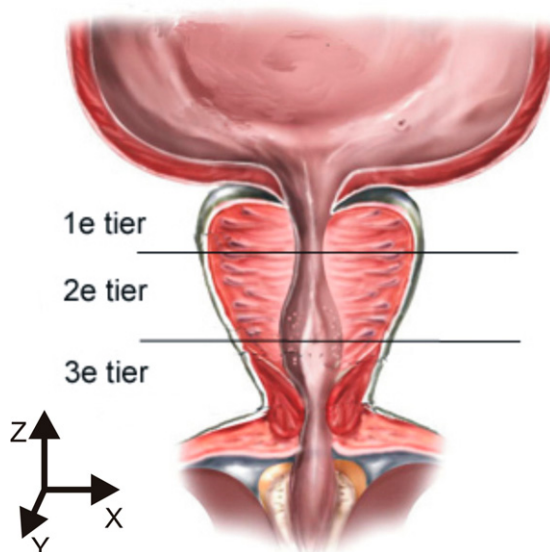


Figure 78 : Division de la prostate en tiers

Cette division permet de mieux localiser la variation de volume. Le contraste étant moins important dans le 1er et le 3^e tiers, ceci peut induire une plus grande variabilité dans ces parties. Les dimensions maximales des volumes ont été calculées afin d'évaluer les axes principaux de variations. Il s'agit des dimensions d'un cube où l'on peut inscrire le volume engendré par les contours tels que le montre la Figure 79 .

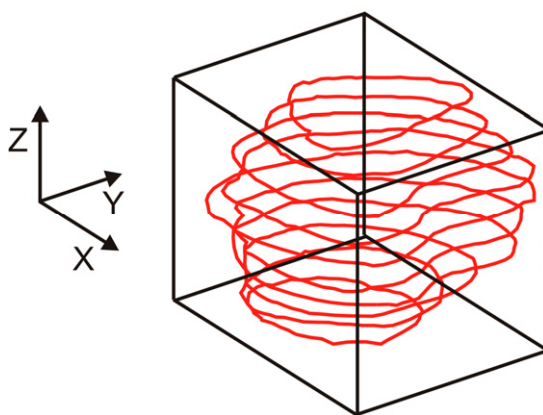


Figure 79 : Mesure du cube 3D où l'on peut inscrire le volume engendré par les contours

Le volume formé par les contours d'échographie a été calculé afin de le comparer au volume tracé sur les images de CT. Les résultats des études inter et intra-opérateurs seront présentés dans les sections suivantes.

Étude inter-opérateurs

Étude du volume complet de la prostate

Nous avons évalué la variabilité inter-opérateurs en utilisant comme référence les volumes tracés sans l'utilisation de contours initiaux. Nous avons comparé cette mesure de base avec les volumes engendrés en se basant sur les contours d'échographie projetés sur les images de CT (étape 2) et par la suite avec les volumes engendrés en se basant sur les contours d'échographie ajustés sur les images de CT. Le graphique de la Figure 80 présente le volume de la prostate pour tous les observateurs. Pour chaque patient, on retrouve le volume de la prostate pour chacune des étapes. De gauche à droite pour chaque patient sont tracés les volumes pour les étapes 1 à 3. La ligne à l'intérieur du rectangle de chaque patient représente la médiane du groupe. Ce graphique permet de bien comparer la variabilité entre les différentes étapes pour chacun des patients. On remarque que pour la majorité des patients la variabilité diminue pour l'étape 3 par rapport aux étapes 1 et 2. Par contre, la variabilité diminue peu ou même augmente si l'on compare les étapes 1 et 2.

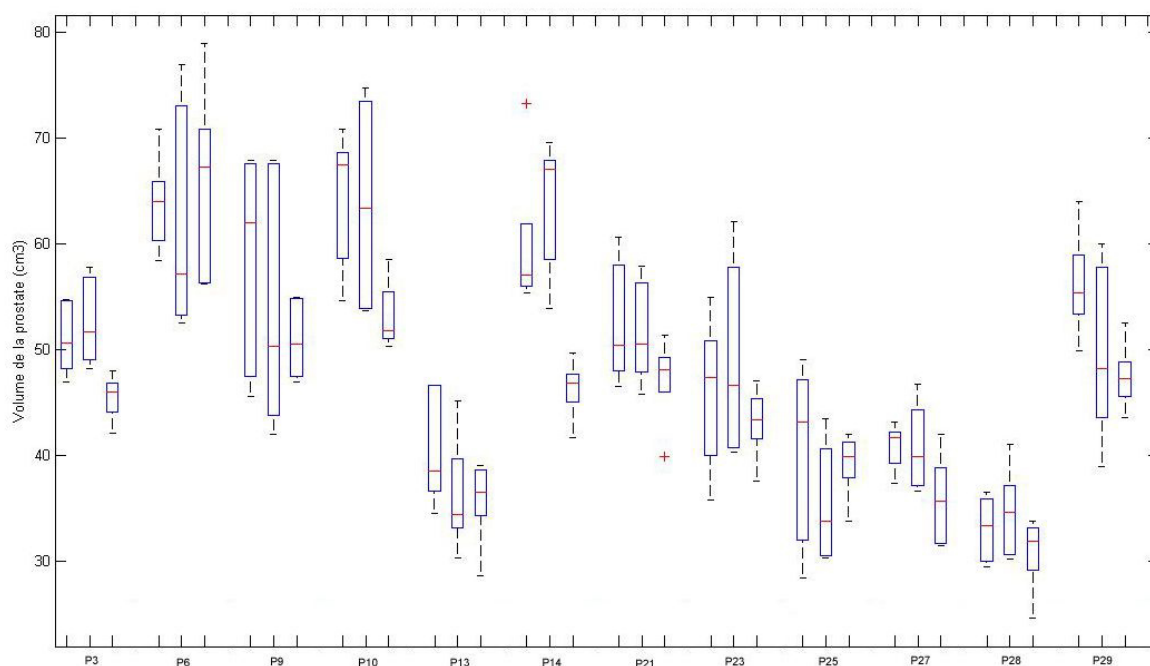


Figure 80 : Volumes de la prostate pour tous les observateurs pour toutes les étapes de traçage des contours.

Les Tableau 11 et Tableau 12 présentent les données détaillées pour chacun des patients. Le Tableau 11 montre la variation moyenne du volume pour chacun des patients ainsi que le pourcentage de variation par rapport au volume moyen du patient pour chacune des trois étapes. Ces valeurs sont respectivement calculées à partir des Équation 29 et Équation 30. Au bas du tableau, on retrouve les variations minimales et maximales ainsi que la variation moyenne pour chacune des étapes. Ces données nous permettent de comparer la variabilité entre les étapes.

$$Variation = \max(\text{Volume}_{\text{Patient}}) - \min(\text{Volume}_{\text{Patient}}) \quad \text{Équation 29}$$

$$Variation = \frac{\max(\text{Volume}_{\text{Patient}}) - \min(\text{Volume}_{\text{Patient}})}{\frac{1}{n_{\text{Patient}}} \sum \text{Volume}} \cdot 100 \quad \text{Équation 30}$$

Patient	Variation de volume					
	Étape 1		Étape 2		Étape 3	
	cm ³	%	cm ³	%	cm ³	%
3	7.81	15%	9.60	18%	5.90	13%
6	12.42	20%	24.41	41%	22.66	37%
9	22.31	39%	25.87	50%	7.98	16%
10	16.26	26%	21.07	34%	8.24	16%
13	12.11	30%	14.76	41%	10.33	29%
14	17.96	30%	15.68	25%	7.99	17%
21	14.08	27%	12.18	24%	11.55	25%
23	19.14	43%	21.79	46%	9.50	22%
25	20.56	54%	13.16	38%	8.19	21%
27	5.75	14%	10.13	25%	10.58	30%
28	7.08	22%	10.88	32%	9.09	30%
29	14.03	25%	21.01	43%	8.92	19%
Var. minimale	5.75	14%	9.60	18%	5.90	13%
Var. maximale	22.31	54%	25.87	50%	22.66	37%
Var. Moyenne	14.13	29%	16.71	35%	10.08	23%

Tableau 11 : Variation du volume moyen pour chaque patient pour toutes les étapes

Le Tableau 12 présente les différences de variation pour chacun des patients. La comparaison est faite pour chaque paire d'étapes. Les valeurs minimales, maximales et moyennes de la différence de variation se retrouvent au bas du tableau.

Patient	Différence de volume		
	Étape.1-Étape.2	Étape 1-Étape 3	Étape.2-Étape.3
	Variation _{Étape 2} – Variation _{Étape 1}	Variation _{Étape 3} – Variation _{Étape 1}	Variation _{Étape 3} – Variation _{Étape 2}
3	3%	-2%	-5%
6	21%	17%	-4%
9	10%	-24%	-34%
10	8%	-10%	-18%
13	11%	-1%	-12%
14	-5%	-13%	-8%
21	-3%	-2%	1%
23	3%	-21%	-23%
25	-16%	-33%	-17%
27	11%	16%	5%
28	10%	8%	-2%
29	18%	-6%	-24%
Var. minimale	-16%	-33%	-34%
Var. maximale	21%	17%	5%
Var. Moyenne	6%	-6%	-12%

Tableau 12 : Différence de la variation de volume pour les différentes étapes

Ce tableau permet de constater que l'utilisation des contours d'échographie projetés sur les images de CT ne permet pas de diminuer la variabilité (3^e colonne). Au contraire, ceci tend à augmenter celle-ci. Cette situation peut s'expliquer par le fait que dans bien des cas le contour d'échographie peut être passablement différent du contour présent sur l'image de CT. La sonde d'échographie provoquant une déformation de la prostate on retrouve aussi une déformation du contour. De plus, le contour d'échographie étant souvent loin du contour réel, ceci amène le médecin à redessiner complètement le contour sur l'image de CT. On se retrouve alors dans une situation comparable à celle de l'étape 1 où l'on ne propose pas de contours initiaux. Lorsqu'on compare l'étape 1 avec l'étape 3, le résultat est tout autre. En proposant des contours initiaux ajustés à l'image de CT, on obtient une diminution de 6% de la variabilité moyenne entre les observateurs. On retrouve en fait une diminution de la variabilité chez 75% des patients. Ces résultats se sont avérés statistiquement significatifs tel que l'indique notre calcul à partir d'une distribution *Student-T* nous ayant donnée une *p-value* de 0.000018.

L'étape 3 présente les meilleurs résultats pour la variabilité entre les observateurs. On obtient une variabilité moyenne de 23% avec une valeur minimale de 13% et une valeur maximale de 37%. On sait que le volume CT est 30 à 40% trop grand [98]. Une diminution du volume moyen en général de 12% ramène le volume tracé sur le CT plus près de celui déterminé sur l'échographie. L'étude à partir des 1/3 de volume de la prostate nous permettra de déterminer les parties comportant la plus grande variabilité.

Étude du volume de la prostate par tiers

Les tableaux Tableau 13 et Tableau 14 présentent les statistiques pour la division de la prostate en trois tiers. Le premier tiers se retrouve dans la partie des vésicules, le deuxième est la partie centrale et finalement le troisième se retrouve dans la région de l'apex. Une première observation est l'importance de certaines variations qui peuvent atteindre jusqu'à 174 % du volume moyen. Il s'agit d'une variation considérable. Un autre point important est la variation dans la région centrale de la prostate. Cette région comporte la différence de contraste la plus importante sur les images de CT. Nous aurions attendu une variation plus faible dans cette région. Pourtant, bien qu'il ne s'agisse pas de la variation la plus grande celle-ci est très comparable aux deux autres tiers. La variation la plus grande se retrouve dans le troisième tiers de la prostate. La prostate ayant été divisée en tiers, cette mesure ne tient pas compte de la variation du nombre de coupes tracées par le médecin. La mesure du cube entourant la prostate sera plus représentative de cet aspect.

Patient	Étape 1	Étape 2	Étape 3
---------	---------	---------	---------

	1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3
3	38%	32%	55%	44%	68%	84%	25%	41%	20%
6	29%	83%	63%	74%	43%	91%	71%	25%	38%
9	53%	102%	33%	102%	80%	191%	81%	77%	55%
10	38%	79%	48%	25%	105%	103%	27%	86%	75%
13	26%	62%	27%	80%	90%	162%	48%	84%	99%
14	44%	85%	150%	74%	111%	88%	106%	39%	105%
21	24%	140%	67%	45%	54%	79%	101%	174%	91%
23	76%	97%	152%	112%	55%	95%	86%	72%	66%
25	66%	67%	153%	74%	74%	92%	78%	71%	74%
27	88%	58%	19%	125%	81%	36%	72%	53%	30%
28	13%	50%	101%	31%	49%	83%	10%	35%	114%
29	93%	77%	64%	104%	76%	31%	45%	70%	90%
Minimum	13%	32%	19%	25%	43%	31%	10%	25%	20%
Maximum	93%	140%	153%	125%	111%	191%	106%	174%	114%
Moyenne	49%	77%	78%	74%	74%	94%	63%	69%	72%

Tableau 13 : Variation de volume pour les trois tiers de la prostate

Patient	Étape 1 – Étape 2			Étape 1 – Étape 3			Étape 3 – Étape 2		
	Variation _{Étape 2} – Variation _{Étape 1}			Variation _{Étape 3} – Variation _{Étape 1}			Variation _{Étape 3} – Variation _{Étape 2}		
	1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3
3	6%	35%	29%	-13%	8%	-35%	-19%	-27%	-64%
6	44%	-40%	27%	42%	-58%	-25%	-2%	-18%	-53%
9	49%	-22%	158%	28%	-25%	22%	-21%	-3%	-136%
10	-12%	27%	55%	-11%	8%	27%	2%	-19%	-28%
13	54%	28%	135%	22%	22%	73%	-32%	-6%	-62%
14	30%	26%	-63%	63%	-46%	-45%	32%	-72%	18%
21	21%	-86%	12%	76%	35%	24%	56%	120%	12%
23	36%	-42%	-57%	9%	-24%	-86%	-26%	17%	-29%
25	8%	7%	-61%	13%	4%	-79%	4%	-3%	-18%
27	38%	24%	17%	-16%	-5%	12%	-54%	-28%	-5%
28	18%	0%	-18%	-3%	-15%	13%	-21%	-14%	31%
29	11%	-1%	-33%	-48%	-6%	26%	-59%	-6%	58%
Minimum	13%	11%	13%	-3%	-7%	1%	-15%	-18%	-11%
Maximum	33%	-29%	38%	14%	35%	-39%	-19%	63%	-77%
Moyenne	25%	-4%	17%	14%	-9%	-6%	-12%	-5%	-23%

Tableau 14: Différence de variation de volume pour les trois tiers de la prostate

Étude des dimensions axiales de la prostate

La variation selon les différents axes de la prostate (x, y et z) sont présentés aux Tableau 15 et Tableau 16. Ces mesures permettent d'apprécier les axes où la méthode permet le plus de diminuer la variabilité. Le Tableau 16 compare la variabilité entre les étapes. La plus

grande diminution de la variabilité est observée pour la comparaison entre les étapes 1 et 3. La réduction est presque équivalente pour toutes les composantes avec une diminution un peu plus forte pour la composante en x.

Une analyse en composantes principales a permis de déterminer que la variabilité la plus grande se retrouve selon l'axe des Z. Il s'agit d'un résultat auquel on pouvait s'attendre puisqu'il est souvent difficile pour le médecin de déterminer à quelles images débute et se termine la prostate puisque le contraste est très peu présent dans ces régions. En proposant des contours initiaux de l'étape 2 ou de l'étape 3, on diminue la variabilité entre les observateurs. Le processus d'ajustement de l'étape 3 n'a pas d'effet sur la position et le nombre de contours selon l'axe z. Cet ajustement est réalisé de façon finale lors de l'étape 2. On obtient 4% de diminution pour les contours non ajustés et 9 % pour les contours ajustés. La différence entre les deux résultats tient probablement au fait que dans le cas de l'étape 3, les médecins ont beaucoup moins modifié le nombre des tranches par rapport aux contours qui leur étaient proposés que pour l'étape 2. Les médecins ont modifié le nombre de tranches pour 46 des 60 cas à l'étape 2 tandis qu'ils l'ont fait uniquement pour 31 patients à l'étape 3. En proposant des contours en x et y plus près du contour réel de la prostate, on incite probablement le médecin à faire plus confiance au système lorsqu'il doit prendre sa décision pour la position en z.

Patient	Étape 1- Étape 2	Étape 2 – Étape 3	Étape 1 – Étape 3
	Variation _{Étape 2} –	Variation _{Étape 3} –	Variation _{Étape 3} –

	VariationÉtape 1			VariationÉtape 1			VariationÉtape 2		
	X			Y			Z		
	Moyen	Variation	% Variation	Moyen	Variation	% Variation	Moyen	Variation	% Variation
3	55.50	3.32	6%	47.2	2.4	5%	37.00	5.00	14%
6	54.98	8.63	17%	49.1	9.6	21%	42.50	5.00	13%
9	51.35	18.26	42%	53.1	16.1	36%	42.50	5.00	13%
10	55.04	5.98	11%	48.1	10.3	23%	44.50	2.50	6%
13	52.06	9.96	21%	47.5	10.0	23%	28.50	7.50	30%
14	58.90	7.64	14%	45.7	7.6	19%	45.00	7.50	19%
21	58.33	9.08	17%	43.4	6.0	15%	39.50	7.50	21%
23	60.89	19.26	38%	49.3	12.9	30%	31.00	7.50	27%
25	52.20	10.62	23%	45.4	8.6	21%	30.50	10.00	40%
27	53.39	13.28	28%	48.0	7.0	16%	31.00	2.50	8%
28	51.20	8.97	19%	41.4	7.0	19%	31.00	10.00	40%
29	59.77	16.27	31%	43.3	13.3	35%	36.50	7.50	23%
min	51.20	3.32	6%	41.4	2.4	5%	28.50	2.50	6%
max	60.89	19.26	42%	53.1	16.1	36%	45.00	10.00	40%
moyen	55.30	10.94	22%	46.8	9.2	22%	36.63	6.46	21%

Tableau 15 : Variation des dimensions du cube où l'on peut inscrire le volume engendré par les contours.

Patient	Étape 1 – Étape 2			Étape 2 – Étape 3			Étape 1 – Étape 3		
	Variation _{Étape 2} –			Variation _{Étape 3} –			Variation _{Étape 3} –		
	Variation _{Étape 1}			Variation _{Étape 1}			Variation _{Étape 2}		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
3	-4%	-7%	-16%	-7%	1%	-31%	-3%	8%	-14%
6	8%	4%	7%	-2%	-6%	13%	-10%	-10%	6%
9	-2%	8%	-8%	-33%	-25%	0%	-31%	-33%	8%
10	-18%	4%	-18%	-25%	-9%	-4%	-7%	-13%	14%
13	2%	-3%	22%	-8%	-12%	1%	-11%	-8%	-21%
14	-1%	7%	-13%	-1%	-1%	-18%	0%	-8%	-5%
21	4%	-12%	15%	-3%	-11%	7%	-7%	1%	-8%
23	14%	4%	0%	-14%	-8%	3%	-27%	-11%	3%
25	-1%	-7%	10%	-16%	-2%	-13%	-15%	5%	-23%
27	13%	-11%	-25%	-4%	-9%	-24%	-17%	2%	1%
28	0%	7%	-20%	-11%	4%	-33%	-11%	-2%	-13%
29	12%	11%	-5%	-18%	-18%	-13%	-30%	-29%	-8%
min	-18%	-12%	-25%	-33%	-25%	-33%	-31%	-33%	-23%
max	14%	11%	22%	-1%	4%	13%	0%	8%	14%
moyen	2%	0%	-4%	-13%	-8%	-9%	-14%	-9%	-5%

Tableau 16 : Différence pour chacune des dimensions du cube où l'on peut inscrire le volume engendré par les contours.

Comparaison entre le volume obtenu par échographie et le volume obtenu sur les images de CT

Le volume obtenu à partir d'image d'ultrasons transrectale permet d'obtenir une mesure du volume de la prostate plus représentative que celle que l'on obtient à partir d'images de CT. L'étude inter-opérateurs montre que lorsque l'on propose des contours aux médecins on réduit la différence entre le volume de CT et ultrason. Comme le montre le Tableau 17, on réduit encore cette différence en proposant des contours initiaux ajustés sur les images de CT. La différence est pratiquement réduite de moitié par rapport à l'étape où l'on ne propose pas de contours.

Patient	Étape 1		Étape 2		Étape 3	
	$V_{\text{Échographie}} - V_{\text{Étape1}}$		$V_{\text{Échographie}} - V_{\text{Étape2}}$		$V_{\text{Échographie}} - V_{\text{Étape3}}$	
	Volume (cm3)	%	Volume (cm3)	%	Volume (cm3)	%
3	11.487	29%	13.088	33%	5.8364	15%
6	14.335	29%	13.0266	26%	16.0228	32%
9	27.327	89%	23.5088	76%	20.0806	65%
10	12.291	24%	11.8478	23%	1.3904	3%
13	21.242	87%	18.5474	76%	12.928	53%
14	16.244	38%	11.9186	28%	11.354	27%
21	17.541	37%	21.1688	45%	3.8622	8%
23	5.041	11%	4.1368	9%	-0.405	-1%
25	13.602	28%	11.7562	24%	4.527	9%
27	14.547	52%	12.5724	45%	6.116	22%
28	15.173	54%	12.217	43%	8.6526	31%
29	16.641	42%	13.8076	35%	9.513	24%
Moyenne		43%		39%		24%

Tableau 17 : Comparaison entre les volumes d'ultrason et de CT pour chacune des étapes

Ce phénomène est aussi observable à partir de la Figure 80 où l'on remarque que le volume moyen pour l'étape 3 a toujours tendance à être inférieur à celui des autres étapes. Les contours réalisés sur les images de CT engendrent dans la grande majorité des cas un volume plus grand que le volume d'ultrasons. Une réduction du volume moyen rapprochera la mesure de CT de celle réalisée sur les images d'ultrasons.

Étude intra opérateur

Lors de l'analyse de l'étude intra-opérateur des mesures similaires aux mesures effectuées pour l'étude inter-opérateurs ont été réalisées sur des volumes engendrés par les contours tracés par les médecins.

Étude du volume complet de la prostate

Les statistiques calculées sur le volume complet de la prostate sont présentées au Tableau 18 et les statistiques de variation de volume pour les étapes avec et sans contour sont présentés au Tableau 19. L'Équation 31 permet de calculer la variation de volume pour un observateur pour les contours d'un patient. L'Équation 32 permet d'exprimer cette variation en pourcentage. Au Tableau 19 certaines valeurs peuvent sembler suspectes puisque la

variation en ml est positive tandis que la variation en pourcentage est négative. Ceci s'explique par le fait que le volume moyen tracé avec et sans les contours était très différent.

		P3	P9	P10	P14	P21
Sans contour	OB 1	43,307	38,956	43,291	46,784	29,089
		47,387	41,686	51,166	50,110	38,633
		39,887	35,000	48,647	41,603	36,332
	OB 2	49,689	57,092	62,214	63,029	53,112
		57,99	57,452	65,071	61,467	61,173
		58,854	58,3632	67,867	63,955	56,496
Avec contour	OB 1	44,797	55,199	60,183	44,634	44,862
		44,658	46,233	53,349	42,996	46,489
		44,852	47,996	50,083	42,181	36,735
	OB 2	49,369	65,368	49,508	49,002	52,513
		47,944	61,822	58,09	48,131	43,078
		41,615	47,99	51,317	44,536	50,14

Tableau 18 : Variation du volume de la prostate pour les deux observateurs

Observateur 1						
		P3	P9	P10	P14	P21
Sans Contour	Variation	7,500	6,686	7,875	8,507	9,544
	%	17,2%	17,3%	16,5%	18,4%	27,5%
Avec contour	Variation	0,2	9,0	10,1	2,5	9,8
	%	0,4%	18,0%	18,5%	5,7%	22,8%
Comparaison	Comparaison en mL	-7,3	2,3	2,2	-6,1	0,2
	Comparaison en %	-16,8%	0,7%	2,0%	-12,8%	-4,7%
Observateur 2						
Sans Contour	Variation	9,165	1,271	5,653	2,488	8,061
	%	16,5%	2,2%	8,7%	4,0%	14,2%
Avec contour	Variation	7,8	17,4	8,6	4,5	9,4
	%	16,7%	29,8%	16,2%	9,5%	19,4%
Comparaison	Comparaison en mL	-1,4	16,1	2,9	2,0	1,4
	Comparaison en %	0,2%	27,6%	7,5%	5,5%	5,3%

Tableau 19 : Statistique des variations sur le calcul du volume complet

$$Variation = \max(Volume_{Observateur_i}) - \min(Volume_{Observateur_i})$$

Équation 31

$$Variation = \frac{\max(Volume_{Observateur_i}) - \min(Volume_{Observateur_i})}{\frac{1}{3} \sum Volume} \cdot 100$$

Équation 32

Les Figure 81 et Figure 82 présentent la variation de volume pour les deux observateurs pour tous les cas. Nous avons calculé pour chaque patient la variation de volume avec et sans contours initiaux pour chacun des observateurs. Nous avons ensuite calculé la différence de variation entre ces deux résultats.

Les résultats de l'observateur 1 présentent une diminution de la variation marquée pour deux patients soit les patients 3 et 14. Pour les autres patients il s'agit de légère hausse ou de légères baisses non significatives. Dans le cas de l'observateur 2 on constate aucune diminution de variabilité et même dans un cas une augmentation importante de celle-ci.

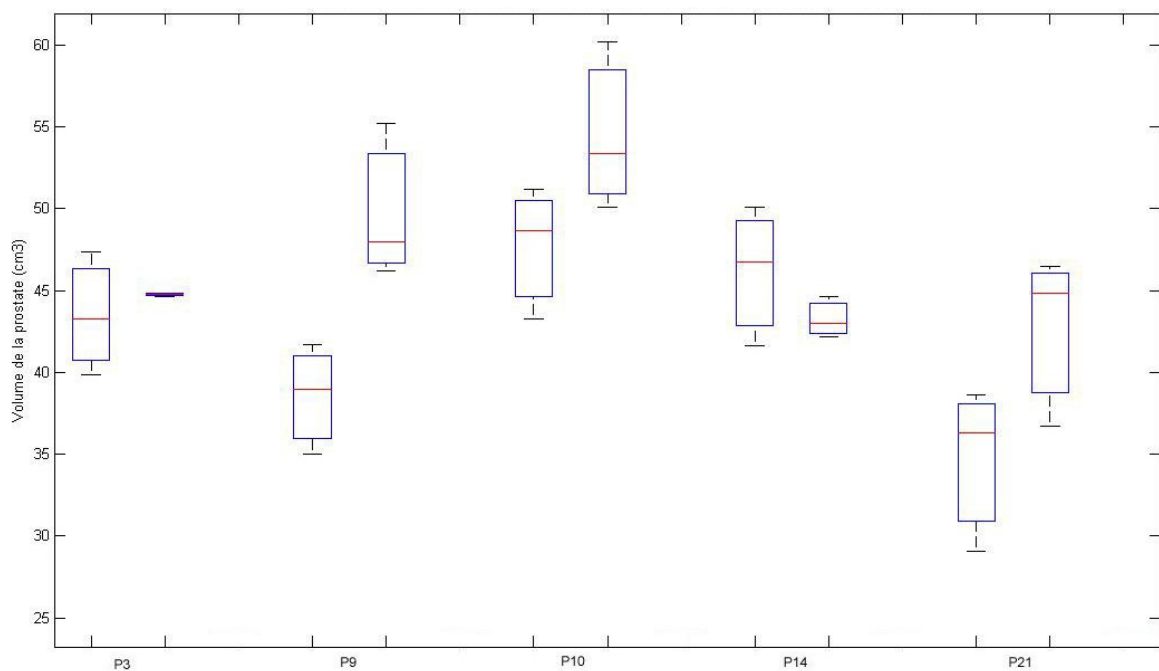


Figure 81 : Volume de la prostate pour tous les patients tracés par l'observateur 1

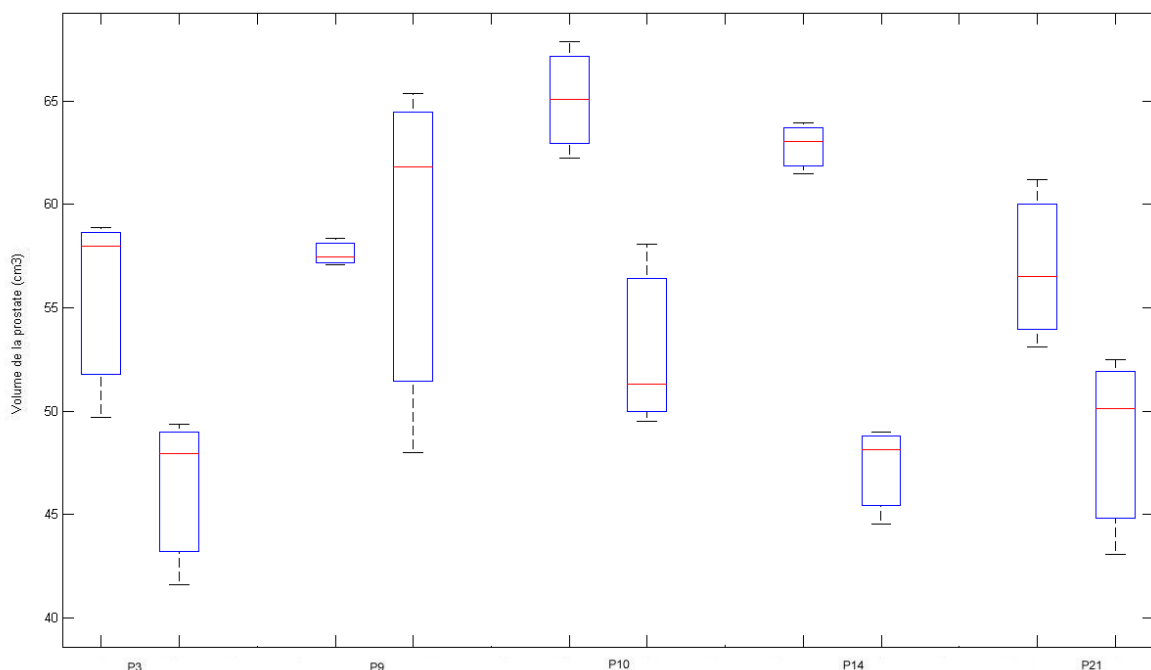


Figure 82 : Volume de la prostate pour tous les patients tracés par l'observateur 2

Étude du volume de la prostate par tiers

Nous avons aussi réalisé pour cette partie une étude du volume de la prostate en le découpant en tiers. Le Tableau 20 présente les résultats du calcul de la variation pour chacun des tiers de la prostate et pour chaque patient. Les résultats sont d'abord présentés pour chacun des observateurs et par la suite une moyenne des deux observateurs est réalisée. La dernière ligne du tableau présente la différence pour chacun des tiers lorsque l'observateur utilise et n'utilise pas des contours initiaux. Cette donnée nous permet de conclure que la plus grande part de la diminution de la variabilité provient du centre de la prostate. Cette partie compte pour une bonne part du volume total de la prostate ce qui explique que malgré une diminution de 11 % de cette partie et une augmentation de 8% et 2% pour les deux autres, on retrouve globalement avec une diminution autour de 10% lorsque l'on étudie le volume global. Ces résultats, bien que plus faibles pour la diminution de la variabilité, se comparent avec ceux de l'étude inter-observateurs. Cette variation dans les résultats de l'étude intra et inter-observateurs sont certainement dues à la façon de voir les contours propre à chaque médecin tel que l'étude de Jeanneret-Sozzi et coll.[106] l'a démontré.

	Patient	Sans contour			Avec contour		
		1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3
Observateur 1	3	42%	73%	23%	51%	17%	41%
	9	41%	85%	6%	28%	53%	105%
	10	36%	28%	26%	25%	33%	22%
	14	58%	19%	139%	45%	26%	74%
	21	19%	25%	62%	30%	47%	7%
	Moyenne	39%	46%	51%	36%	35%	49%
Observateur 2	3	27%	44%	33%	8%	20%	25%
	9	48%	174%	34%	37%	34%	32%
	10	11%	17%	8%	57%	36%	31%
	14	7%	27%	60%	23%	73%	39%
	21	21%	41%	16%	38%	84%	38%
	Moyenne	23%	61%	30%	33%	49%	33%
Moyenne des observateurs		25%	59%	33%	33%	47%	35%
		Différences			8%	-11%	2%

Tableau 20 : Pourcentages de variations pour chaque tiers de la prostate et pour chaque observateur.

Étude des dimensions axiales de la prostate

L'étude des dimensions des trois axes de la prostate a aussi été effectuée pour l'étude intra-observateurs. Le résumé des variations selon les différents axes est présenté au tableau 21. Une analyse en composantes principales a révélé que l'axe z présente la plus grande variabilité que ce soit avec ou sans l'utilisation de contours initiaux. On remarque que pour l'observateur 1 la variabilité diminue de façon importante dans tous les axes et particulièrement pour l'axe z où celle-ci passe de 27% à 6%. Par contre, la variabilité diminue très peu pour l'observateur 2 si ce n'est de la composante z qui passe de 8% à 5%. Globalement, pour les deux observateurs, la variabilité demeure constante pour les axes x et y tandis qu'elle diminue de 5% pour l'axe z. Ces résultats se rapprochent de ce qui ont été obtenu pour l'étude inter-observateurs.

	Patient	Sans contour			Avec contour		
		x	y	z	x	y	z
Observateur 1	3	0.0528	0.15257	0.2970	0.0017	0.0519	0
	9	0.1223	0.20003	0.2698	0.0327	0.1382	0.1204
	10	0.0633	0.11504	0.1228	0.0005	0.0082	0.1739
	14	0.042	0.07444	0.2284	0.0006	0.0527	0
	21	0.0432	0.04286	0.4166	0.0458	0.0249	0
	Moyenne	6%	12%	27%	2%	6%	6%
Observateur 2	3	0.0301	0.03472	0.0638	0.0622	0.1637	0.0698
	9	0.2208	0.27332	0.206	0.1691	0.1760	0.0600
	10	0.1373	0.09649	0	0.0652	0.1739	0.0600
	14	0.0228	0.03497	0.0566	0.0790	0.0713	0
	21	0.0713	0.08605	0.0600	0.0900	0.0500	0.0638
	Moyenne	10%	11%	8%	9%	13%	5%
	Moyenne des observateurs	9%	11%	10%	8%	12%	5%
		Différences			-1%	1%	-5%

Tableau 22 : Variation sur la dimension des axes x, y et z du volume de la prostate

Comparaison entre le volume d'échographie et le volume obtenu sur les images de CT

Nous avons réalisé la comparaison entre le volume obtenu avec les images TRUS et les images de CT pour l'étude intra-observateur. Le résumé des statistiques est présenté au Tableau 23. Les moyennes absolues et les différences absolues sont calculées sur les valeurs absolues des valeurs de variation.

Patient	Sans contour		Avec contour	
	Observateur 1	Observateur 2	Observateur 1	Observateur 2
3	10%	40%	13%	17%
9	25%	62%	61%	89%
10	-8%	25%	5%	2%
14	9%	48%	2%	11%
21	-27%	20%	-10%	2%
Moyenne	2%	39%	14%	24%
Moyenne ABS	16%	39%	18%	24%
Différence			13%	-15%
Différence ABS			3%	-15%
Globale	20%		19%	
Différence	-1%			

Tableau 23 : Comparaison entre les volumes d'ultrasons et ceux de CT de l'étude intra-observateur

Il est plus difficile de tirer des conclusions claires de notre étude intra observateur. Pour la mesure du volume complet de la prostate, nous obtenons une diminution pour quelques patients de l'observateur 1. Par contre pour l'observateur 2 il n'y a pas de diminution et même une certaine augmentation de la variabilité. Pour ce qui de l'observation de la variation des volumes pour chaque tiers, il y a diminution marquée au centre, mais des augmentations dans les extrémités. Finalement, pour les mesures axiales il y a peu de changement entre les étapes avec et sans contour. À la lumière de ces résultats, il devient donc difficile de conclure que la variabilité diminue réellement pour notre étude intra observateur. Il serait sûrement intéressant de reprendre cette étude avec plus d'observateur.

Étude sur la performance temporelle

L'aspect temporel est aujourd'hui une donnée incontournable du monde médical. On vise de plus en plus à réduire le temps nécessaire pour le traitement des patients. La réduction du temps de traitement permet entre autres d'augmenter l'optimisation des ressources autant matérielles qu'humaines. Lors de l'étude inter et intra-opérateurs le temps requis pour réaliser les contours de chaque patient a été chronométré. Nous voulions vérifier si le fait de proposer des contours initiaux aux médecins pourrait diminuer le temps nécessaire pour la réalisation de ceux-ci.

Les tableaux Tableau 24 et Tableau 25 résument les statistiques calculées sur les temps nécessaires pour la réalisation des contours lors de l'étude inter-observateurs. Le Tableau 25 présente les différences de temps entre les étapes 1 et 2 et entre les étapes 1 et 3. Nous utilisons l'étape 1 comme référence puisque celle-ci est celle qui se rapproche de la pratique en clinique. Lorsque l'on regarde la comparaison entre le temps de l'étape 1 et de l'étape 2 on remarque une augmentation du temps moyen de 17%. Cette augmentation tient son explication dans le fait que les contours proposés aux médecins étaient, dans une part importante des contours, très loin du contour de la prostate sur l'image. Il devenait alors plus long pour le médecin de corriger le contour déjà présent sur l'image que de faire de nouveaux contours. Certains médecins ont été tentés d'effacer tous les contours et de

reprendre à zéro. Il n'est donc pas efficace de proposer aux médecins des contours qui sont très loin du contour réel de la prostate.

La comparaison entre l'étape 1 et l'étape 3 donne un tout autre résultat. Pour cette comparaison, on constate une diminution de tous les temps pour réaliser les contours. On remarque particulièrement la diminution de 56% du temps moyen pour la réalisation des contours. Il est aussi à noter une diminution du temps maximal et du temps minimal. Cette différence marquée entre les deux étapes s'explique par le peu de modifications effectuées sur le contour par le médecin. On remarque un temps minimal atteint de 30 secondes par l'un des médecins. En 30 secondes le médecin a tout juste le temps de parcourir l'ensemble des tranches et de faire des modifications mineures aux contours.

Patient	Temps pour chaque patient (mm :ss)								
	Étape 1			Étape 2			Étape 3		
	min	max	moyen	min	max	moyen	min	max	moyen
3	02:20	09:34	05:23	04:22	09:41	06:35	00:30	02:50	01:49
6	02:58	10:27	06:21	03:20	08:38	05:34	01:24	06:53	04:03
9	02:49	12:03	06:06	02:40	10:04	05:57	02:07	06:47	04:04
10	03:52	08:10	05:25	03:20	10:09	05:58	01:18	06:34	02:46
13	03:03	12:46	05:45	03:43	09:31	05:33	01:03	05:57	03:06
14	03:05	12:49	06:38	03:37	11:54	07:47	01:15	03:05	02:12
21	02:42	08:07	04:41	02:21	06:37	04:16	02:08	04:17	03:11
23	01:58	08:47	05:06	04:06	06:08	05:12	02:21	04:30	03:10
25	01:58	07:54	04:05	03:14	08:49	05:22	02:50	05:27	04:15
27	02:19	07:54	05:29	02:22	07:26	04:53	01:52	03:55	02:59
28	02:16	09:31	04:35	02:54	07:30	05:48	01:46	04:43	03:11
29	02:20	11:03	05:24	03:07	06:36	04:37	01:26	03:58	02:16
Var. minimale	01:58	07:54	04:05	02:21	06:08	04:16	00:30	02:50	01:49
Var. maximale	03:52	12:49	06:38	04:22	11:54	07:47	02:50	06:53	04:15
Var. Moyenne	02:38	09:55	05:25	03:16	08:35	05:38	01:40	04:55	03:05

Tableau 24 : Temps moyen nécessaire pour la réalisation des contours de chaque patient pour toutes les étapes

Patient		Différence de temps (mm :ss)					
		Étape 1- Étape 2			Étape 1 – Étape 3		
		Temps _{Étape 2} – Temps _{Étape 1}		Temps _{Étape 3} – Temps _{Étape 1}			
		min	max	moyen	min	max	moyen
3		02:02	00:07	01:13	-01:50	-06:44	-03:33
6		00:22	-01:49	-00:48	-01:34	-03:34	-02:19
9		-00:09	-01:59	-00:09	-00:42	-05:16	-02:03
10		-00:32	00:1:59	00:33	-02:34	-01:36	-02:38
13		00:40	-03:15	-00:12	-02:00	-06:49	-02:39
14		00:32	-00:55	01:09	-01:50	-09:44	-04:26
21		-00:21	-01:30	-00:26	-00:34	-03:50	-01:31
23		02:08	-02:39	00:06	00:23	-04:17	-01:55
25		01:16	00:55	01:17	00:52	-02:27	00:10
27		00:03	-00:28	-00:36	-00:27	-03:59	-02:30
28		00:38	-02:01	01:13	-00:30	-04:48	-01:24
29		00:47	-04:27	-00:46	-00:54	-07:05	-03:07
Variation	minimal	00:23	-01:46	-00:11	-01:28	-05:04	-02:16
	maximal	00:30	-00:55	01:09	-01:02	-05:56	-02:23
	moyenne	00:37	-01:20	00:13	-00:58	-05:01	-02:20
% par rapport au temps moyen de la étape 1	minimal	19%	-22%	-4%	-75%	-64%	-56%
	maximal	13%	-7%	17%	-27%	-46%	-36%
	moyenne	23%	-13%	4%	-37%	-51%	-43%

Tableau 25: Différence des temps moyens de tous les patients entre les étapes 1 et 2 et les étapes 1 et 3

Le temps requis pour chacun des patients a aussi été mesuré pour l'étude intra-observateur. Le résumé des statistiques temporelles est présenté au Tableau 26 . De même que pour l'étude inter-observateurs, on remarque une diminution importante du temps nécessaire pour réaliser les contours pour les deux observateurs.

Patient	Sans Contour		Avec contour		Différence	
	Observateur 1	Observateur 2	Observateur 1	Observateur 2	Observateur 1	Observateur 2
3	02:22	03:02	00:49	01:47	-01:33	-01:15
9	02:52	03:36	02:25	02:50	-00:27	-00:45
10	02:51	04:37	01:32	03:07	-01:19	-01:30
14	03:06	03:25	01:02	02:54	-02:04	-00:31
21	02:24	02:54	02:10	02:55	-00:14	00:01
Moyenne					-01:07	-01:01

Tableau 26 : Statistiques temporelles pour l'étude intra-observateur.

Il devient donc évident qu'en proposant des contours qui s'approchent du contour de la prostate et en minimisant les modifications, on peut arriver à réduire considérablement le temps requis pour la tâche de réalisation des contours.

Conclusion

Les études inter observateurs a montré qu'en proposant des contours initiaux aux médecins il est possible de réduire la variabilité inter-observateurs. Bien que l'on note toujours une variabilité, cette étude a permis de réduire la variabilité dans les régions des vésicules et de l'apex deux régions avec des variabilités importantes lorsque tracés sans contours initiaux. L'étude a aussi démontré qu'en utilisant les contours initiaux un observateur produit un volume qui est plus près que celui produit avec les images d'échographie. Par contre, dans le cas de l'étude intra observateur, il aurait fallu un plus grand nombre de médecins participant afin d'obtenir des résultats plus significatif. Finalement, la dernière partie a démontré que l'utilisation de contours initiaux permet de réduire de façon importante le temps requis pour le traçage des contours de la prostate. La diminution du temps requis par le médecin ainsi que la diminution de la variabilité démontre l'intérêt d'utiliser cette méthode.

Il nous semble que la méthode que nous avons proposée pousse au maximum l'information que l'on peut tirer des images de tomodensitométrie pour la segmentation de la prostate. En plus des images, la méthode utilise de l'information provenant d'autres modes d'imagerie afin de réaliser la segmentation. Avec toutes ces données et du temps de calcul consacré à des algorithmes poussés, nous réussissons à réduire la variabilité sans toutefois, réussir à l'éliminer complètement. Nous croyons donc que pour réussir à réduire encore la variabilité il faudrait se tourner vers d'autres techniques. L'IRM, bien que présentant aussi une certaine variabilité, peut s'avérer une solution intéressante. Par contre, ce mode d'imagerie comporte de nombreux désavantages aussi. La qualité des images pour les tissus mous est sans contredit plus grande que les images de tomodensitométrie. Par contre, il devient difficile de distinguer les sources. Un autre désavantage majeur est le temps requis pour l'examen. Un examen d'IRM prendra beaucoup plus de temps à réaliser que le même examen en imagerie tomodensitométrie. Face à un manque de ressources criant en imagerie, il est difficile de justifier l'utilisation de l'IRM pour un suivi postopératoire

quand les appareils peinent à répondre à la demande pour les diagnostics. Il devient donc évident que la réduction de la variabilité lors de la détermination des contours de la prostate n'est pas un problème simple à résoudre.

Conclusion

La présente thèse propose une solution à deux problématiques de segmentation particulièrement difficiles due au faible contraste présent dans les images. Deux aspects relient particulièrement ces deux méthodes soit l'utilisation des modèles déformables et l'ajout d'information *a priori* d'origine clinique.

Dans le cas de la première méthode, il s'agit d'une segmentation de l'ouverture de la valve aortique sur des séquences d'échocardiographie. Peu d'auteurs se sont penchés sur cette problématique. Les quelques travaux similaires concernent plutôt la segmentation de la valve mitrale. Bien qu'il s'agisse d'un travail comparable, la segmentation de l'ouverture de la valve aortique demeure une tâche plus complexe due à la forme particulière de la structure à segmenter. Plusieurs problématiques ont sûrement contribué aussi au faible intérêt de la part des chercheurs pour ces problèmes. Le manque de résolutions temporelle et spatiale des images sont certainement des raisons non négligeables. Pourtant, il s'agit d'une mesure sans pareille pour connaître directement la cinématique d'ouverture de la valve. Cette segmentation permet de connaître l'aire de l'ouverture à chaque instant. Il est donc possible de déduire la vitesse d'ouverture et de fermeture. Cette mesure devait jusqu'à maintenant être évaluée grossièrement à partir des équations de continuité de mécanique des fluides. On peut aussi réaliser cette segmentation manuellement, ce qui est une tâche beaucoup trop laborieuse pour qu'elle puisse être réalisée systématiquement sur tous les patients.

La contribution originale de la méthode proposée dans cette thèse réside dans l'intégration d'informations cliniques n'appartenant pas au domaine des images afin de guider l'initialisation des contours. L'électrocardiogramme est donc utilisé pour séquencer l'ouverture et la fermeture de la valve. Une autre contribution originale est la méthode d'initialisation des contours. De façon générale, les auteurs utilisent le contour final de la trame courante pour initialiser le contour de la trame suivante. Dans notre situation l'application de cette méthode était impossible compte tenu de la grande discontinuité du mouvement. Nous avons élaboré une méthode innovatrice d'interpolation des contours basée sur le plus petit contour et le plus grand contour. L'interpolation est ensuite guidée par un modèle de cinématique de la valve et par le séquençage effectué à partir de

l'électrocardiogramme. Cette méthode a donné des résultats concluants pour six patients sur lesquels elle a été testée. La courbe de l'aire de l'ouverture de la valve en fonction du temps calculée par l'algorithme était similaire à celle obtenue par une segmentation manuelle. Il devient donc envisageable que l'utilisation de cette méthode puisse être étendue à des applications pré-cliniques.

La deuxième méthode présentée dans cette thèse est aussi une technique de segmentation qui utilise les modèles déformables. Cette technique a été développée afin de résoudre un problème important dans la détermination du volume de la prostate sur des images de CT. La variabilité présente entre les observateurs et pour un même observateur est considérable pour cet acte médical. La littérature rapporte des variations allant de 10 à 36 % selon les institutions. Cette variation a nécessairement un impact important sur le calcul de la dose estimée sur le traitement puisque la dose est intimement liée au volume de l'organe cible. Beaucoup d'auteurs se sont intéressés à ce phénomène de variation intra et inter-observateurs. Par contre, très peu ont proposé des solutions à ce problème. Les solutions proposées jusqu'à maintenant demandent à l'utilisateur de réaliser manuellement le recalage des images d'une autre modalité afin de l'aider à réaliser la segmentation sur les images de CT. Une autre solution présentée est l'utilisation d'un marqueur qui permet d'augmenter le contraste. Il s'agit nécessairement d'une méthode plus invasive considérant l'ajout d'une substance non essentielle au traitement.

Cette thèse propose une méthode innovatrice pour la segmentation de la prostate sur les images de CT basée uniquement sur les informations recueillies actuellement au cours du protocole clinique à l'Hôtel-Dieu de Québec. La contribution originale est une méthode de fusion des informations recueillies sur les images d'échographie aux images de CT. Contrairement à la majorité des fusions, il ne s'agit pas d'un recalage de deux modalités d'imagerie entre elles. Il s'agit réellement d'informations recueillies sur les images d'échographie, soit des contours, qui sont projetés sur les images de CT. L'autre contribution importante de cette méthode est l'ajustement direct des contours sur les images de CT. Cette méthode a été testée sur dix-sept patients extraits aléatoirement d'une base de données clinique disponible à l'Hôtel-Dieu de Québec. La méthode a donné d'excellents résultats pour la segmentation de la prostate. Ces résultats ont ensuite été validés par une

étude portant directement sur la réduction de la variabilité d'estimation de la valeur du volume de la prostate entre les observateurs et pour un même observateur.

Une autre contribution majeure de cette thèse est la réalisation d'une étude portant sur la réduction de la variabilité intra et inter-observateurs. Cette étude a comparé la variabilité intra et inter-observateurs lorsque ceux-ci utilisaient ou non l'outil d'aide au traçage des contours qui a été développé. Celle-ci a permis de tester réellement l'efficacité de l'outil au-delà de la qualité de la segmentation obtenue. Les résultats de cette étude montrent qu'avec l'utilisation de l'outil il est possible de réduire de 6% la variabilité inter-observateurs sur la mesure du volume complet de la prostate. Des tests Student-T pairés et non-pairés ont été réalisés sur les données et montrent que les différences observées sont statistiquement significatives. L'étude a aussi montré que l'utilisation d'un tel outil permet de réduire la variabilité selon l'axe longitudinal du patient (z). Un autre aspect intéressant touché par cette étude est l'évaluation de l'utilisation directe des contours d'échographie pour l'aide au traçage des contours des images de CT. Celle-ci démontre que lorsque l'on propose uniquement les contours d'échographie sur les images de CT sans ajustement supplémentaire, la variabilité ne diminue pas, mais a même tendance à augmenter légèrement. Ce phénomène s'explique en fait par la différence importante entre les contours d'échographie et le contour final attendu sur les images de CT. Ceci est particulièrement vrai pour la partie de la prostate voisinant le rectum. Cette partie subit souvent une déformation due à la sonde qui se reflète nécessairement sur la forme des contours. Cette déformation est absente sur les images de CT puisque ce type d'image ne requiert pas de sonde transrectale.

Le dernier résultat majeur de cette étude concerne la réduction du temps nécessaire pour la réalisation des contours. Cette mesure est celle de toute l'étude qui présente le plus grand gain. Nos résultats démontrent que par l'utilisation des contours d'échographie déformés sur les images de CT, on obtient une réduction de 46 % du temps moyen pour la réalisation des contours sur chaque patient. On observe aussi une réduction importante du temps minimal et maximal requis. Par contre, tout comme dans le cas de la réduction de la variabilité du volume, on observe que l'utilisation des contours d'échographie sans déformation n'améliore pas la situation. Le temps augmente légèrement dû au fait qu'il est

souvent plus long de réaliser des corrections importantes sur un contour plutôt que d'en tracer un nouveau. Cette diminution majeure du temps requis pour la réalisation des contours est un résultat important dans le contexte du manque croissant d'effectifs médicaux. En réduisant le temps nécessaire requis pour cette tâche, on accroît ainsi la disponibilité du médecin pour l'intervention qui nécessite son expertise particulière.

Les outils réalisés dans le cadre de cette thèse répondent aux besoins de la médecine d'aujourd'hui qui demande aux médecins spécialistes de réaliser un meilleur travail, et ce, plus rapidement. La méthode de segmentation de l'ouverture de la valve aortique permet de réaliser une mesure qui était auparavant impensable dû aux contraintes de temps. De son côté, la méthode de segmentation de la prostate permet à la fois de diminuer la variabilité dans l'identification du volume de la prostate et permet d'accélérer le temps nécessaire pour y arriver.

Malgré le travail important accompli dans cette thèse, différents travaux pourraient être poussés plus avant autant pour la méthode de segmentation de l'ouverture de la valve aortique que pour l'algorithme de segmentation de la prostate.

L'algorithme de segmentation de la valve aortique pourrait être testé à plus grande échelle afin d'augmenter la robustesse de celui-ci. L'augmentation de la qualité des images pourrait aussi être un facteur déterminant dans l'amélioration de la robustesse.

Dans le cas de l'algorithme de segmentation de la prostate, un premier aspect concerne la méthode de lissage de la surface de la prostate. L'utilisation de paraboles comporte quelques problèmes particulièrement dans la partie basse de la prostate. Un lissage basé sur un modèle *a priori* de la forme de la prostate pourrait être une solution à envisager. Dans un second aspect, l'étude clinique pourrait être étendue à un nombre plus important d'observateurs et de patients afin de confirmer les résultats déjà obtenus. Particulièrement dans le cas de l'étude intra observateur, l'augmentation du nombre d'observateurs pourrait permettre de tirer de meilleures conclusions. Il serait certainement aussi fort intéressant de disposer d'exams d'IRM permettant de bénéficier d'une mesure du volume plus fiable. Finalement, l'évaluation de l'impact de la variabilité sur la dose délivrée à l'organe cible et

aux organes à protéger permettrait de mieux évaluer l'effet de la réduction de variabilité sur le traitement.

Bibliographie

- [1] Institut de la statistique du Québec, "Le bilan démographique du Québec édition 2007," Dec. 2007.
- [2] Institut canadien d'information sur la santé, "Tendances des dépenses nationales de santé, 1975 à 2006," décembre. 2006.
- [3] Kass, Witkin, and Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," *International Journal of Computer Vision*, vol. 1, Jan. 1988, pp. 321-331.
- [4] A. Tikhonov, "On the stability of inverse problems," *Dokl. Akad. Nauk SSSR*, vol. 39, 1943, pp. 195-198.
- [5] I. Mikić, S. Krucinski, and J.D. Thomas, "Segmentation and tracking in echocardiographic sequences: active contours guided by optical flow estimates," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 17, Apr. 1998, pp. 274-84.
- [6] S. Osher and J. Sethian, "Fronts Propagating with Curvature-Dependent Speed: Algorithms Based on Hamilton-Jacobi Formulations," *Journal of Computational Physics*, vol. 79, 1988, pp. 12-49.
- [7] S. Osher and R. Fedkiw, *Level Set Methods and Dynamic Implicit Surfaces*, Springer, 2002.
- [8] J.A. Sethian, *Level Set Methods: Evolving Interfaces in Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science*, Cambridge Univ Pr (Sd), 1996.
- [9] J.A. Sethian, *Level Set Methods and Fast Marching Methods: Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, Computer-Aided Design, Optimal Control and Material Sciences*, Cambridge University Press, 1999.
- [10] Chenyang Xu and J. Prince, "Gradient vector flow: a new external force for snakes," *Computer Vision and Pattern Recognition, 1997. Proceedings., 1997 IEEE Computer Society Conference on*, 1997, pp. 66-71.
- [11] Chenyang Xu and J. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 7, 1998, pp. 359-369.
- [12] L. He, Z. Peng, B. Everding, X. Wang, C. Y. Han, K. L. Weiss, and W. G. Wee, "A comparative study of deformable contour methods on medical image segmentation," *Image and Vision Computing*, vol. 26, 2008, pp. 141-163.
- [13] S. Martin, V. Daanen, J. Troccaz, and O. Chavanon, "Tracking of the mitral valve leaflet in echocardiography images," *Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2006. 3rd IEEE International Symposium on*, 2006, pp. 181-184.
- [14] C. Sheng, Y. Xin, Y. Liping, and S. Kun, "Segmentation in echocardiographic sequences using shape-based snake model combined with generalized Hough transformation," *The international journal of cardiovascular imaging*, vol. 22, Feb. 2006, pp. 33-45.
- [15] J. Schlegel, C. Vos, B. Mumm, N. Froese, A. Geibel, G. Heinrichs, C. Jahnke, and M. Handke, "High frame rate cardiac 4D imaging," *Ultrasonics, 2003 IEEE Symposium on*, 2003, pp. 118-121 Vol.1.
- [16] A. Abdel-Malek and F. Yassa, "An adaptive gating approach for X-ray dose reduction during cardiac interventional procedures," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 13, 1994, pp. 2-12.

- [17] S.M. O'Malley, J.F. Granada, S. Carlier, M. Naghavi, and I.A. Kakadiaris, "Image-based gating of intravascular ultrasound pullback sequences," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 12, May. 2008, pp. 299-306.
- [18] R. Sai, M. Messaoud, A. Kachouri, and F. Sellami, "Analysis of the electrocardiogram signal by the lifting scheme," *Control, Communications and Signal Processing, 2004. First International Symposium on*, 2004, pp. 263-266.
- [19] M. Okajima, L. Stark, G. Whipple, and S. Yasui, "Computer Pattern Recognition Techniques: Some Results with Real Electrocardiographic Data," *Bio-Medical Electronics, IRE Transactions on*, vol. 10, 1963, pp. 106-114.
- [20] Yu Chen, Zhuangzhi Yan, and Weixin He, "Detection Of QRS-Wave In Electrocardiogram: Based On Kalman And Wavelets," *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, 2005, pp. 2758-2760.
- [21] R. Gutierrez and E. Cerquera, "Dynamical measures to detect fine information controlled by digital filters in electrocardiograms," *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, 2003, pp. 2347-2350 Vol.3.
- [22] M. Malarvili, I. Kamarulafizam, S. Hussain, and D. Helmi, "Heart sound segmentation algorithm based on instantaneous energy of electrocardiogram," *Computers in Cardiology, 2003*, 2003, pp. 327-330.
- [23] H. Wang, F. Azuaje, G. Clifford, B. Jung, and N. Black, "Methods and tools for generating and managing ecgML-based information," *Computers in Cardiology, 2004*, 2004, pp. 573-576.
- [24] O. Sayadi and M. Shamsollahi, "Model-Based Fiducial Points Extraction for Baseline Wandered Electrocardiograms," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 55, 2008, pp. 347-351.
- [25] S. Sargolzaei, K. Faez, and A. Sargolzaei, "Signal Processing Based for Fetal Electrocardiogram Extraction," *BioMedical Engineering and Informatics, 2008. BMEI 2008. International Conference on*, 2008, pp. 492-496.
- [26] Ya-Ting Tsao, Tsu-Wang Shen, Tung-Fu Ko, and Tsung-Hsing Lin, "The Morphology of the Electrocardiogram for Eevaluating ECG Biometrics," *e-Health Networking, Application and Services, 2007 9th International Conference on*, 2007, pp. 233-235.
- [27] U. Bharali and D. Ghosh, "Cardiac Motion Estimation from Echocardiographic Image Sequence using Unsupervised Active Contour Tracker," *Control, Automation, Robotics and Vision, 2006. ICARCV '06. 9th International Conference on*, 2006, pp. 1-6.
- [28] M. Pardas and E. Sayrol, "A new approach to tracking with active contours," *Image Processing, 2000. Proceedings. 2000 International Conference on*, 2000, pp. 259-262 vol.2.
- [29] G. Rivet-Sabourin, A. Branzan-Albu, D. Laurendeau, and L. Beaulieu, "Shape-based validation for prostate modeling in brachytherapy," *Proc. CMBBE 2006*, Juan-les-Pin, Antibes, France : 2006.
- [30] M. Thubrikar, L. Bosher, and S. Nolan, "The mechanism of opening of the aortic valve," *J Thorac Cardiovasc Surg*, vol. 77, Jul. 1979, pp. 863-870.

- [31] M. Higashidate, K. Tamiya, T. Beppu, and Y. Imai, "REGULATION OF THE AORTIC VALVE OPENING In vivo dynamic measurement of aortic valve orifice area," *J Thorac Cardiovasc Surg*, vol. 110, Aug. 1995, pp. 496-503.
- [32] M. Arsenault, N. Masani, G. Magni, J. Yao, L. Deras, and N. Pandian, "Variation of anatomic valve area during ejection in patients with valvular aortic stenosis evaluated by two-dimensional echocardiographic planimetry: comparison with traditional Doppler data," *J Am Coll Cardiol*, vol. 32, Dec. 1998, pp. 1931-1937.
- [33] S. Nag, D. Beyer, J. Friedland, P. Grimm, and R. Nath, "American Brachytherapy Society (ABS) recommendations for transperineal permanent brachytherapy of prostate cancer," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 44, Jul. 1999, pp. 789-99.
- [34] D. Ash, A. Flynn, J. Battermann, T. de Reijke, P. Lavagnini, and L. Blank, "ESTRO/EAU/EORTC recommendations on permanent seed implantation for localized prostate cancer," *Radiotherapy and Oncology*, vol. 57, Dec. 2000, pp. 315-321.
- [35] H.M. Ladak, F. Mao, Y. Wang, D.B. Downey, D.A. Steinman, and A. Fenster, "Prostate boundary segmentation from 2D ultrasound images," *Medical Physics*, vol. 27, 2000, pp. 1777-1788.
- [36] S. Lobregt and M. Viergever, "A discrete dynamic contour model," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 14, 1995, pp. 12-24.
- [37] Ying Zhang, Wei Qian, and R. Sankar, "Prostate boundary detection in transrectal ultrasound images," *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2005. Proceedings. (ICASSP '05). IEEE International Conference on*, 2005, pp. v/617-v/620 Vol. 5.
- [38] M. Ding, L. Gardi, Z. Wei, and A. Fenster, "3D TRUS Image Segmentation in Prostate Brachytherapy," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 7, 2005, pp. 7170-3.
- [39] Y. Wang, H.N. Cardinal, D.B. Downey, and A. Fenster, "Semiautomatic three-dimensional segmentation of the prostate using two-dimensional ultrasound images," *Medical physics*, vol. 30, May. 2003, pp. 887-97.
- [40] M. Ding, B. Chiu, I. Gyacskov, X. Yuan, M. Drangova, D.B. Downey, and A. Fenster, "Fast prostate segmentation in 3D TRUS images based on continuity constraint using an autoregressive model," *Medical physics*, vol. 34, Nov. 2007, pp. 4109-25.
- [41] N. Betrouni, M. Vermandel, D. Pasquier, S. Maouche, and J. Rousseau, "Segmentation of abdominal ultrasound images of the prostate using a priori information and an adapted noise filter," *Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society*, vol. 29, Jan. 2005, pp. 43-51.
- [42] A.C. Hodge, A. Fenster, D.B. Downey, and H.M. Ladak, "Prostate boundary segmentation from ultrasound images using 2D active shape models: optimisation and extension to 3D," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 84, Dec. 2006, pp. 99-113.
- [43] D. Shen, Y. Zhan, and C. Davatzikos, "Segmentation of prostate boundaries from ultrasound images using statistical shape model," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 22, Apr. 2003, pp. 539-51.
- [44] F. Yang, J. Suri, and A. Fenster, "Segmentation of prostate from 3-D ultrasound volumes using shape and intensity priors in level set framework," *Conference*

- proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 1, 2006, pp. 2341-4.
- [45] A. Ghanei, H. Soltanian-Zadeh, A. Ratkewicz, and F.F. Yin, "A three-dimensional deformable model for segmentation of human prostate from ultrasound images," *Medical physics*, vol. 28, Oct. 2001, pp. 2147-53.
- [46] K. Raghunath Rao and J. Ben-Arie, "Optimal edge detection using expansion matching and restoration," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 16, 1994, pp. 1169-1182.
- [47] N.N. Kachouie and P. Fieguth, "A medical texture local binary pattern for TRUS prostate segmentation," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2007, 2007, pp. 5605-8.
- [48] W.D. Richard and C.G. Keen, "Automated texture-based segmentation of ultrasound images of the prostate," *Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society*, vol. 20, pp. 131-40.
- [49] K.I. Laws, "Textured image segmentation. PhD dissertation in Engineering, University of Southern California," Engineering, University of Southern California, 1980.
- [50] Y. Zhan and D. Shen, "Deformable segmentation of 3-D ultrasound prostate images using statistical texture matching method," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 25, Mar. 2006, pp. 256-72.
- [51] F. Sahba, H.R. Tizhoosh, and M.M. Salama, "A coarse-to-fine approach to prostate boundary segmentation in ultrasound images," *Biomedical engineering online*, vol. 4, 2005, p. 58.
- [52] L. Gong, S.D. Pathak, D.R. Haynor, P.S. Cho, and Y. Kim, "Parametric shape modeling using deformable superellipses for prostate segmentation," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 23, Mar. 2004, pp. 340-9.
- [53] D. Pasquier, T. Lacommerie, M. Vermandel, J. Rousseau, E. Lartigau, and N. Betrouni, "Automatic segmentation of pelvic structures from magnetic resonance images for prostate cancer radiotherapy," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 68, Jun. 2007, pp. 592-600.
- [54] N. Betrouni, P. Puech, A. Dewalle, R. Lopes, P. Dubois, and M. Vermandel, "3D automatic segmentation and reconstruction of prostate on MR images," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2007, 2007, pp. 5259-62.
- [55] S. Kirkpatrick, C.D. Gelatt, and M.P. Vecchi, "Optimization by Simulated Annealing," *Science, Number 4598, 13 May 1983*, vol. 220, 4598, 1983, p. 671—680.
- [56] S. Klein, U. van der Heide, B. Raaymakers, A. Kotte, M. Staring, and J. Pluim, "SEGMENTATION OF THE PROSTATE IN MR IMAGES BY ATLAS MATCHING," *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007. ISBI 2007. 4th IEEE International Symposium on*, 2007, pp. 1300-1303.
- [57] Maryam Samiee, Gabriel Thomas, and Reza Fazel-Rezai, "Semi-Automatic Prostate Segmentation of MR Images Based on Flow Orientation," *Signal Processing and*

- Information Technology, 2006 IEEE International Symposium on*, 2006, pp. 203-207.
- [58] P. Allen, J. Graham, D. Williamson, and C. Hutchinson, "Differential segmentation of the prostate in MR images using combined 3D shape modelling and voxel classification," *Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2006. 3rd IEEE International Symposium on*, 2006, pp. 410-413.
- [59] J.V. Stough, R.E. Broadhurst, Stephen M Pizer, and E.L. Chaney, "Regional appearance in deformable model segmentation," *Information processing in medical imaging : proceedings of the ... conference*, vol. 20, 2007, pp. 532-43.
- [60] M.J. Costa, H. Delingette, S. Novellas, and N. Ayache, "Automatic segmentation of bladder and prostate using coupled 3D deformable models," *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 10, 2007, pp. 252-60.
- [61] B. Fei, A. Wheaton, Z. Lee, J.L. Duerk, and D.L. Wilson, "Automatic MR volume registration and its evaluation for the pelvis and prostate," *Physics in medicine and biology*, vol. 47, Mar. 2002, pp. 823-38.
- [62] S. Wang and G. Xiao, "Optimum Multiresolution Fusion Scheme for CT/MR Images Based on Region Feature," *Fuzzy Systems and Knowledge Discovery, 2007. FSKD 2007. Fourth International Conference on*, 2007, pp. 472-476.
- [63] B.C. Davis, M. Foskey, J. Rosenman, L. Goyal, S. Chang, and S. Joshi, "Automatic segmentation of intra-treatment CT images for adaptive radiation therapy of the prostate," *Medical image computing and computer-assisted intervention : MICCAI ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 8, 2005, pp. 442-50.
- [64] G. Christensen, R. Rabbitt, and M. Miller, "Deformable templates using large deformation kinematics," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 5, 1996, pp. 1435-1447.
- [65] L. Taylor, J. Beaty, J. Enderle, and M. Escabi, "Design of a simple ultrasound/CT fusion image fusion solution for the evaluation of prostate seed brachytherapy," *Bioengineering Conference, 2001. Proceedings of the IEEE 27th Annual Northeast*, 2001, pp. 57-58.
- [66] I.B. Tutar, L. Gong, S. Narayanan, S.D. Pathak, P.S. Cho, K. Wallner, and Y. Kim, "Seed-based transrectal ultrasound-fluoroscopy registration method for intraoperative dosimetry analysis of prostate brachytherapy," *Medical Physics*, vol. 35, Mar. 2008, pp. 840-848.
- [67] L. Gong, P.S. Cho, B.H. Han, K.E. Wallner, S.G. Sutlief, S.D. Pathak, D.R. Haynor, and Y. Kim, "Ultrasonography and fluoroscopic fusion for prostate brachytherapy dosimetry," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 54, Dec. 2002, pp. 1322-30.
- [68] M. Steggerda, C. Schneider, M. van Herk, L. Zijp, L. Moonen, and H. van der Poel, "The applicability of simultaneous TRUS-CT imaging for the evaluation of prostate seed implants," *Medical physics*, vol. 32, Jul. 2005, pp. 2262-70.
- [69] V. Daanen, J. Gastaldo, J.Y. Giraud, P. Fournieret, J.L. Descotes, M. Bolla, D. Collomb, and J. Troccaz, "MRI/TRUS data fusion for brachytherapy," *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*, vol. 2, Sep. 2006, pp. 256-61.

- [70] D. Tubic, A. Zaccarin, J. Pouliot, and L. Beaulieu, "Automated seed detection and three-dimensional reconstruction. I. Seed localization from fluoroscopic images or radiographs," *Medical physics*, vol. 28, Nov. 2001, pp. 2265-71.
- [71] Y. Su, B.J. Davis, K.M. Furutani, M.G. Herman, and R.A. Robb, "Seed localization and TRUS-fluoroscopy fusion for intraoperative prostate brachytherapy dosimetry," *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery*, vol. 12, Jan. 2007, pp. 25-34.
- [72] H. Liu, G. Cheng, Y. Yu, R. Brasacchio, D. Rubens, J. Strang, L. Liao, and E. Messing, "Automatic localization of implanted seeds from post-implant CT images," *Physics in medicine and biology*, vol. 48, May. 2003, pp. 1191-203.
- [73] E.J. Holupka, P.M. Meskell, E.C. Burdette, and I.D. Kaplan, "An automatic seed finder for brachytherapy CT postplans based on the Hough transform," *Medical Physics*, vol. 31, 2004, pp. 2672-2679.
- [74] D. Tubic and L. Beaulieu, "Sliding slice: a novel approach for high accuracy and automatic 3D localization of seeds from CT scans," *Medical physics*, vol. 32, Jan. 2005, pp. 163-74.
- [75] R.J. Lee, H.S. Suh, K.J. Lee, S. Lim, Y. Kim, S. Kim, and J. Choi, "A magnetic resonance-based seed localization method for I-125 prostate implants," *Journal of Korean medical science*, vol. 22 Suppl, Sep. 2007, pp. S129-33.
- [76] Z. Wei, L. Gardi, D.B. Downey, and A. Fenster, "Automated localization of implanted seeds in 3D TRUS images used for prostate brachytherapy," *Medical physics*, vol. 33, Jul. 2006, pp. 2404-17.
- [77] M. Ding, Z. Wei, L. Gardi, D.B. Downey, and A. Fenster, "Needle and seed segmentation in intra-operative 3D ultrasound-guided prostate brachytherapy," *Ultrasonics*, vol. 44 Suppl 1, Dec. 2006, pp. e331-6.
- [78] W.L. Smith, C. Lewis, G. Bauman, G. Rodrigues, D. D'Souza, R. Ash, D. Ho, V. Venkatesan, D. Downey, and A. Fenster, "Prostate volume contouring: a 3D analysis of segmentation using 3DTRUS, CT, and MR," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 67, Mar. 2007, pp. 1238-47.
- [79] C. Rasch, I. Barillot, P. Remeijer, A. Touw, M. van Herk, and J.V. Lebesque, "Definition of the prostate in CT and MRI: a multi-observer study," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 43, Jan. 1999, pp. 57-66.
- [80] E. Berthelet, M.C.C. Liu, A. Agranovich, K. Patterson, and T. Currie, "Computed tomography determination of prostate volume and maximum dimensions: a study of interobserver variability," *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, vol. 63, Apr. 2002, pp. 37-40.
- [81] B.H. Han, K. Wallner, G. Merrick, K. Badiozamani, and W. Butler, "The effect of interobserver differences in post-implant prostate CT image interpretation on dosimetric parameters," *Medical physics*, vol. 30, Jun. 2003, pp. 1096-102.
- [82] L.F. Cazzaniga, M.A. Marinoni, A. Bossi, E. Bianchi, E. Cagna, D. Cosentino, L. Scandolaro, M. Valli, and M. Frigerio, "Interphysician variability in defining the planning target volume in the irradiation of prostate and seminal vesicles," *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, vol. 47, Jun. 1998, pp. 293-6.
- [83] C. Fiorino, M. Reni, A. Bolognesi, G.M. Cattaneo, and R. Calandrino, "Intra- and inter-observer variability in contouring prostate and seminal vesicles: implications for conformal treatment planning," *Radiotherapy and oncology : journal of the*

- European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, vol. 47, Jun. 1998, pp. 285-92.
- [84] T.S. Bates, J.M. Reynard, T.J. Peters, and J.C. Gingell, "Determination of prostatic volume with transrectal ultrasound: A study of intra-observer and interobserver variation," *The Journal of urology*, vol. 155, Apr. 1996, pp. 1299-300.
- [85] J. Xue, F. Waterman, J. Handler, and E. Gressen, "The effect of interobserver variability on transrectal ultrasonography-based postimplant dosimetry," *Brachytherapy*, vol. 5, pp. 174-82.
- [86] R.C. Gonzalez and R.E. Woods, *Digital Image Processing*, Prentice Hall, 2001.
- [87] I.B. Tutar, S. Narayanan, H. Lenz, R. Nurani, P. Orto, P.S. Cho, K. Wallner, and Y. Kim, "Seed-based ultrasound and fluoroscopy registration using iterative optimal assignment for intraoperative prostate brachytherapy dosimetry," *Medical Imaging 2007: Visualization and Image-Guided Procedures*, San Diego, CA, USA: SPIE, 2007, pp. 650914-9.
- [88] D. Tubic, A. Zaccarin, L. Beaulieu, and J. Pouliot, "Automated seed detection and three-dimensional reconstruction. II. Reconstruction of permanent prostate implants using simulated annealing," *Medical physics*, vol. 28, Nov. 2001, pp. 2272-9.
- [89] Waterman F. M, Yue N, Reisinger S, Dicker A, and Corn B. W, "Effect of edema on the post-implant dosimetry of an I-125 prostate implant: a case study."
- [90] F.M. Waterman, N. Yue, B.W. Corn, and A.P. Dicker, "Edema associated with I-125 or Pd-103 prostate brachytherapy and its impact on post-implant dosimetry: an analysis based on serial CT acquisition," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 41, Jul. 1998, pp. 1069-77.
- [91] Z. Chen, J. Deng, K. Roberts, and R. Nath, "Potential impact of prostate edema on the dosimetry of permanent seed implants using the new 131Cs (model CS-1) seeds," *Medical physics*, vol. 33, Apr. 2006, pp. 968-75.
- [92] M. Pinkawa, B. Asadpour, B. Gagel, M.D. Piroth, H. Borchers, G. Jakse, and M.J. Eble, "Evaluation of source displacement and dose--volume changes after permanent prostate brachytherapy with stranded seeds," *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, vol. 84, Aug. 2007, pp. 190-6.
- [93] O. Tanaka, S. Hayashi, M. Matsuo, M. Nakano, H. Uno, K. Ohtakara, T. Miyoshi, T. Deguchi, and H. Hoshi, "Effect of edema on postimplant dosimetry in prostate brachytherapy using CT/MRI fusion," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 69, Oct. 2007, pp. 614-8.
- [94] J.Z. Wang, N.A. Mayr, S. Nag, J. Montebello, N. Gupta, N. Samsami, and C. Kanellitsas, "Effect of edema, relative biological effectiveness, and dose heterogeneity on prostate brachytherapy," *Medical physics*, vol. 33, Apr. 2006, pp. 1025-32.
- [95] D.F. Dubois, B.R. Prestidge, L.A. Hotchkiss, J.J. Prete, and W.S. Bice, "Intraobserver and interobserver variability of MR imaging- and CT-derived prostate volumes after transperineal interstitial permanent prostate brachytherapy," *Radiology*, vol. 207, Jun. 1998, pp. 785-9.
- [96] O. Tanaka, S. Hayashi, M. Matsuo, K. Sakurai, M. Nakano, S. Maeda, K. Kajita, T. Deguchi, and H. Hoshi, "Comparison of MRI-based and CT/MRI fusion-based postimplant dosimetric analysis of prostate brachytherapy," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 66, Oct. 2006, pp. 597-602.

- [97] G.M. Villeirs, K. Van Vaerenbergh, L. Vakaet, S. Bral, F. Claus, W.J. De Neve, K.L. Verstraete, and G.O. De Meerleer, "Interobserver delineation variation using CT versus combined CT + MRI in intensity-modulated radiotherapy for prostate cancer," *Strahlentherapie und Onkologie : Organ der Deutschen Röntgengesellschaft ... [et al]*, vol. 181, Jul. 2005, pp. 424-30.
- [98] V. Narayana, P.L. Roberson, A.T. Pu, H. Sandler, R.H. Winfield, and P.W. McLaughlin, "Impact of differences in ultrasound and computed tomography volumes on treatment planning of permanent prostate implants," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 37, Mar. 1997, pp. 1181-5.
- [99] R.K. Valicenti, J.W. Sweet, W.W. Hauck, R.S. Hudes, T. Lee, A.P. Dicker, F.M. Waterman, P.R. Anne, B.W. Corn, and J.M. Galvin, "Variation of clinical target volume definition in three-dimensional conformal radiation therapy for prostate cancer," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 44, Jul. 1999, pp. 931-5.
- [100] J. Crook, M. Milosevic, P. Catton, I. Yeung, T. Haycocks, T. Tran, C. Catton, M. McLean, T. Panzarella, and M.A. Haider, "Interobserver variation in postimplant computed tomography contouring affects quality assessment of prostate brachytherapy," *Brachytherapy*, vol. 1, 2002, pp. 66-73.
- [101] H.A. McNair, S.A. Mangar, J. Coffey, B. Shoulders, V.N. Hansen, A. Norman, J. Staffurth, S.A. Sohaib, A.P. Warrington, and D.P. Dearnaley, "A comparison of CT- and ultrasound-based imaging to localize the prostate for external beam radiotherapy," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 65, Jul. 2006, pp. 678-87.
- [102] L.E. Court, L. Dong, N. Taylor, M. Ballo, K. Kitamura, A.K. Lee, J. O'Daniel, R.A. White, R. Cheung, and D. Kuban, "Evaluation of a contour-alignment technique for CT-guided prostate radiotherapy: an intra- and interobserver study," *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 59, Jun. 2004, pp. 412-8.
- [103] Z. Gao, D. Wilkins, L. Eapen, C. Morash, Y. Wassef, and L. Gerig, "A study of prostate delineation referenced against a gold standard created from the visible human data," *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, vol. 85, Nov. 2007, pp. 239-46.
- [104] X. Gual-Arnau, M. Ibáñez-Gual, F. Lliso, and S. Roldán, "Organ contouring for prostate cancer: Interobserver and internal organ motion variability," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 29, Dec. 2005, pp. 639-647.
- [105] S. Sech, J. Montoya, C.J. Girman, T. Rhodes, and C.G. Roehrborn, "Interexaminer reliability of transrectal ultrasound for estimating prostate volume," *The Journal of urology*, vol. 166, Jul. 2001, pp. 125-9.
- [106] W. Jeanneret-Sozzi, R. Moeckli, J. Valley, A. Zouhair, E.M. Ozsahin, and R. Mirimanoff, "The reasons for discrepancies in target volume delineation : a SASRO study on head-and-neck and prostate cancers," *Strahlentherapie und Onkologie : Organ der Deutschen Röntgengesellschaft ... [et al]*, vol. 182, Aug. 2006, pp. 450-7.
- [107] COCQUEREZ, *analyse d'images: filtrage et segmentation*, masson, 1995.

Annexe 1

**Résultat de projection des contours d'échographie sur
les images de CT avec l'intervalle de désignation des
contours pour le patient 3**

1



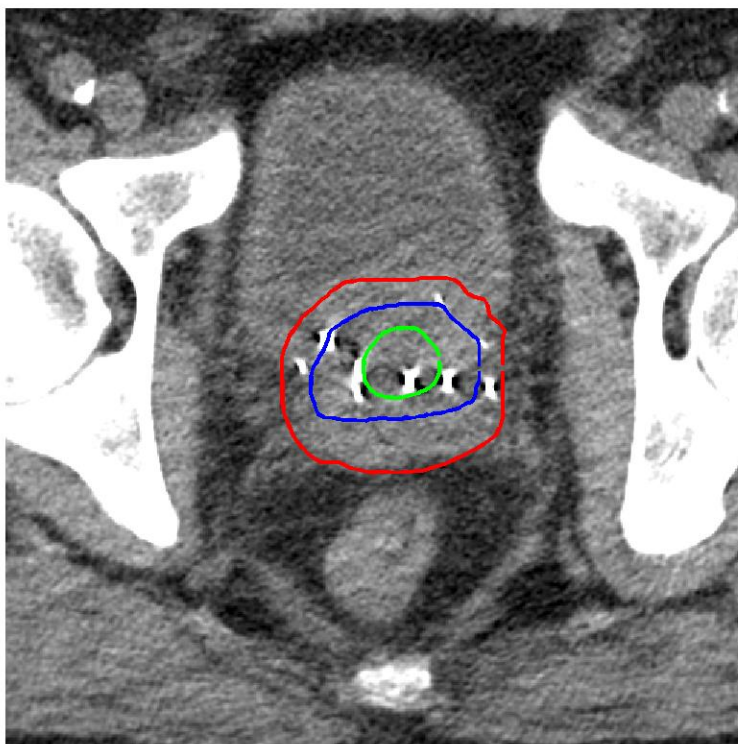
2



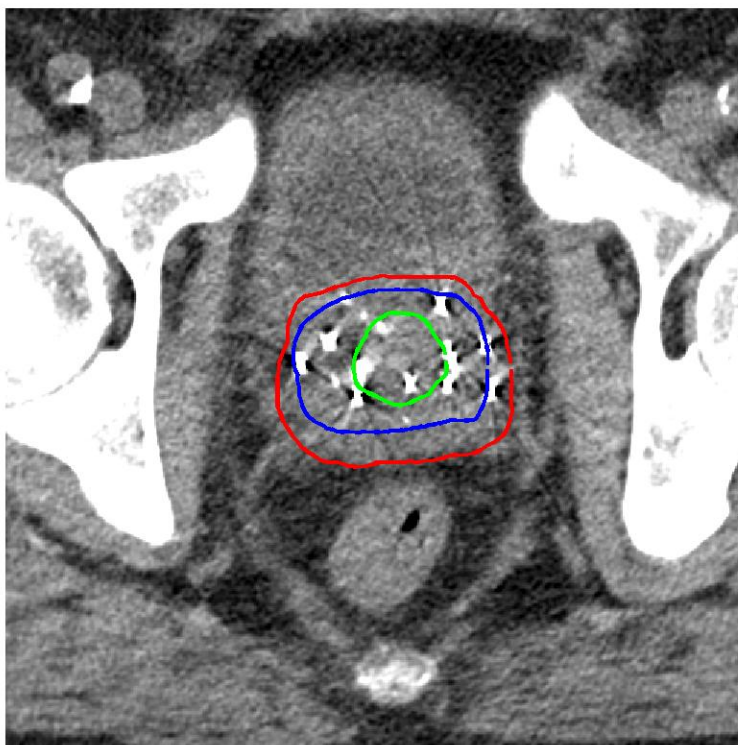
3



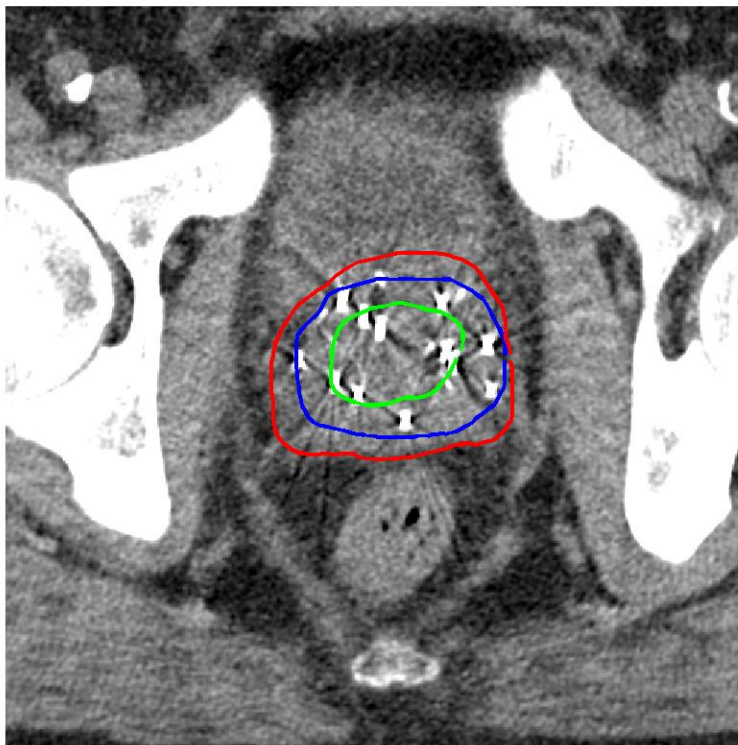
4



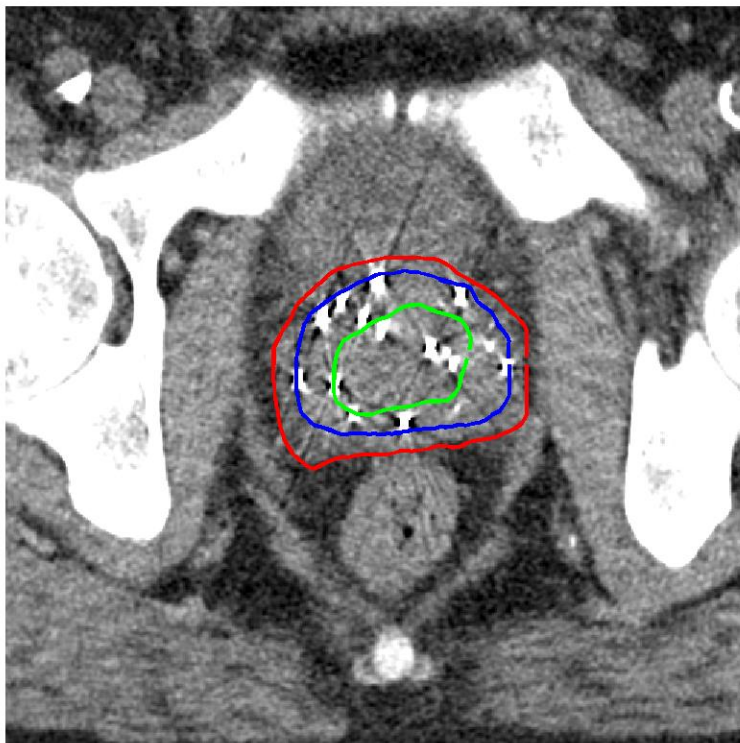
5



6



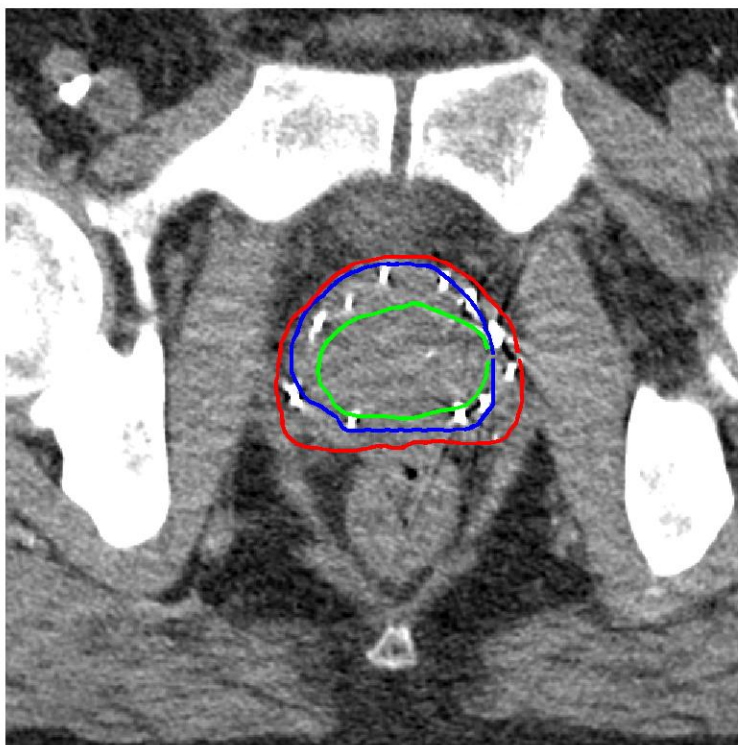
7



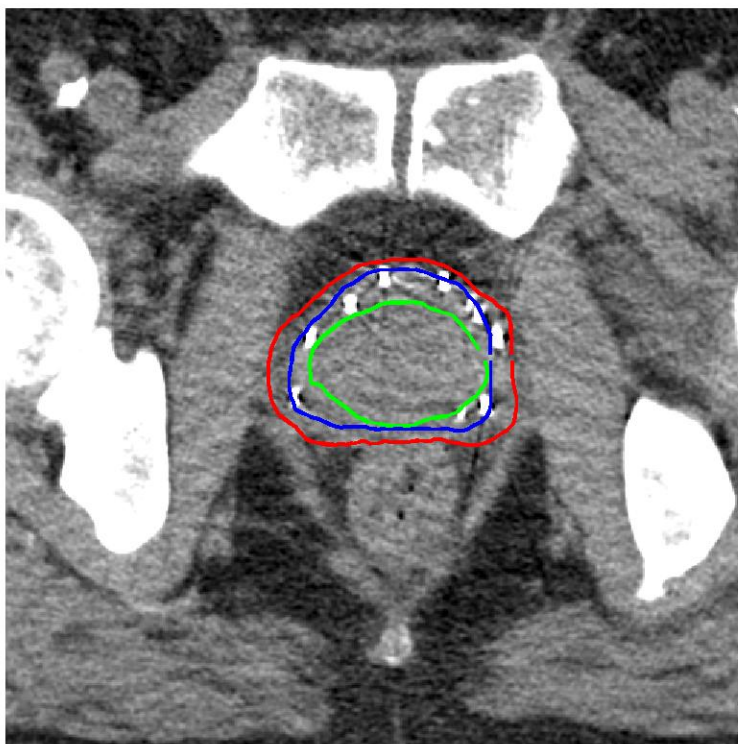
8



9



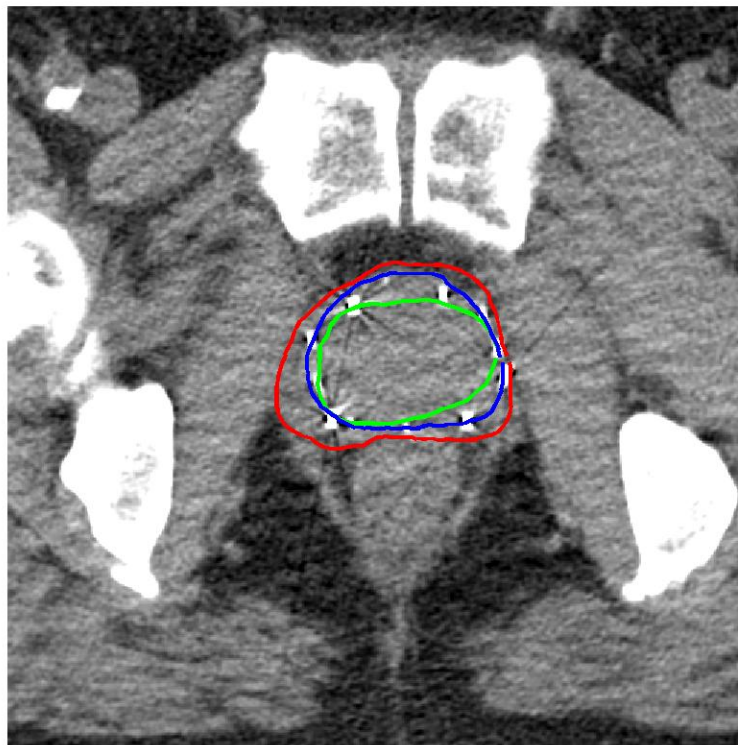
10



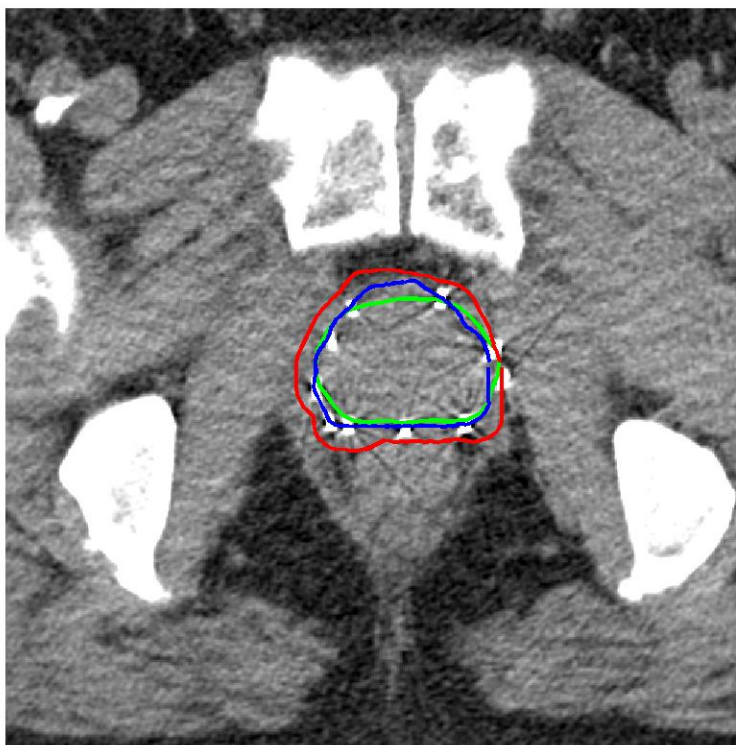
11



12



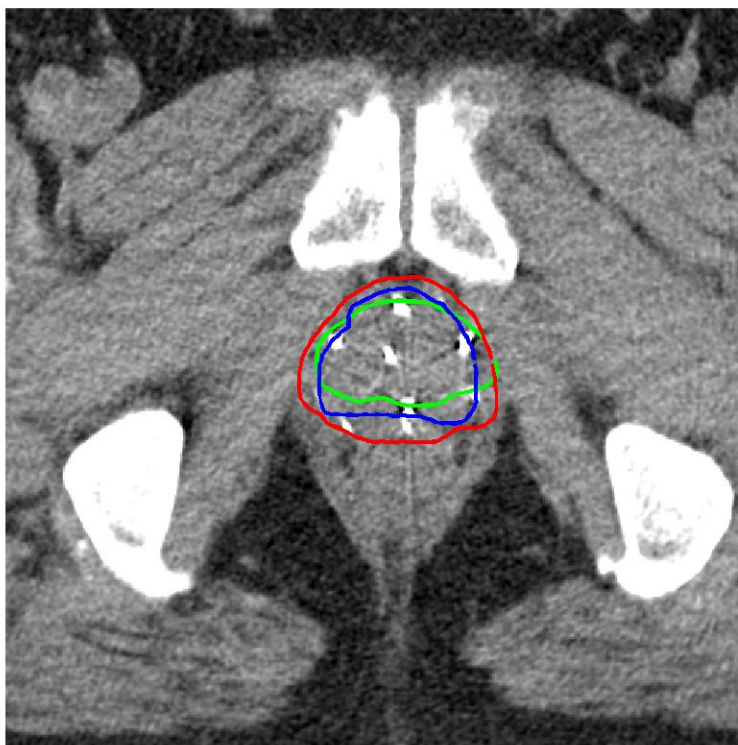
13



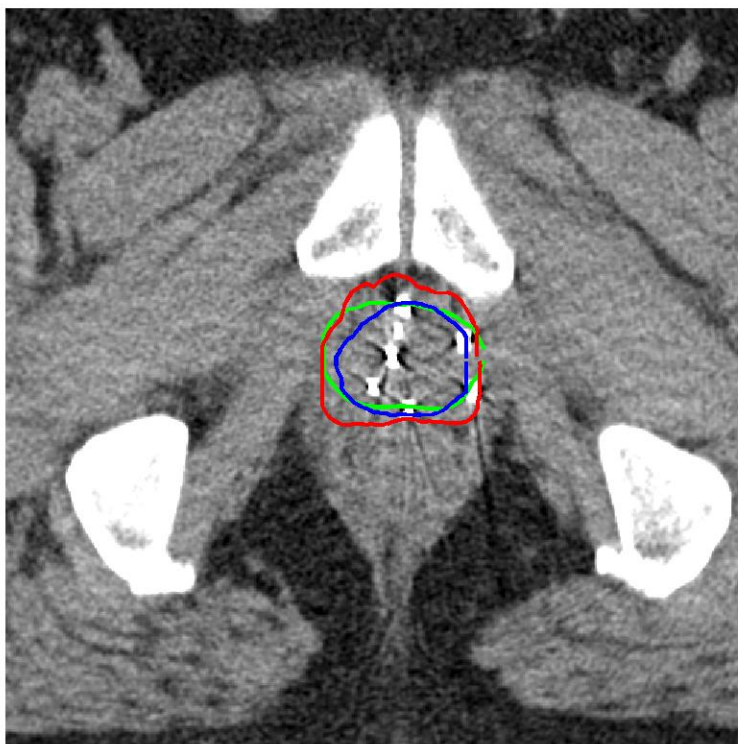
14



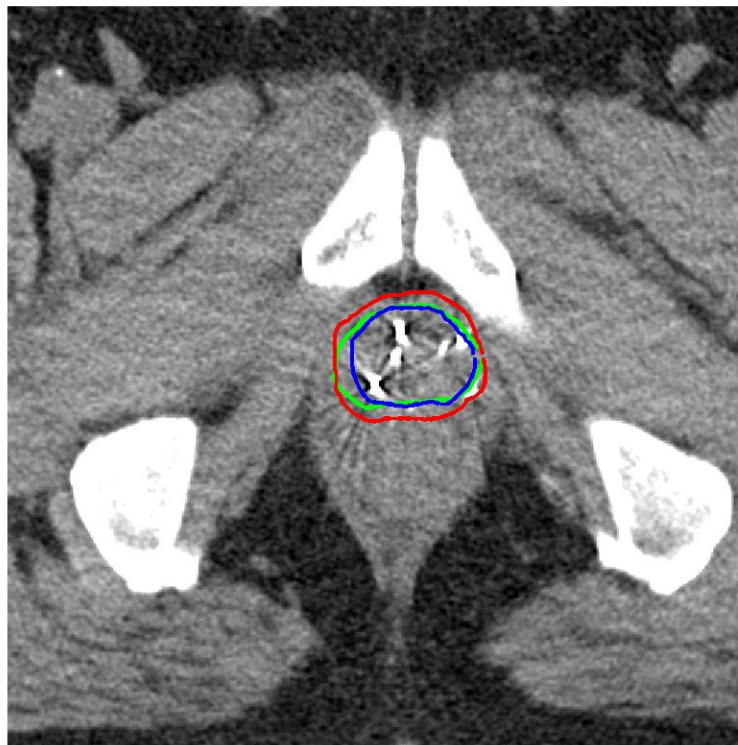
15



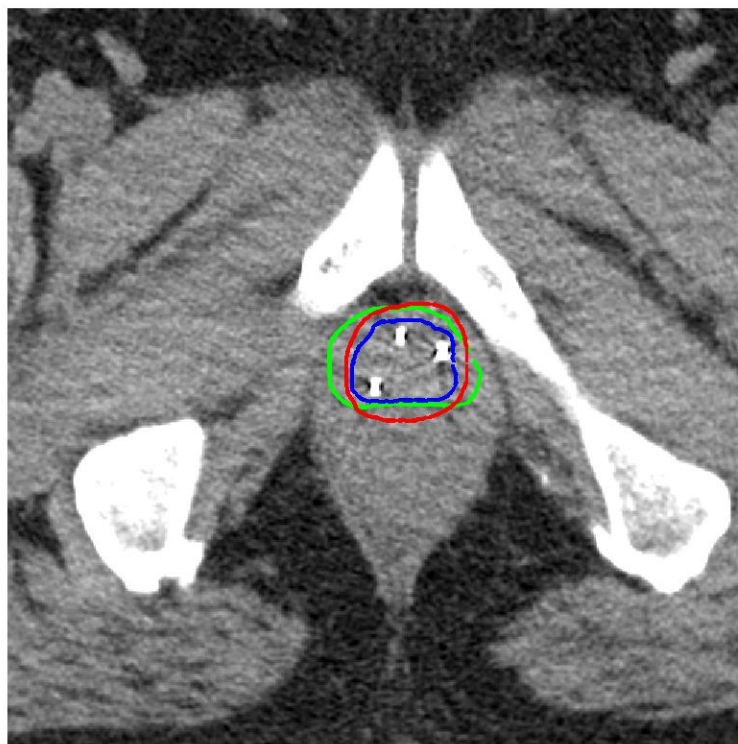
16



17



18



19



20



Annexe 2

**Résultat de projection des contours d'échographie sur
les images de CT avec le contour moyen des médecins
pour le patient 3**

1



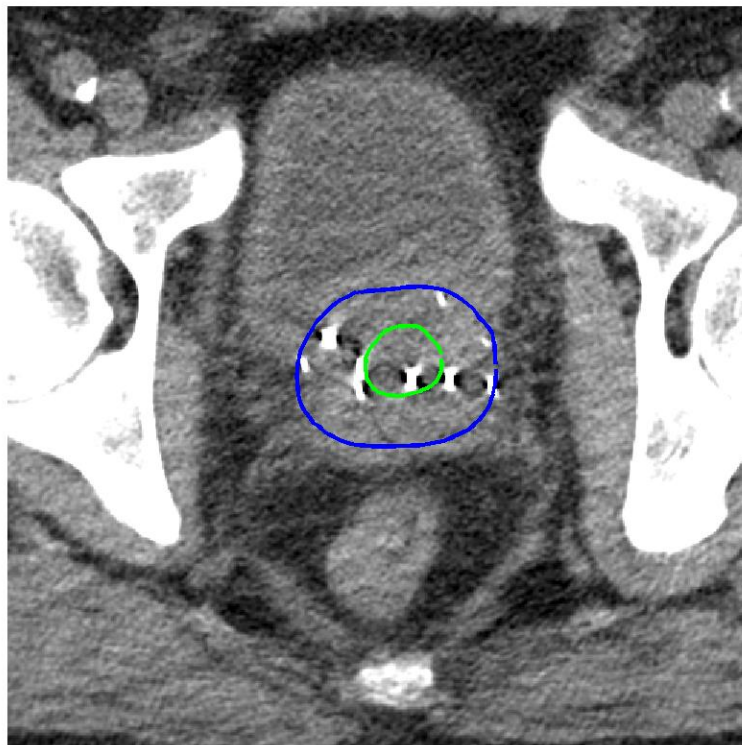
2



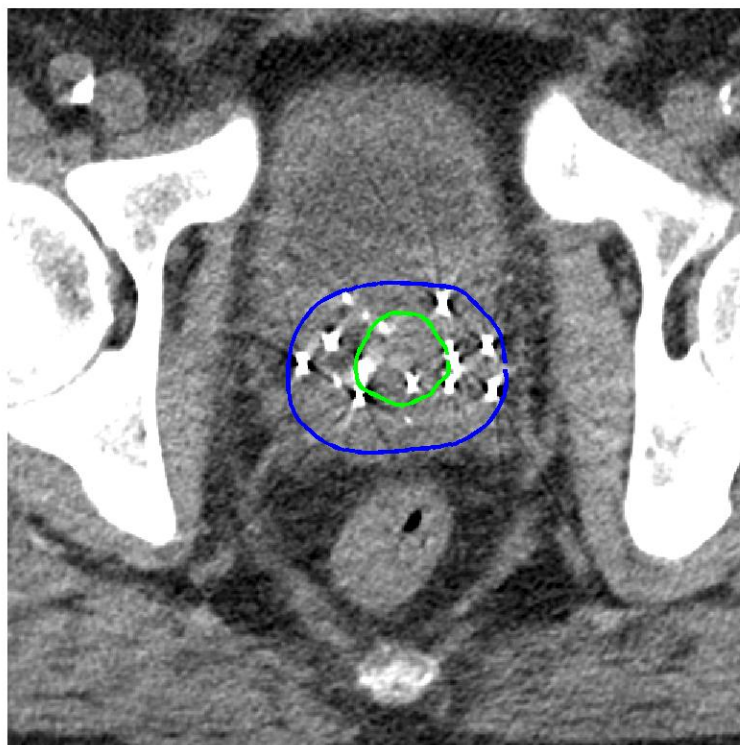
3



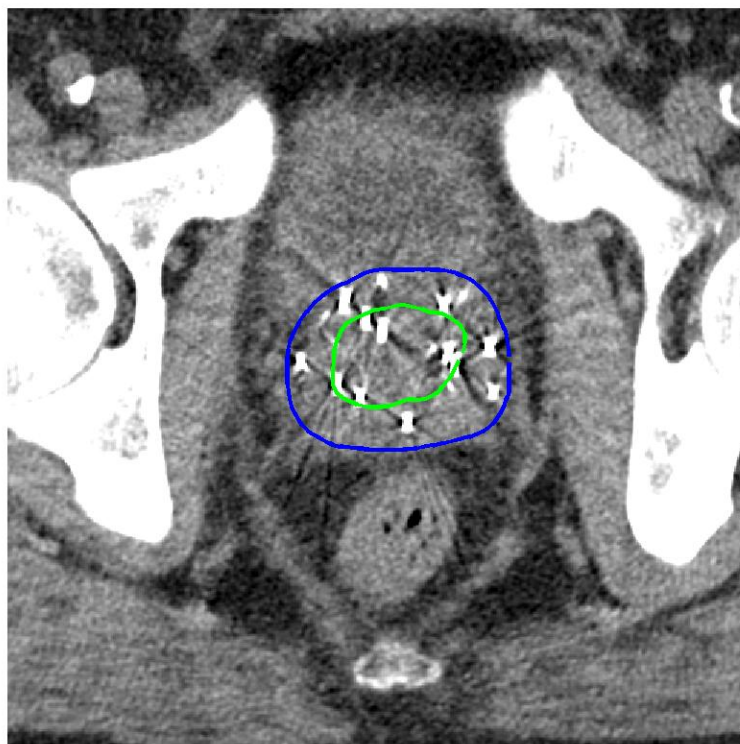
4



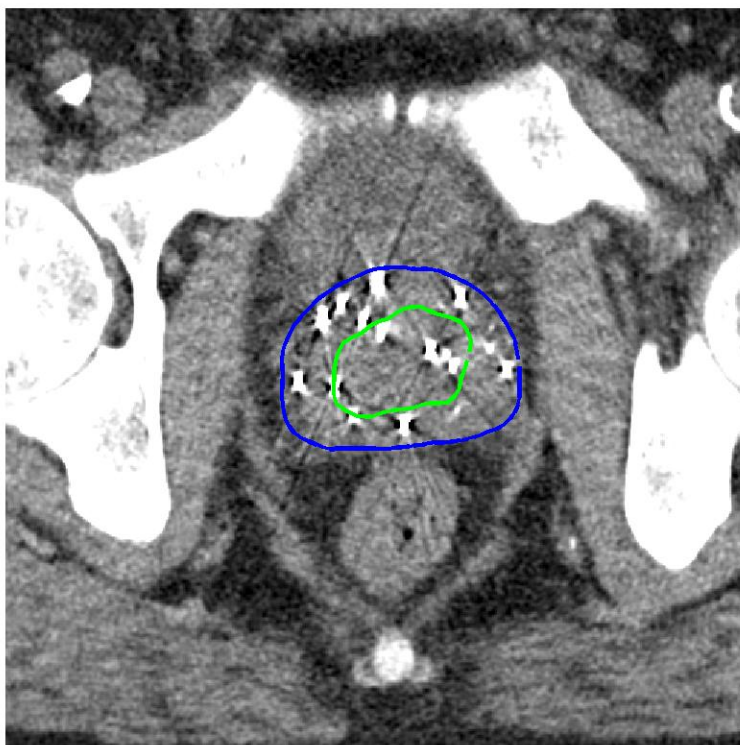
5



6



7



8



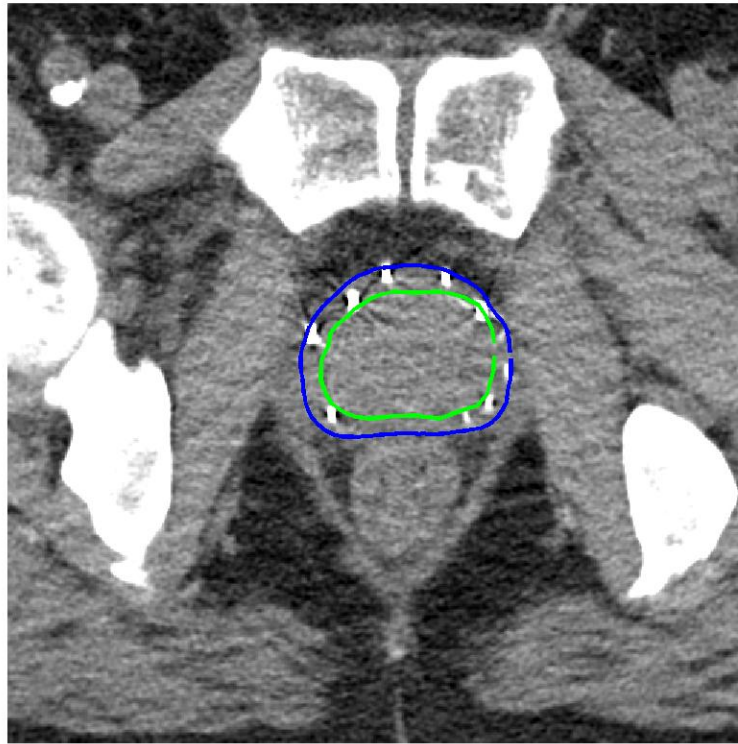
9



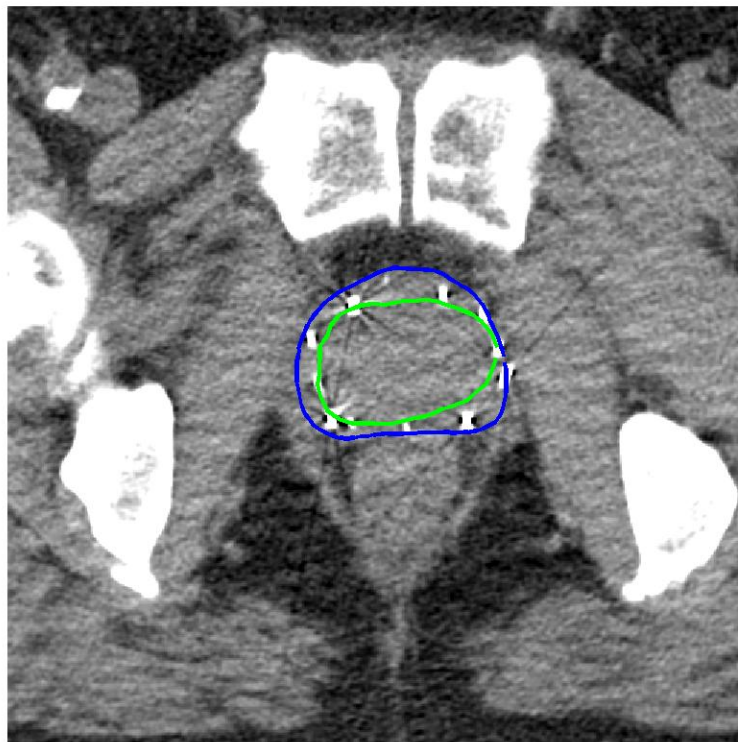
10



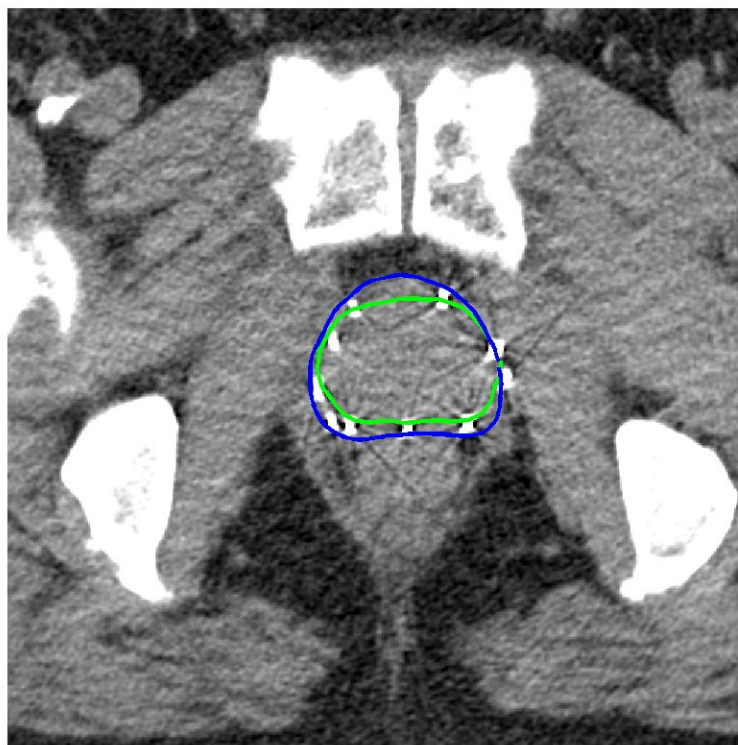
11



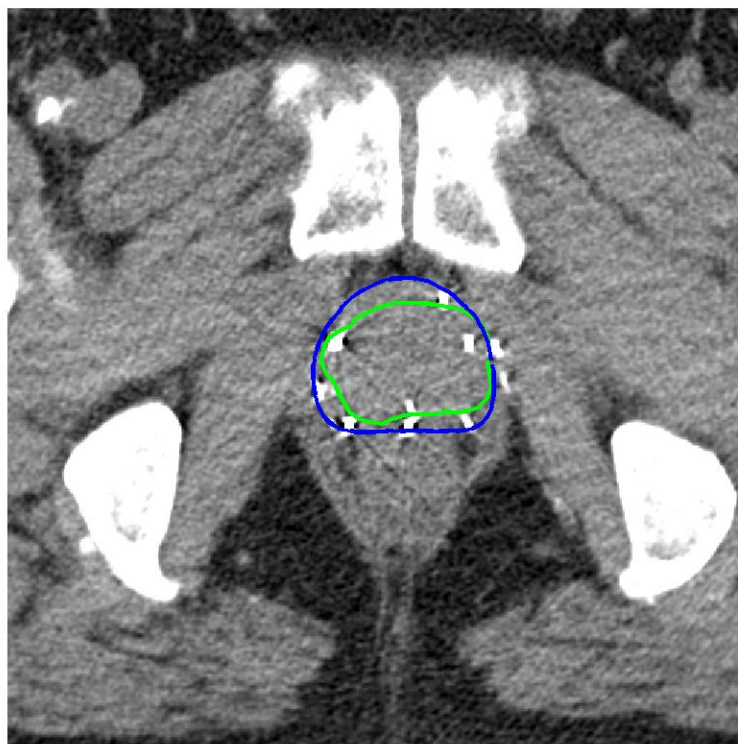
12



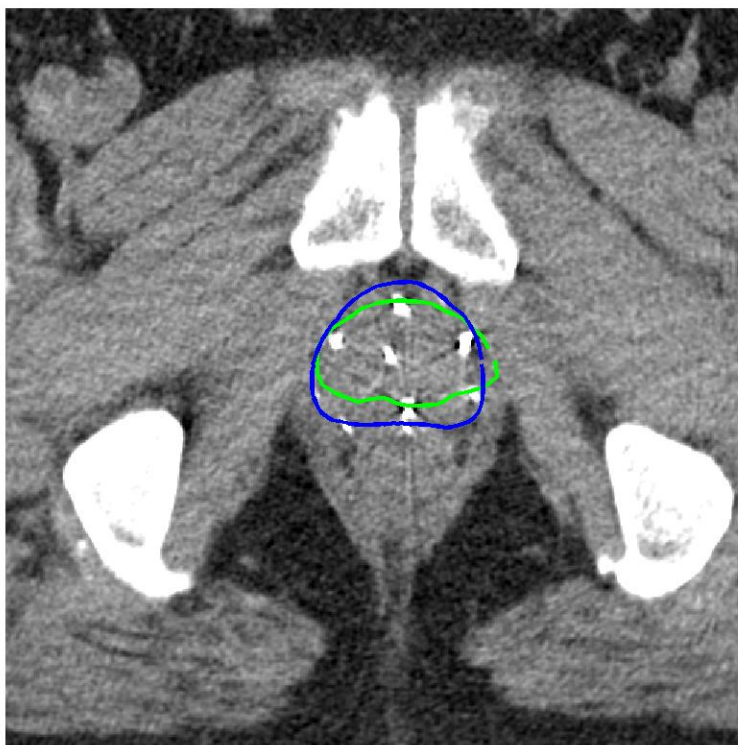
13



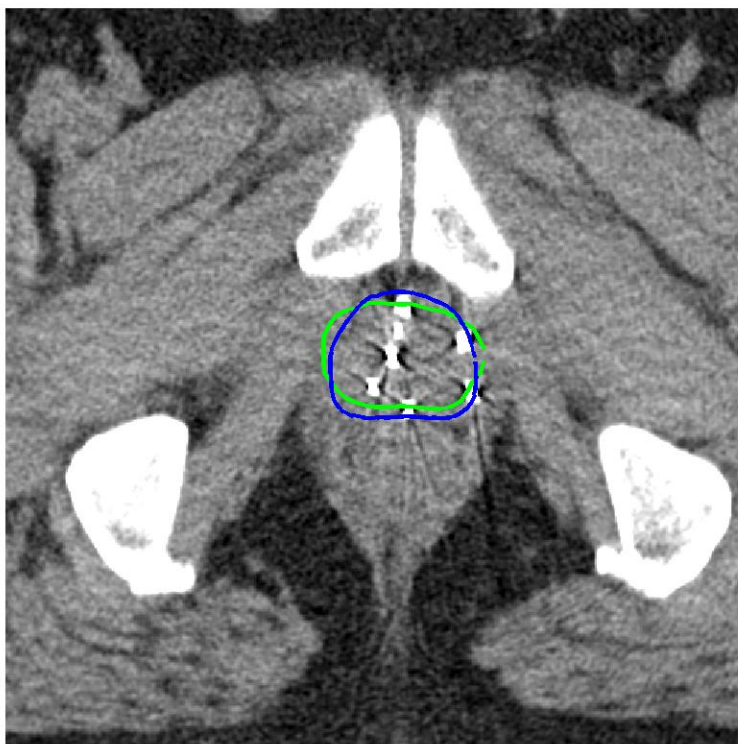
14



15



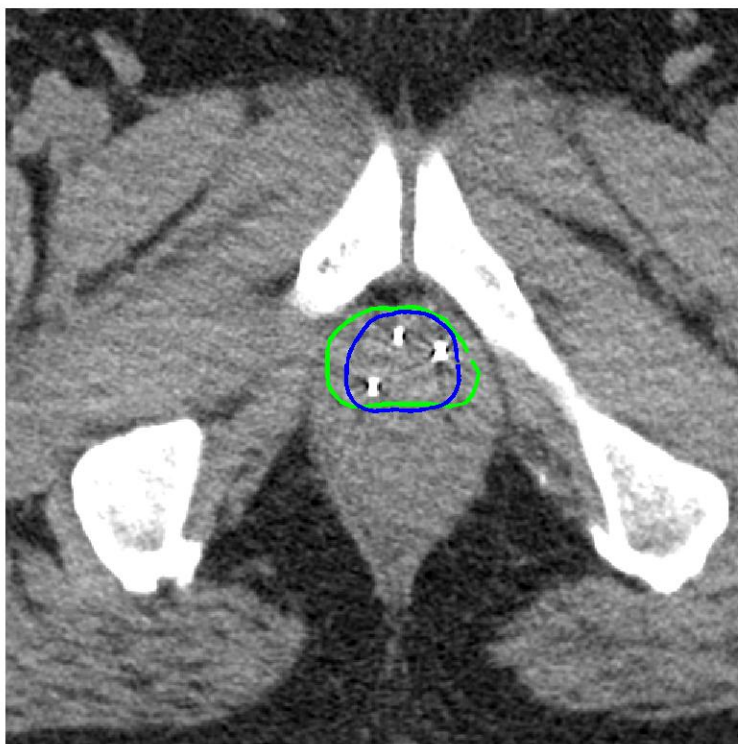
16



17



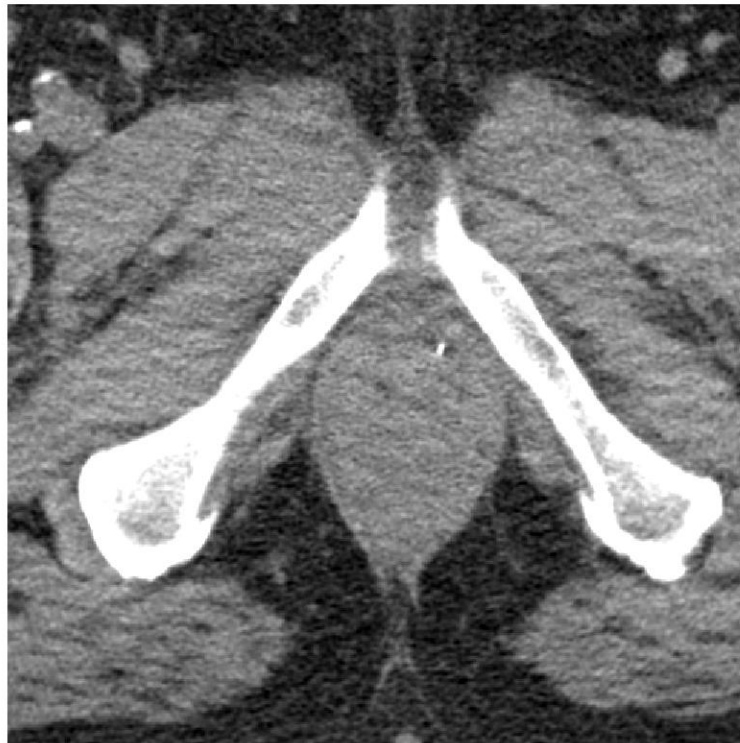
18



19



20



Annexe 3

**Résultat de projection des contours d'échographie sur
les images de CT avec l'intervalle de désignation des
contours pour le patient 25**

1



2



3



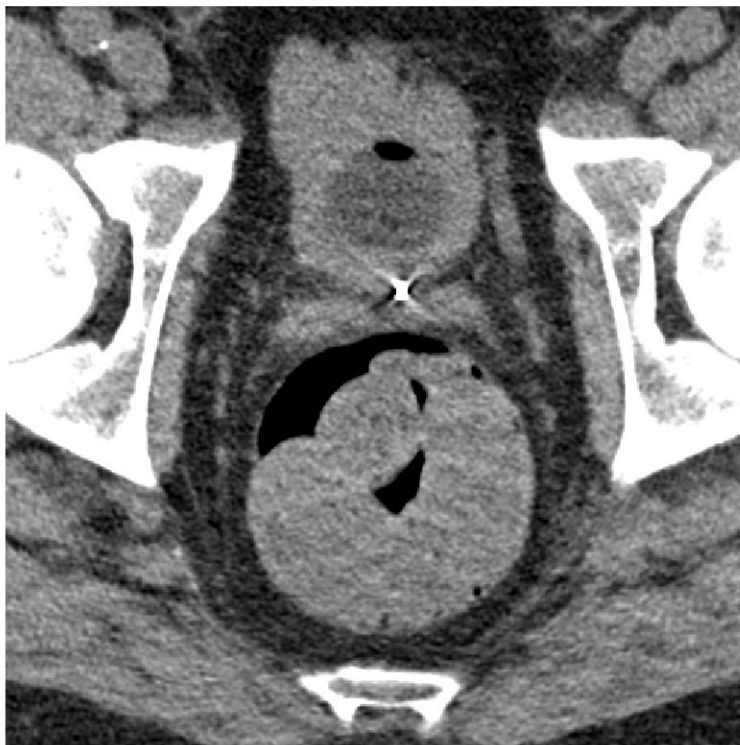
4



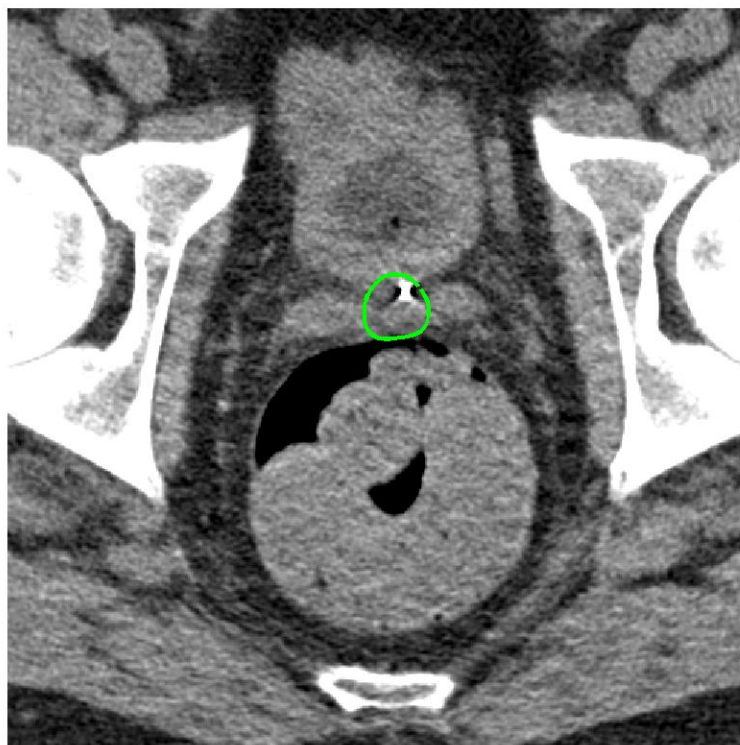
5



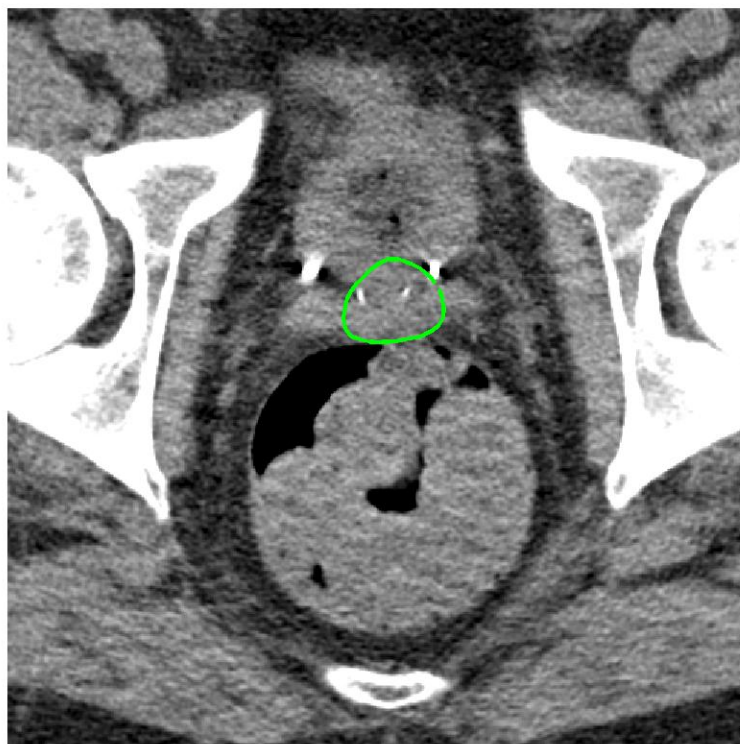
6



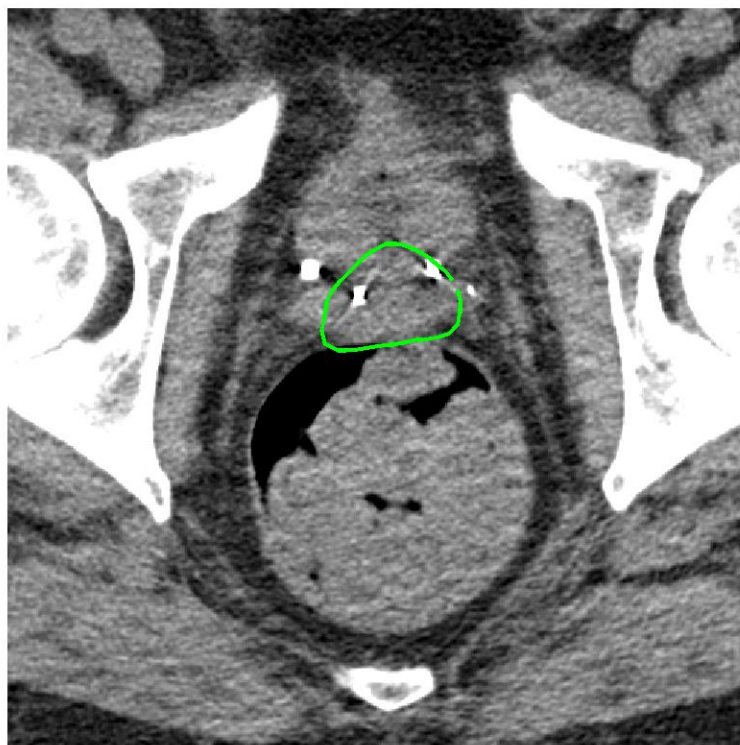
7



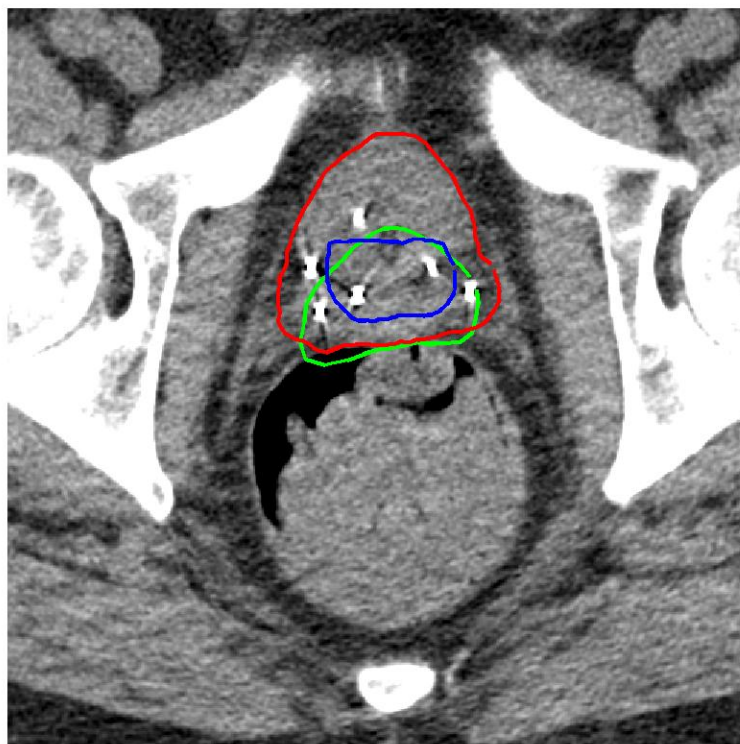
8



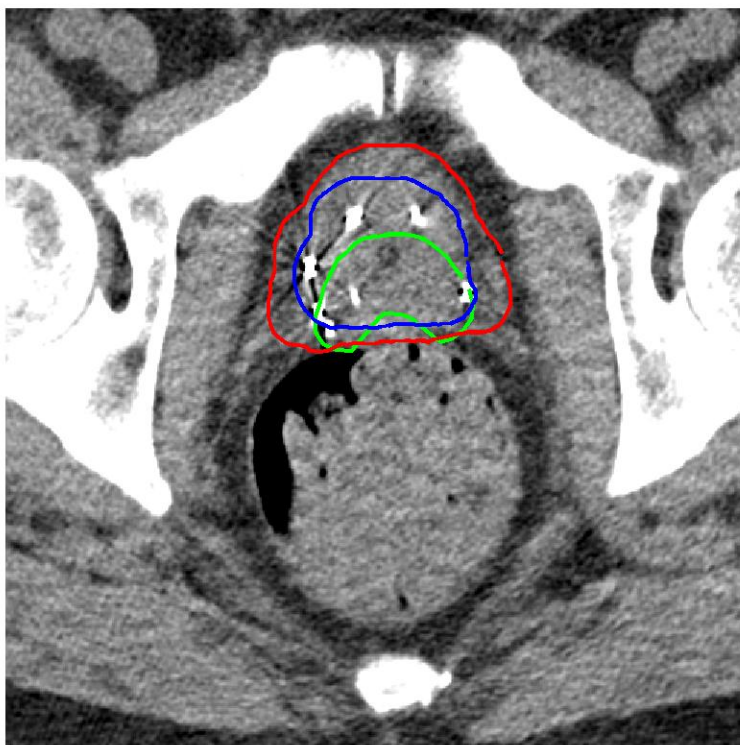
9



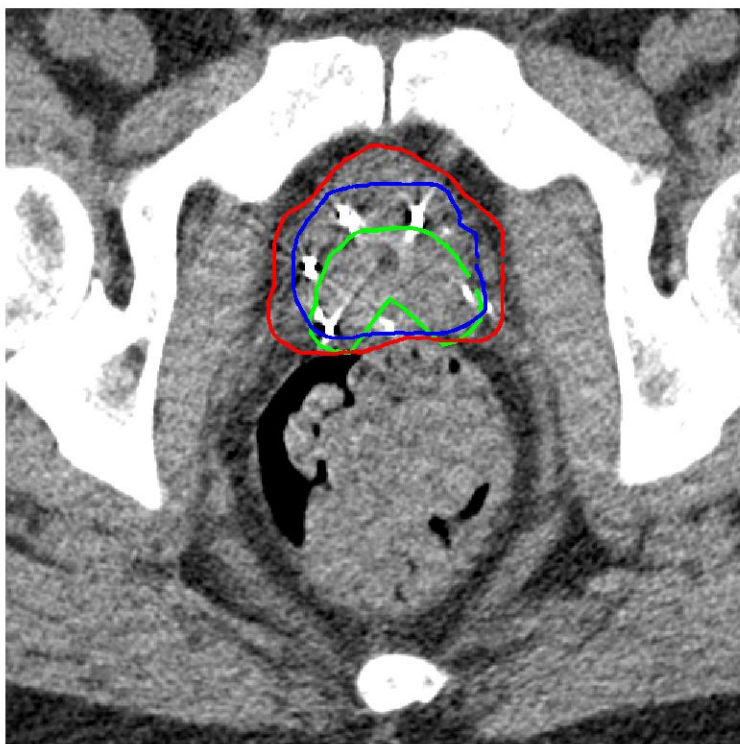
10



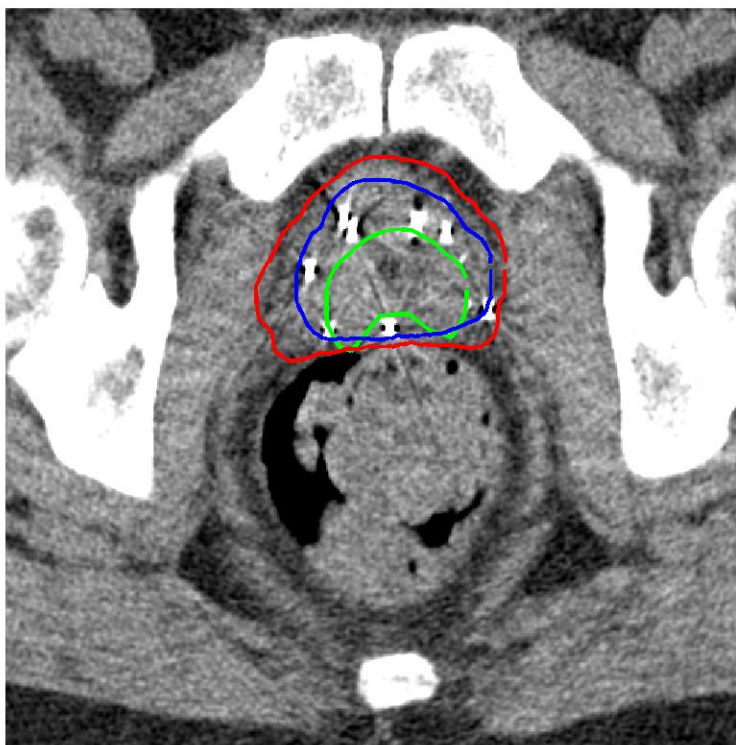
11



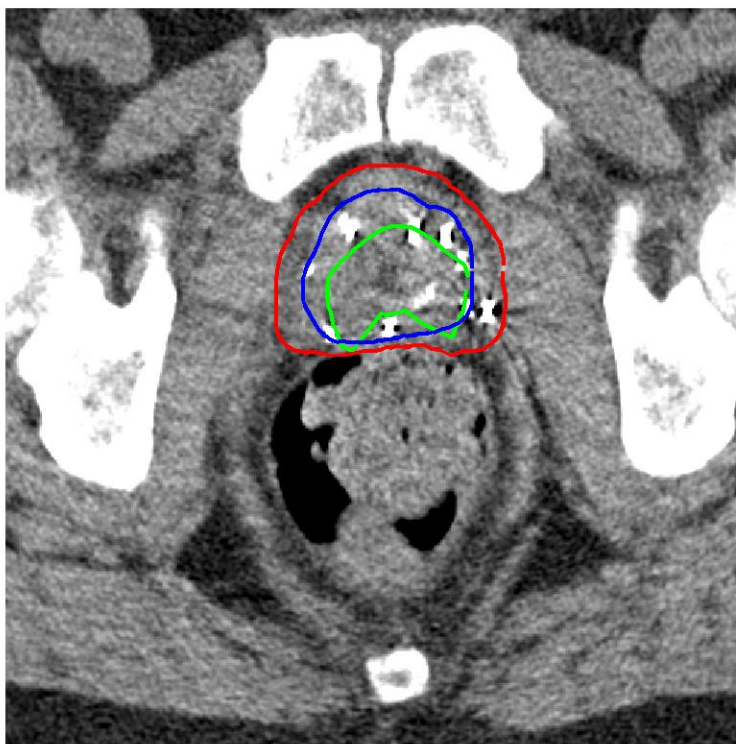
12



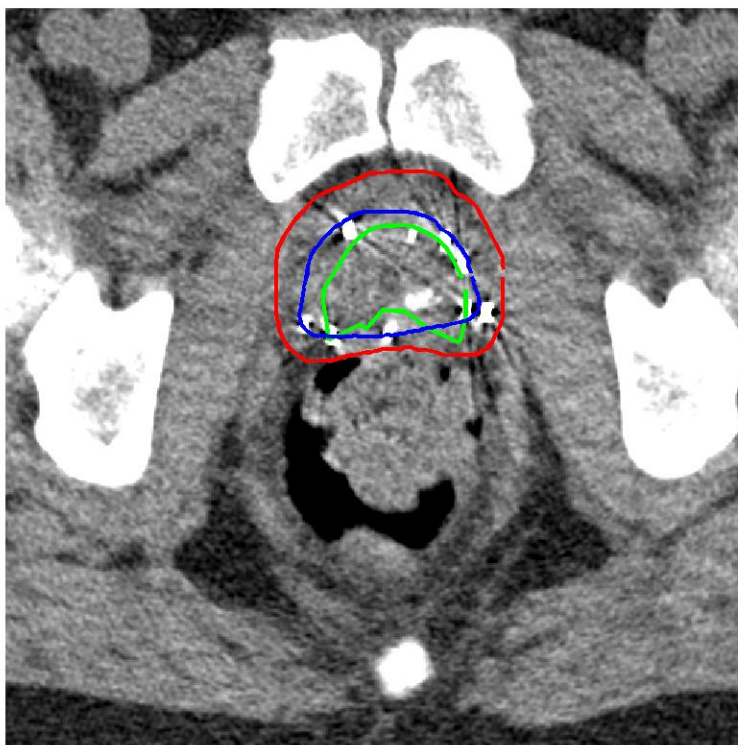
13



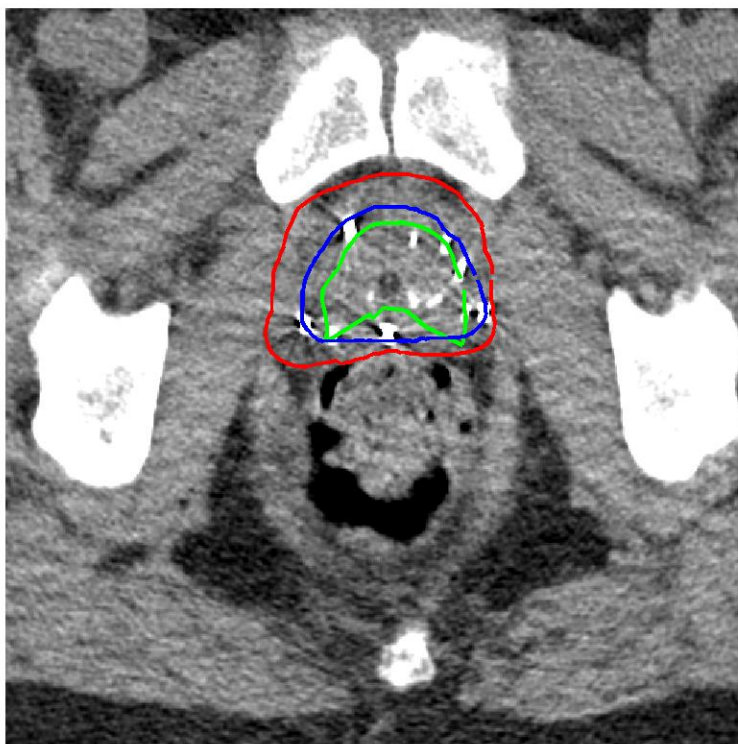
14



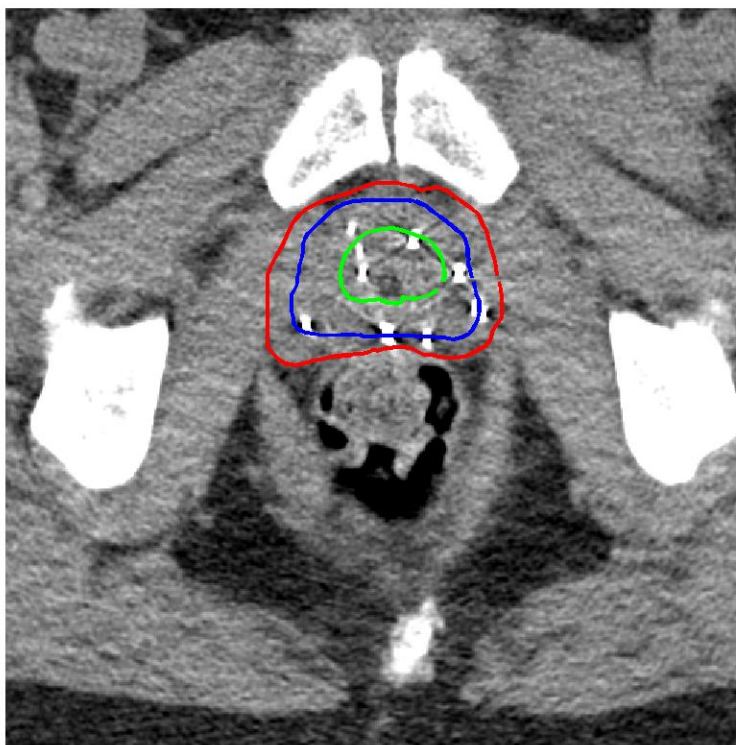
15



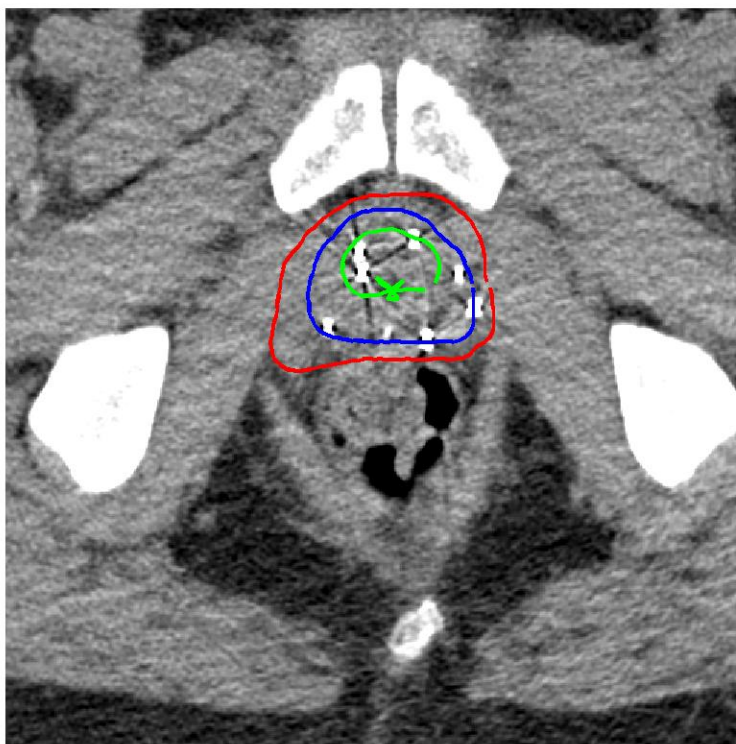
16



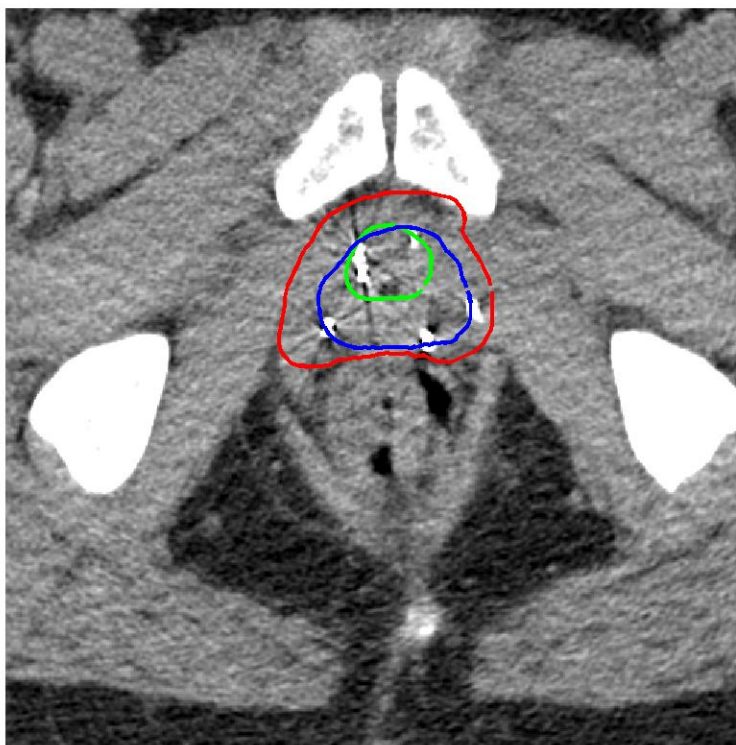
17



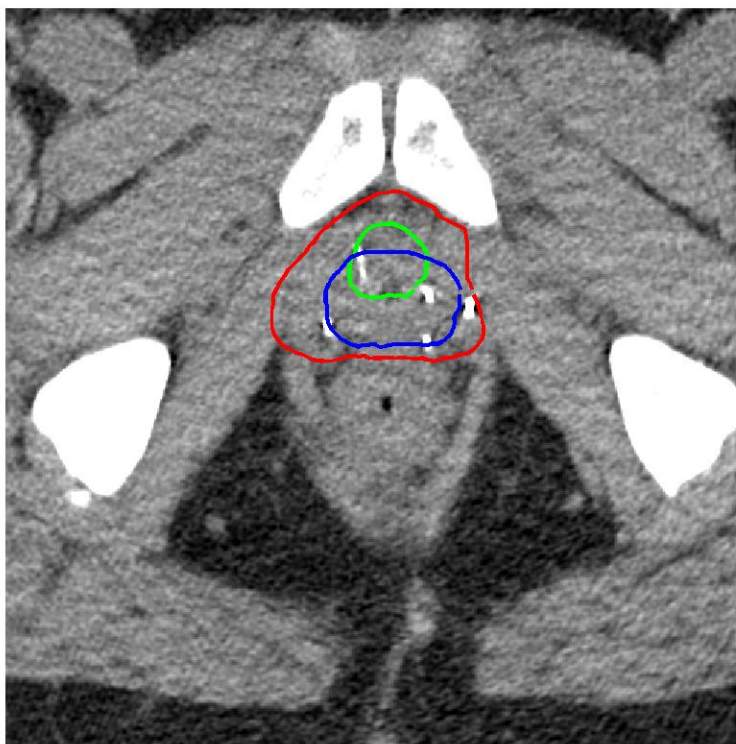
18



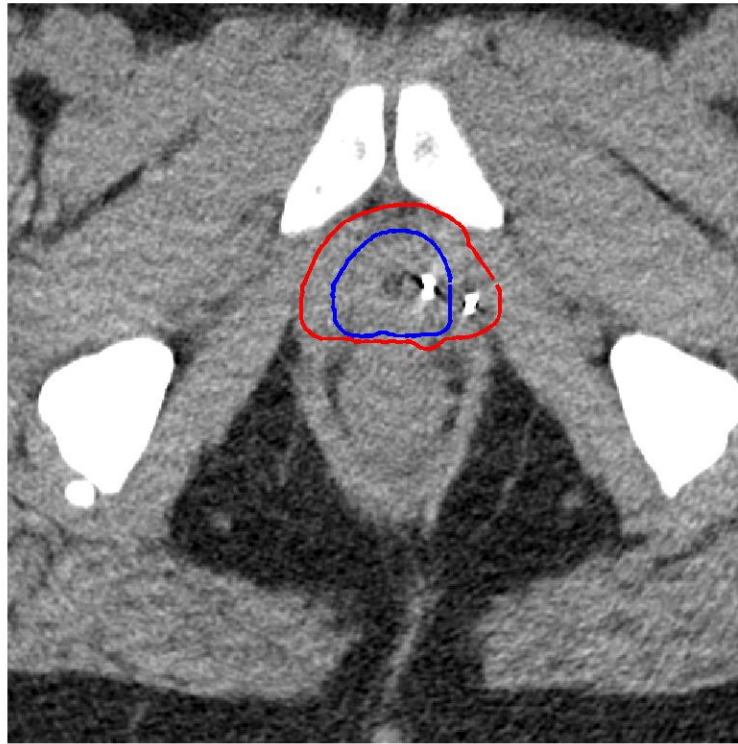
19



20



21



Annexe 4

**Résultat de projection des contours d'échographie sur
les images de CT avec le contour moyen des médecins
pour le patient 25**

1



2



3



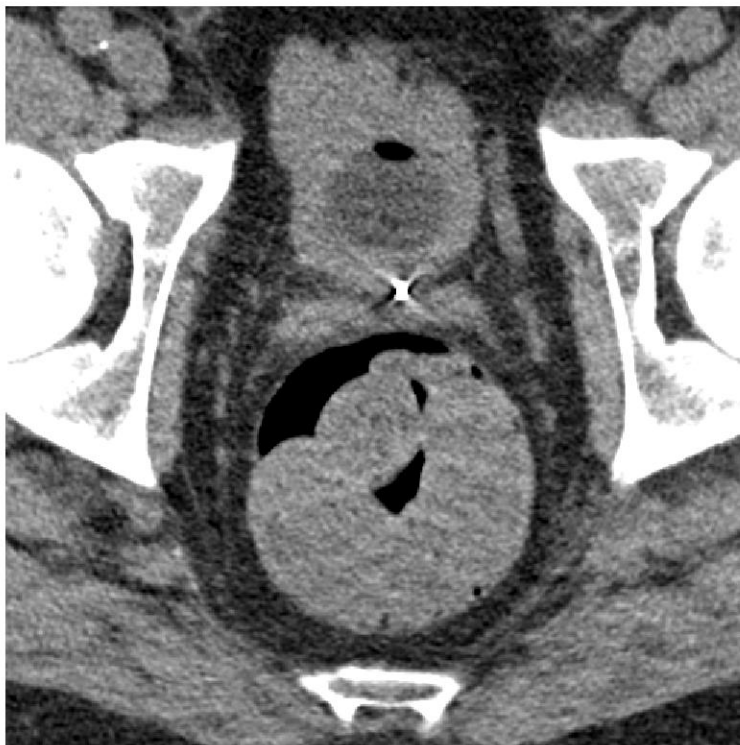
4



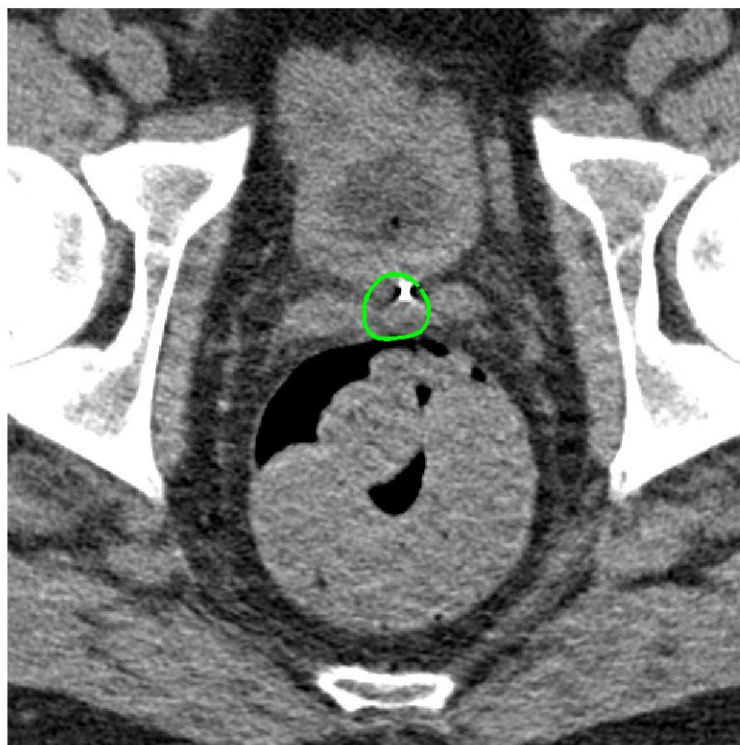
5



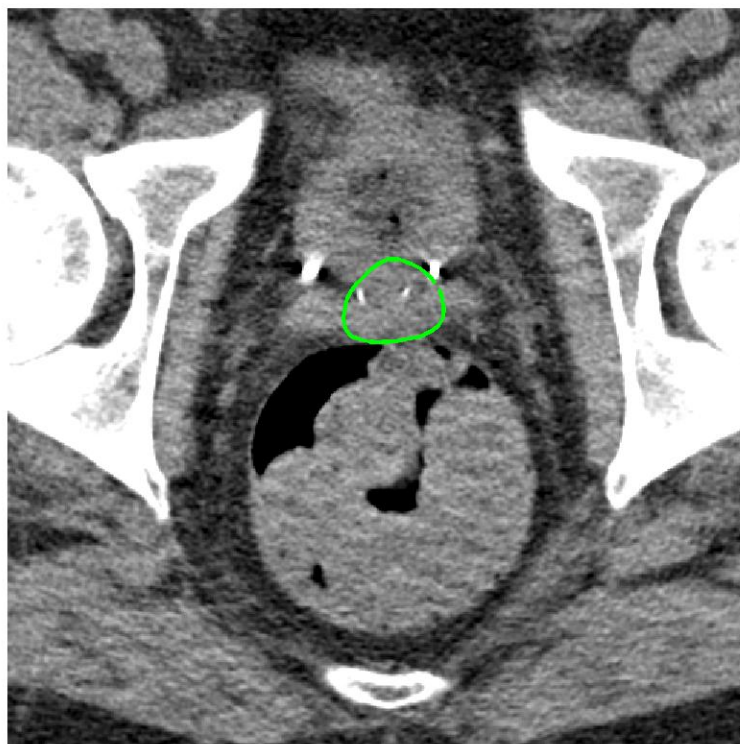
6



7



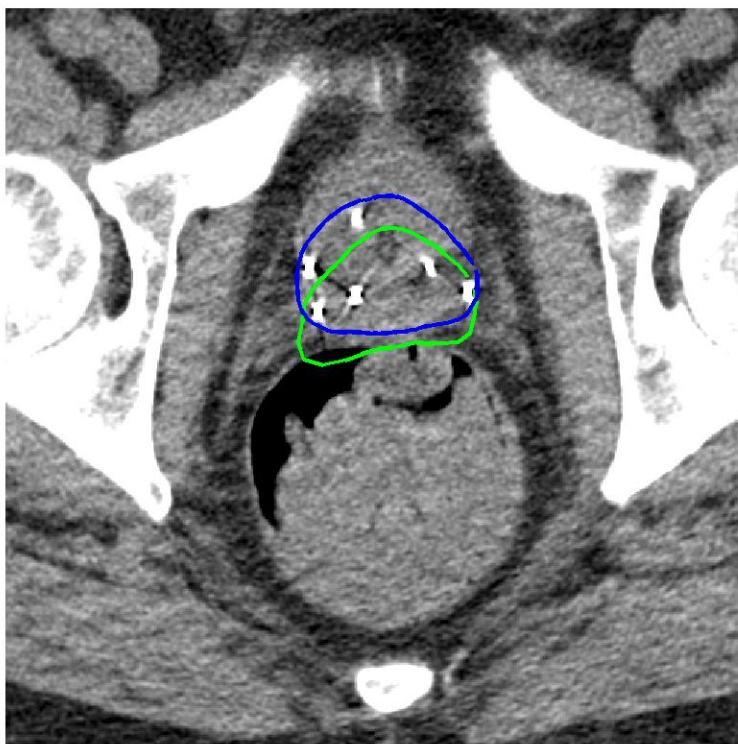
8



9



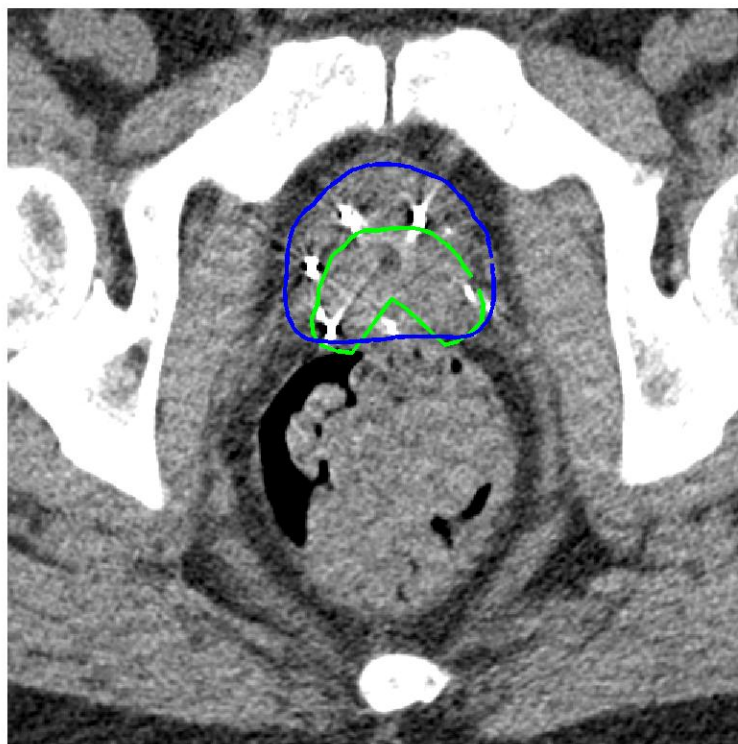
10



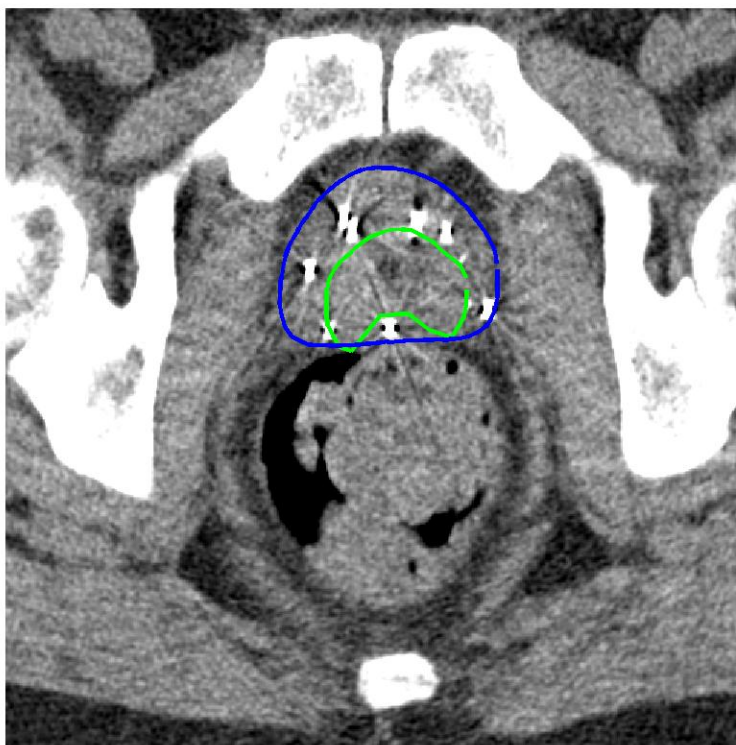
11



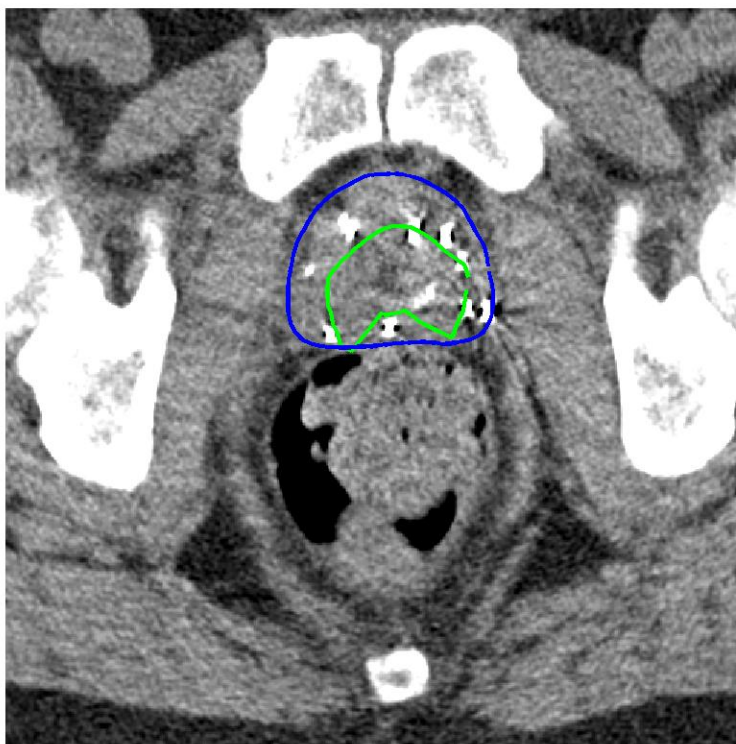
12



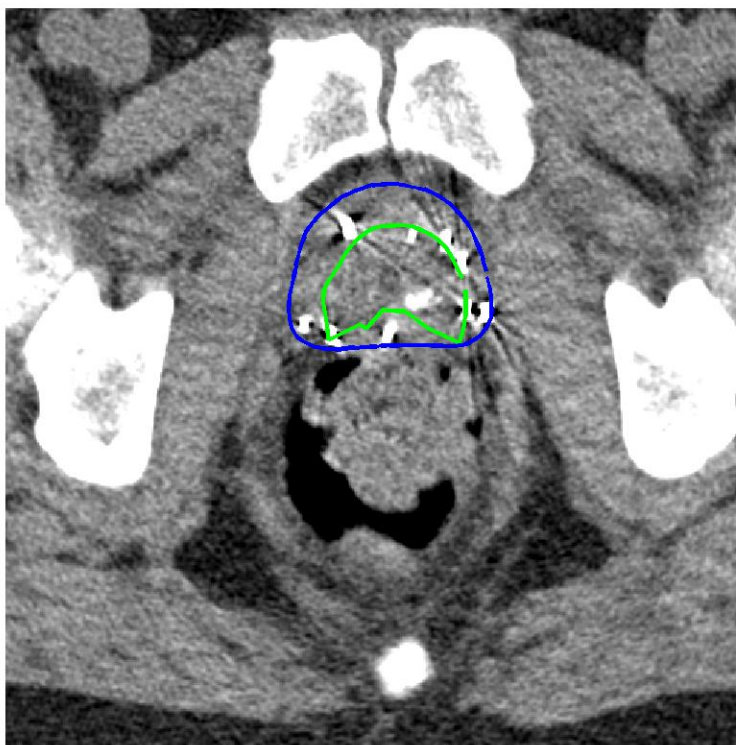
13



14



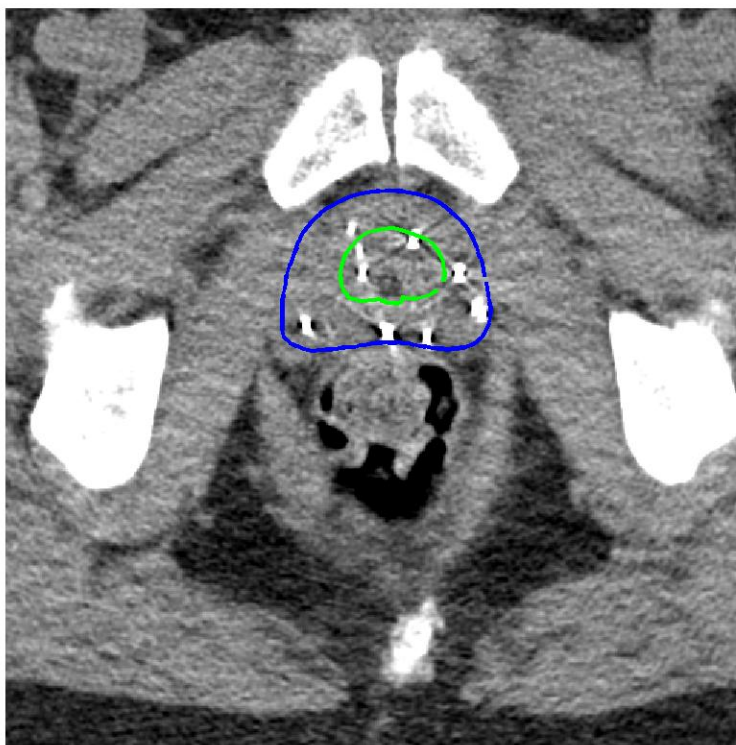
15



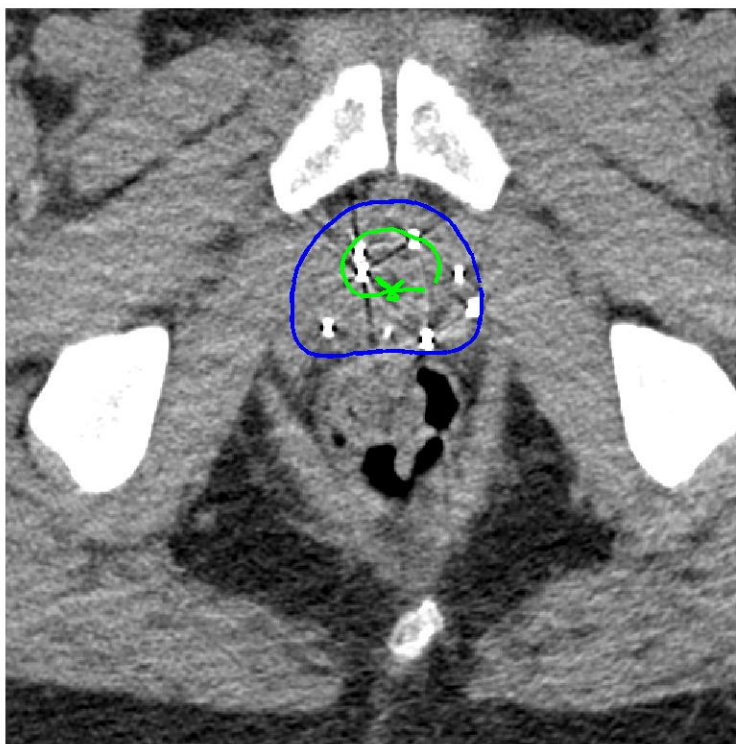
16



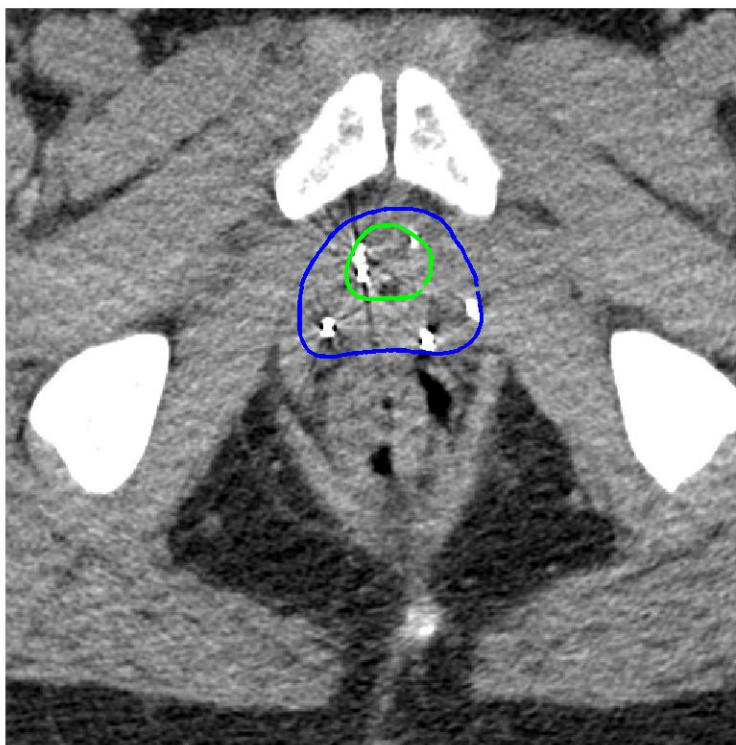
17



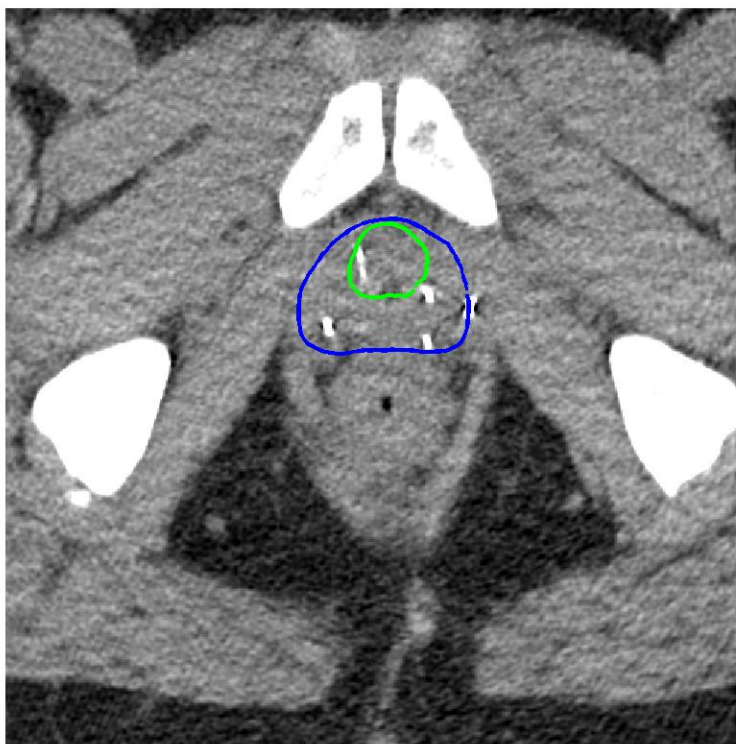
18



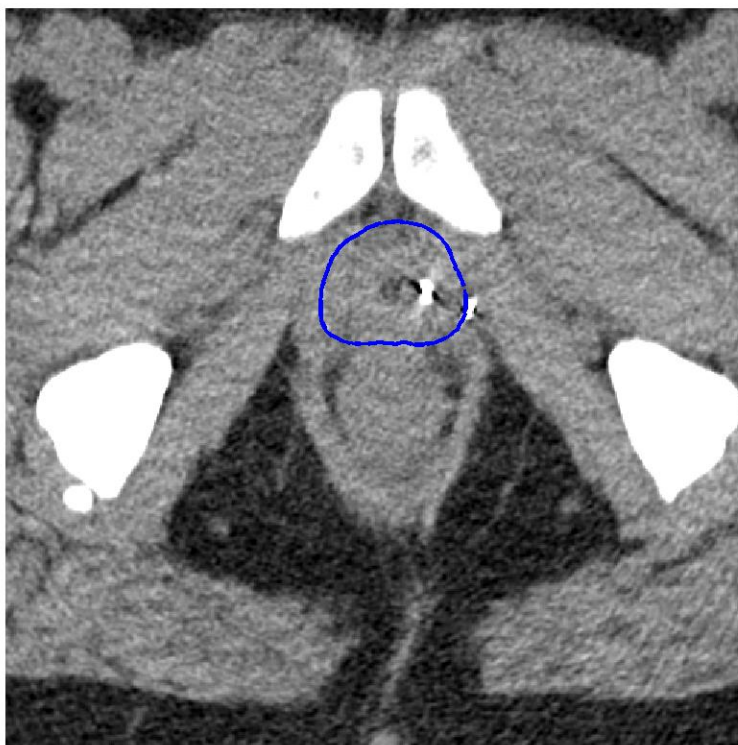
19



20



21



Annexe 5

Résultat de déformation des contours du patient 3

1



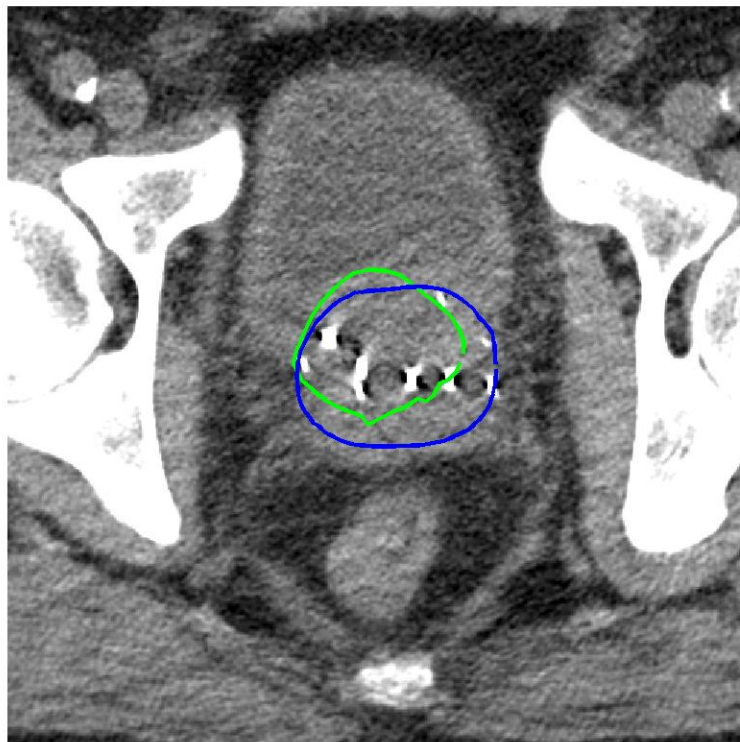
2



3



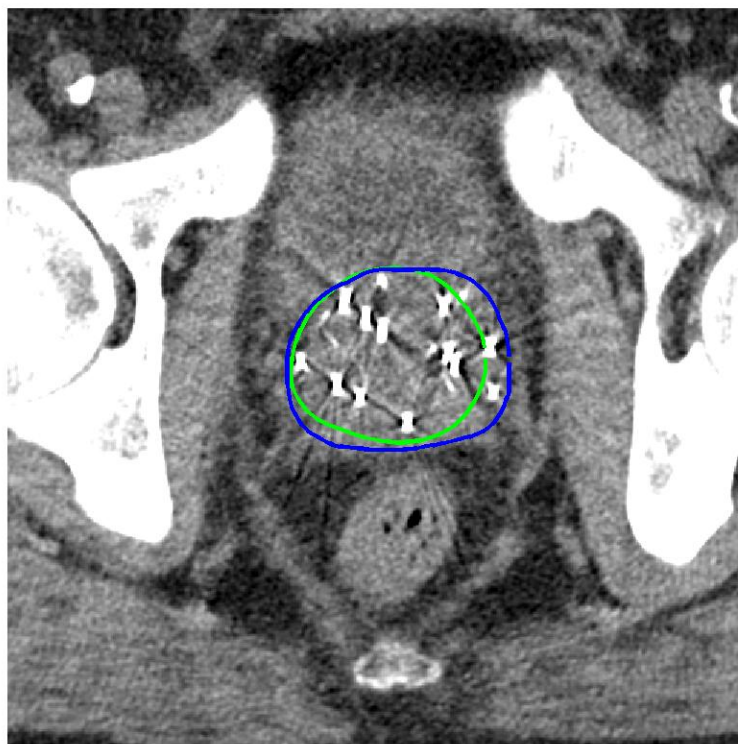
4



5



6



7



8



9



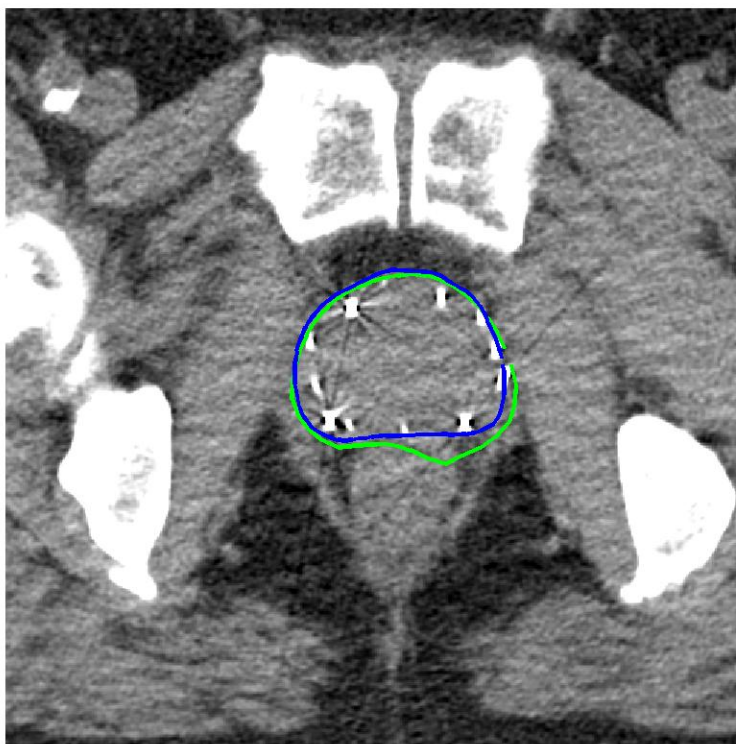
10



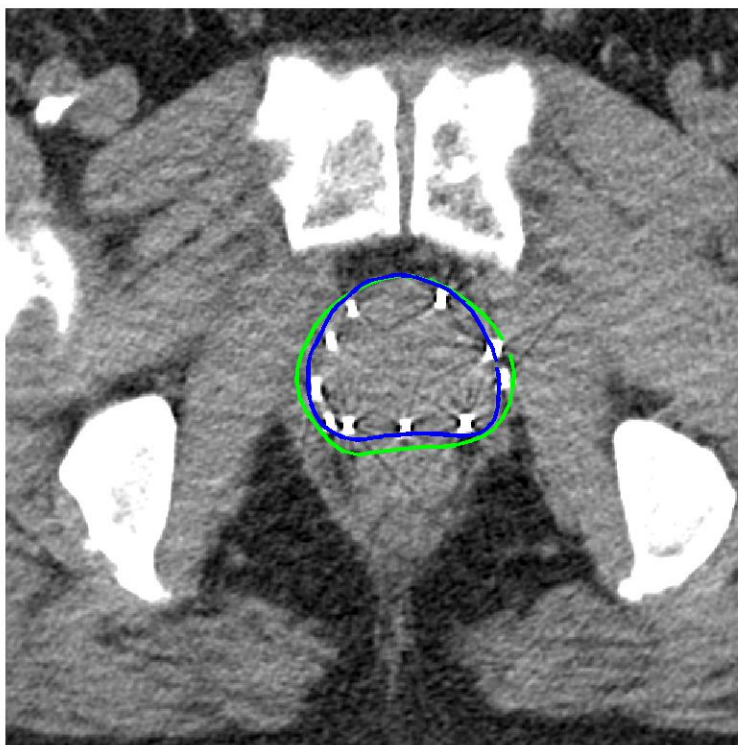
11



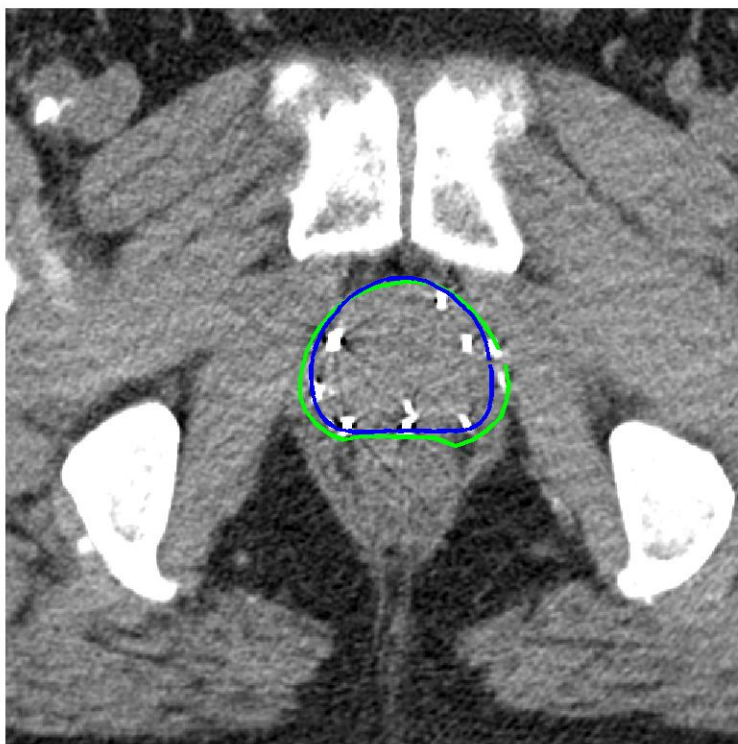
12



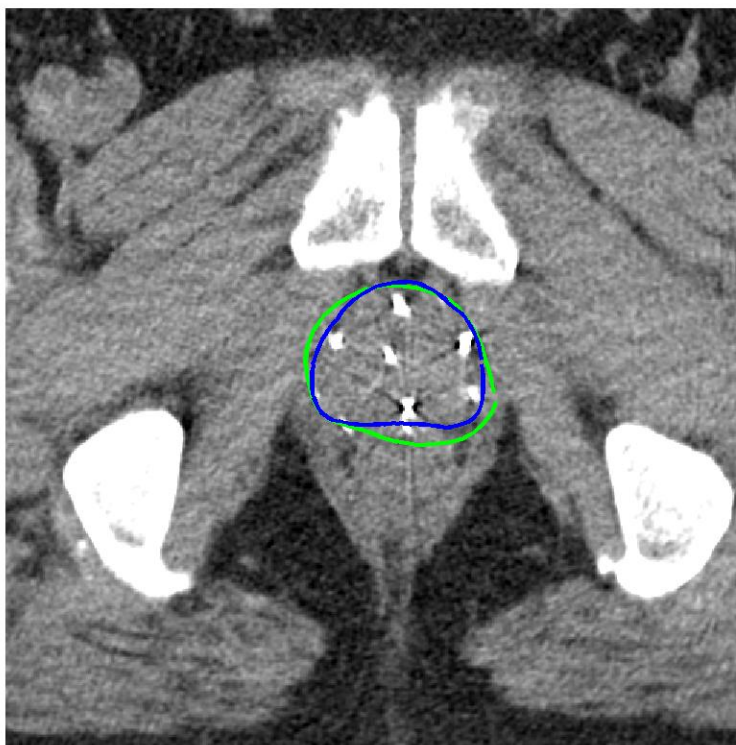
13



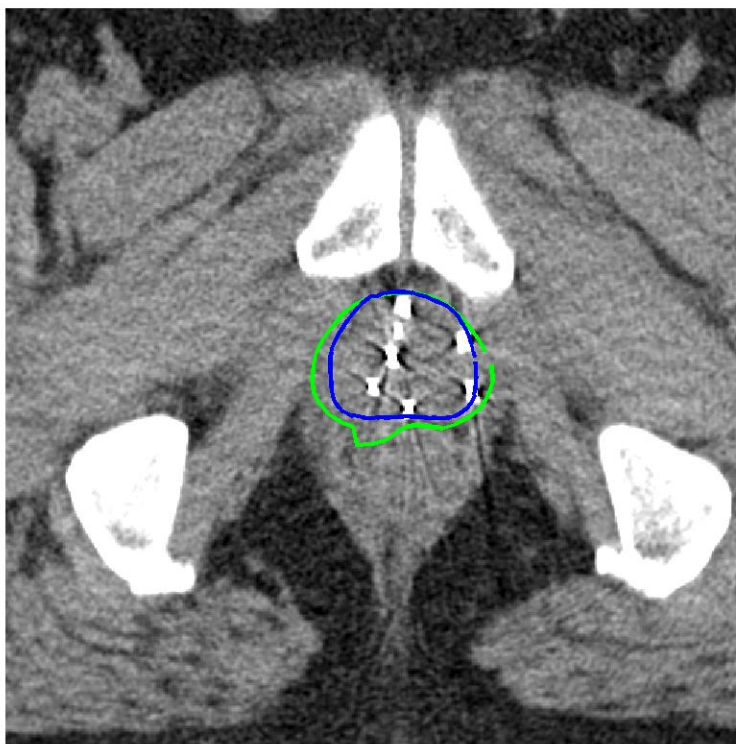
14



15



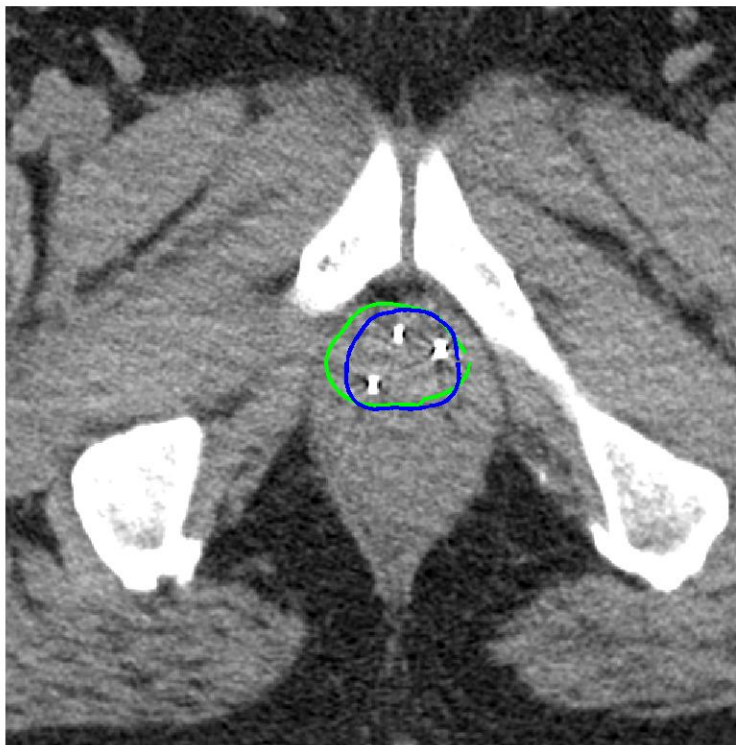
16



17



18



19



20



Annexe 6

Résultat de déformation des contours du patient 25

1/21



2/21



3/21



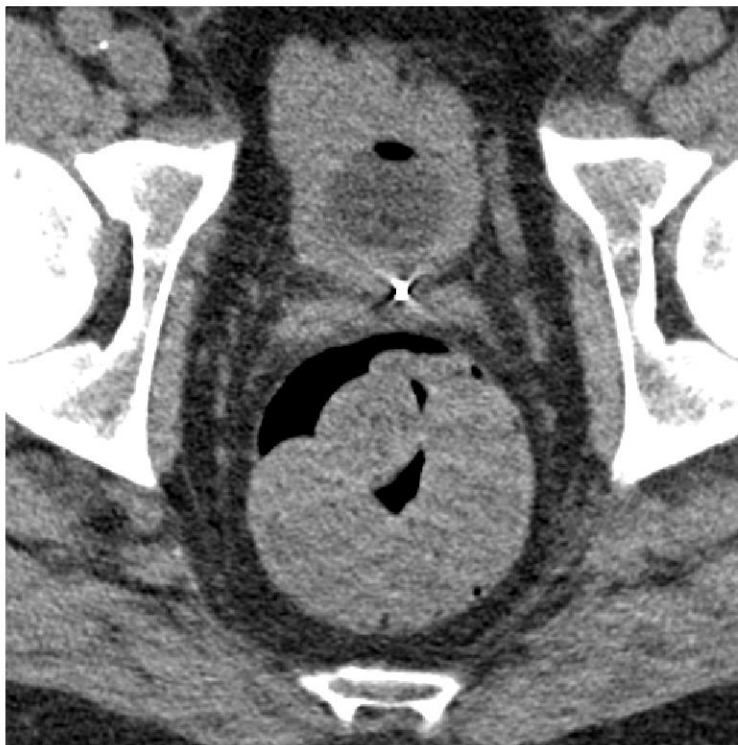
4/21



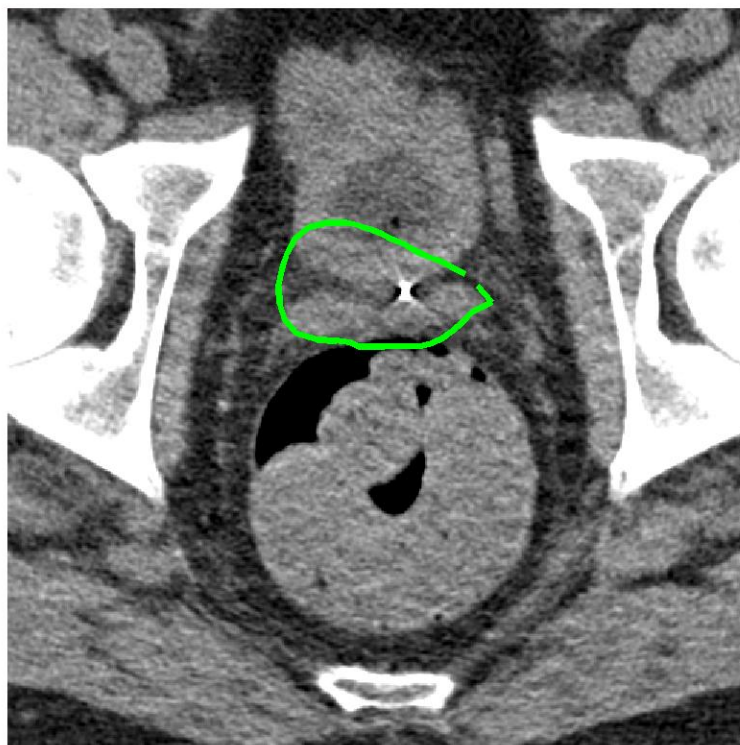
5/21



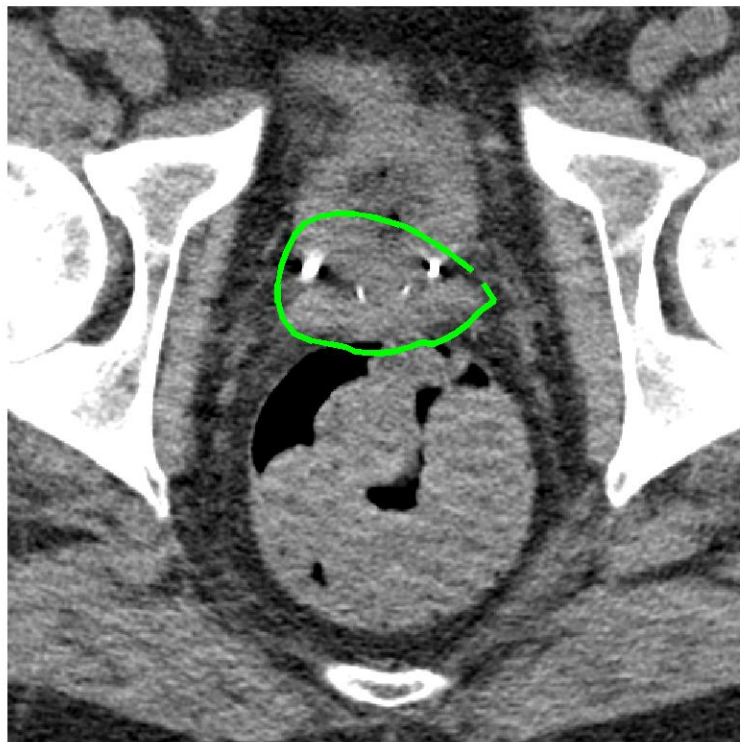
6/21



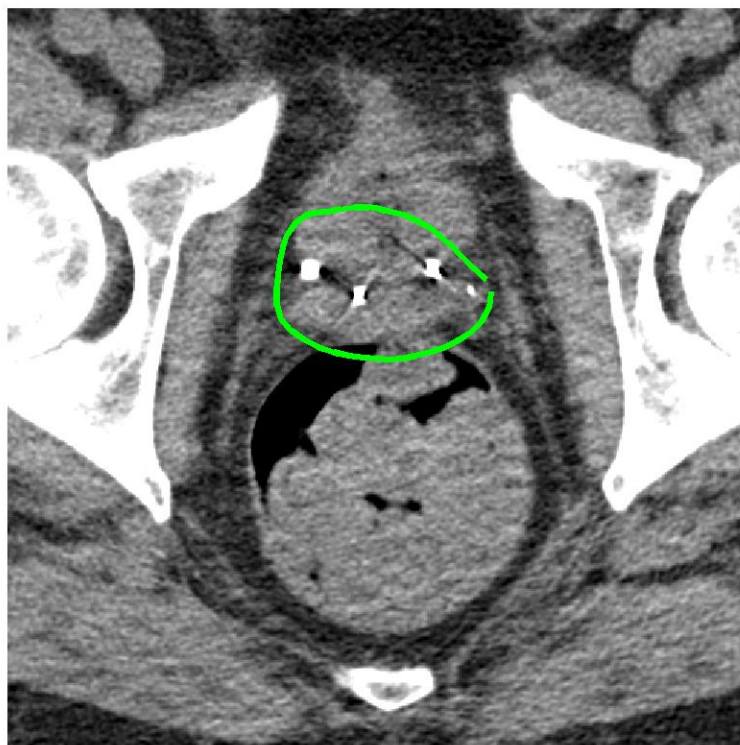
7/21



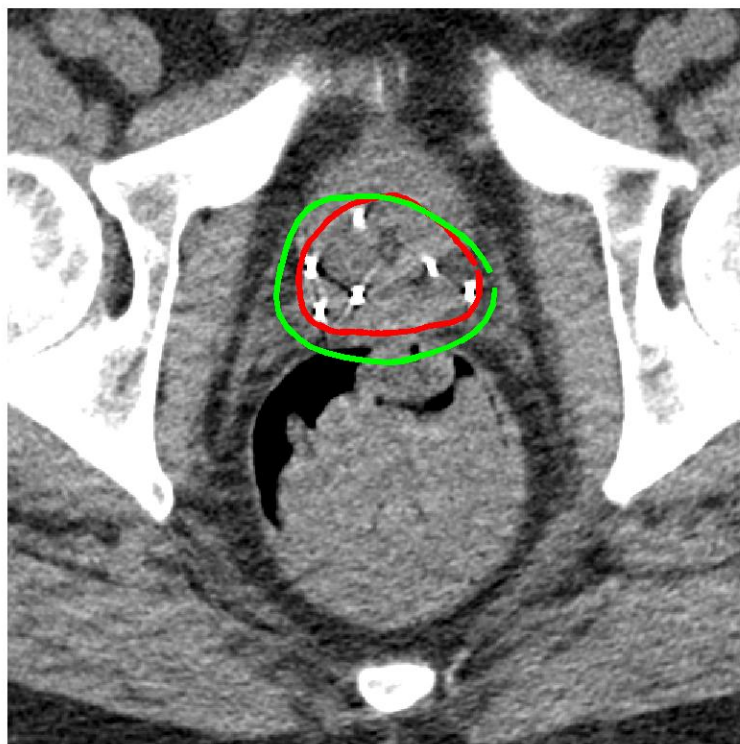
8/21



9/21



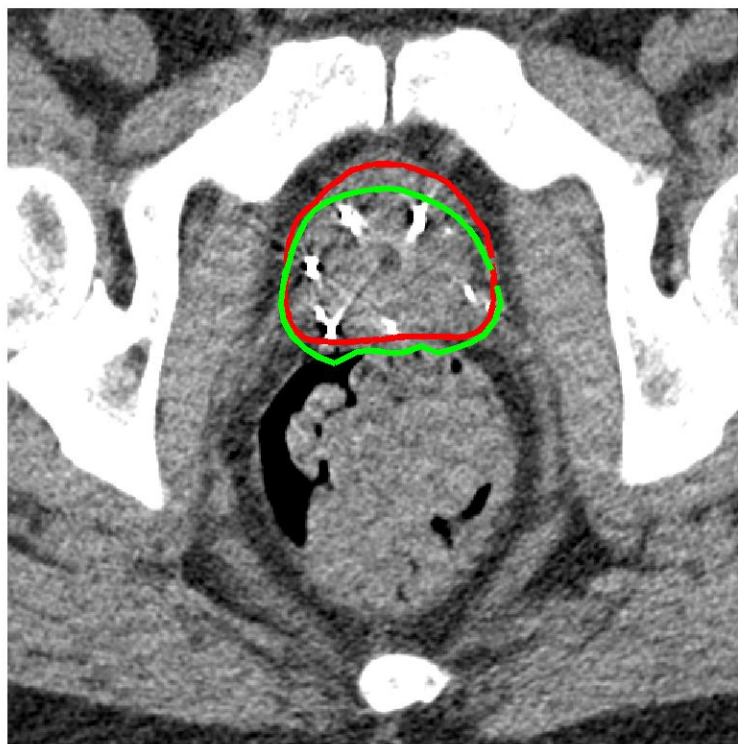
10/21



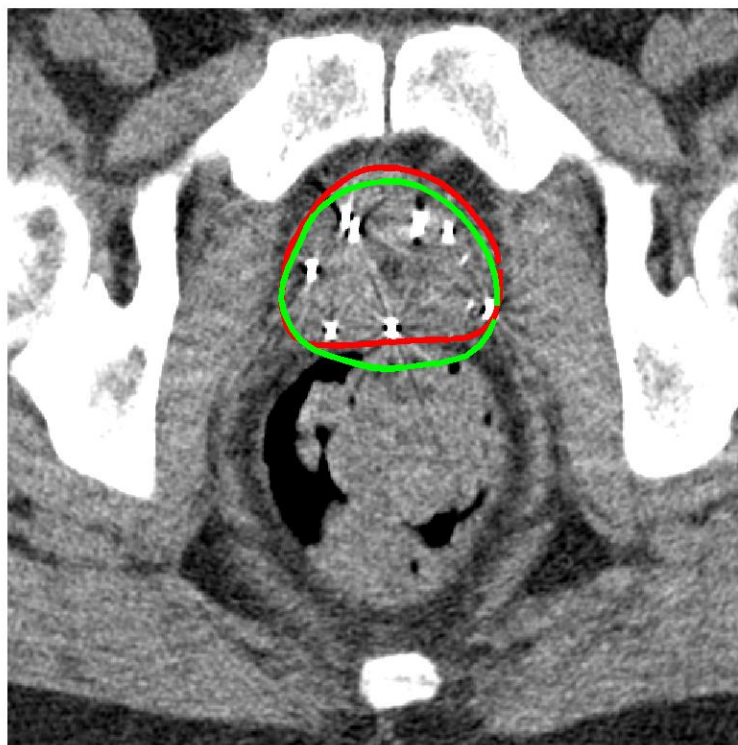
11/21



12/21



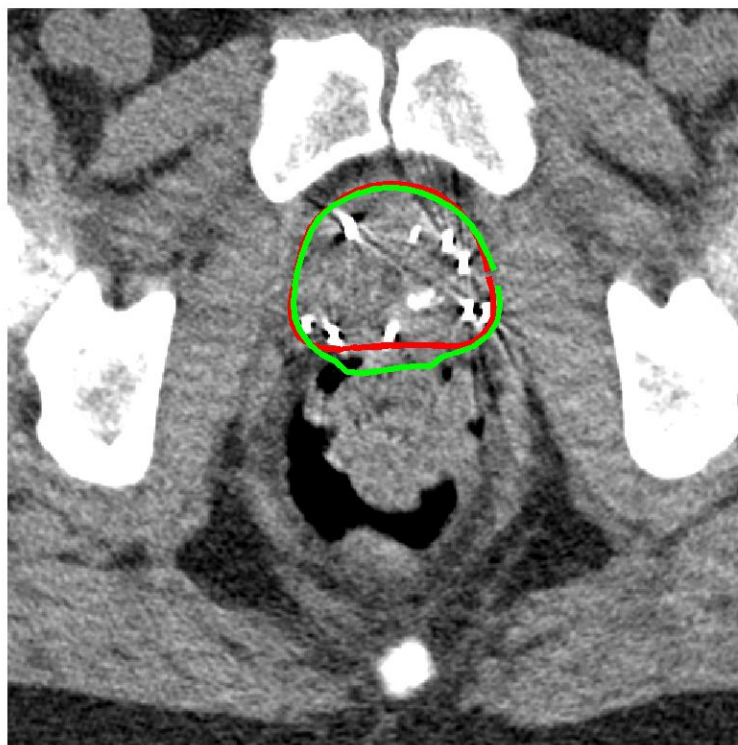
13/21



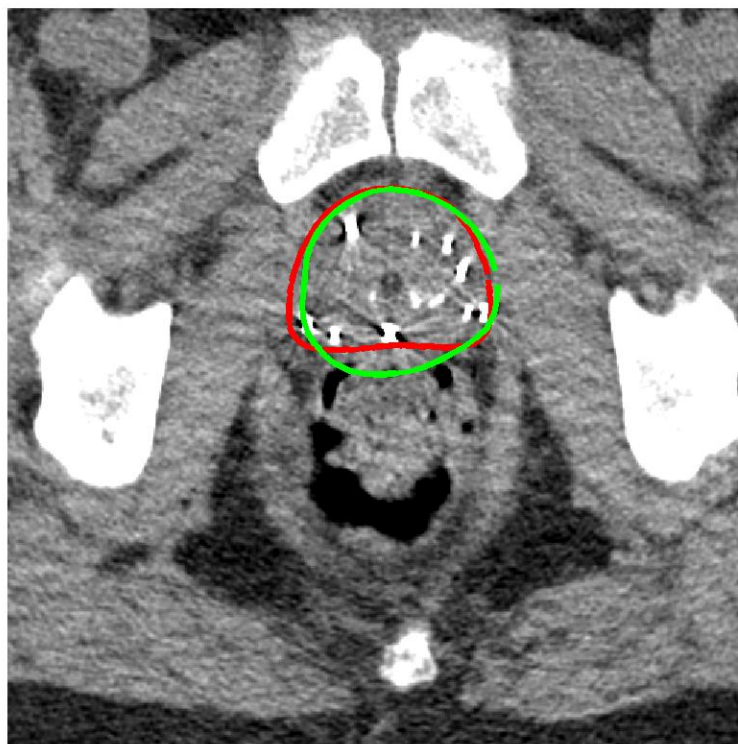
14/21



15/21



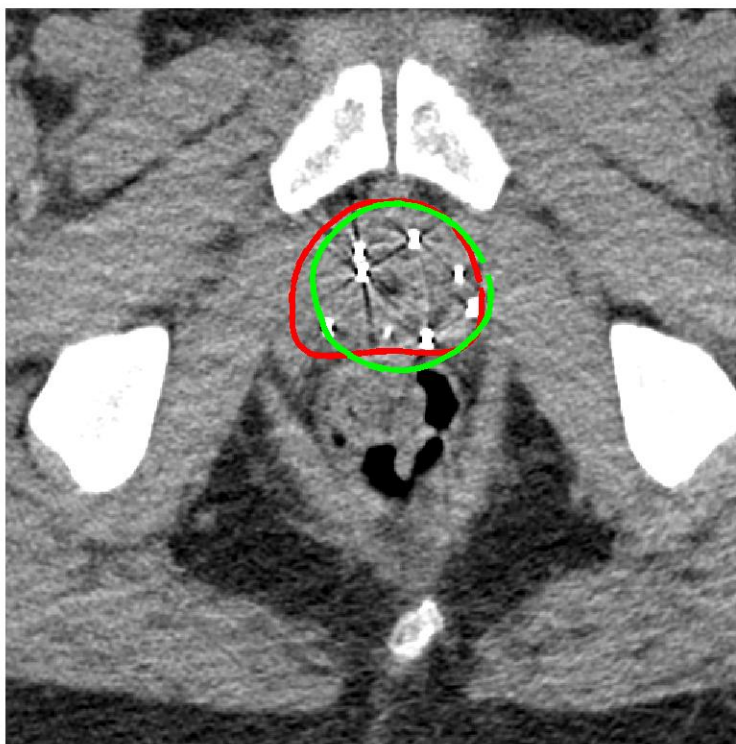
16/21



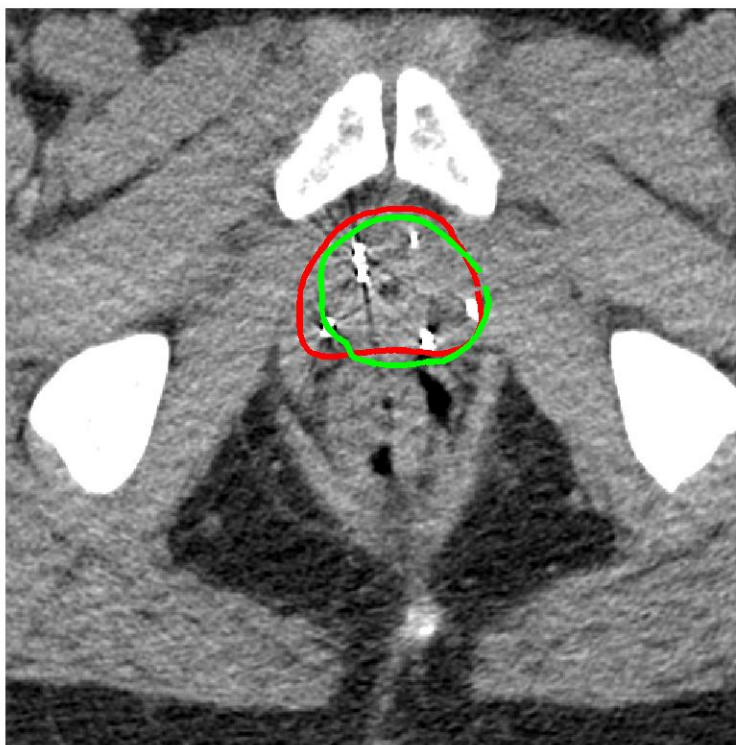
17/21



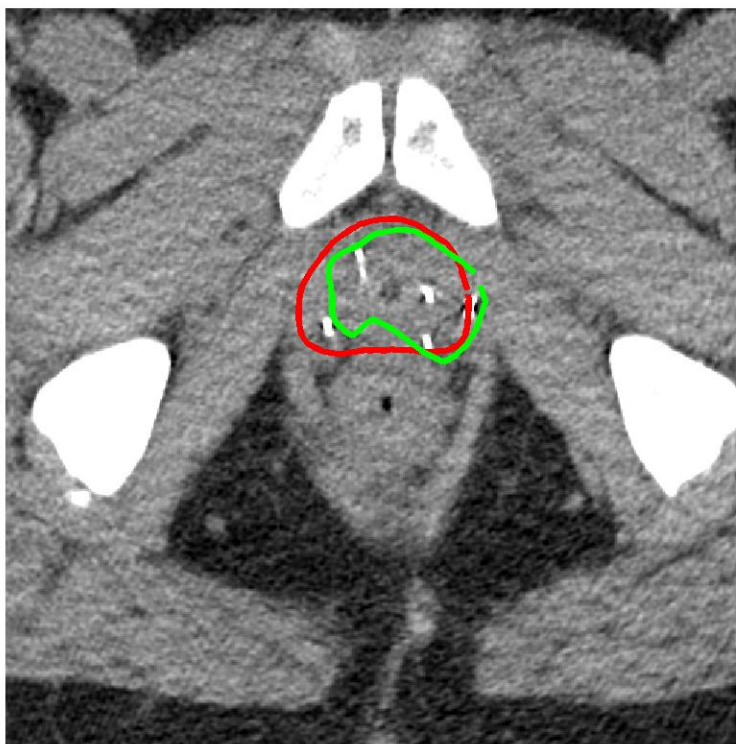
18/21



19/21



20/21



21/21



Annexe 7

**Comparaison entre les contours d'échographie projetés
sur les images de CT et les contours déformés pour le
patient 3**

1



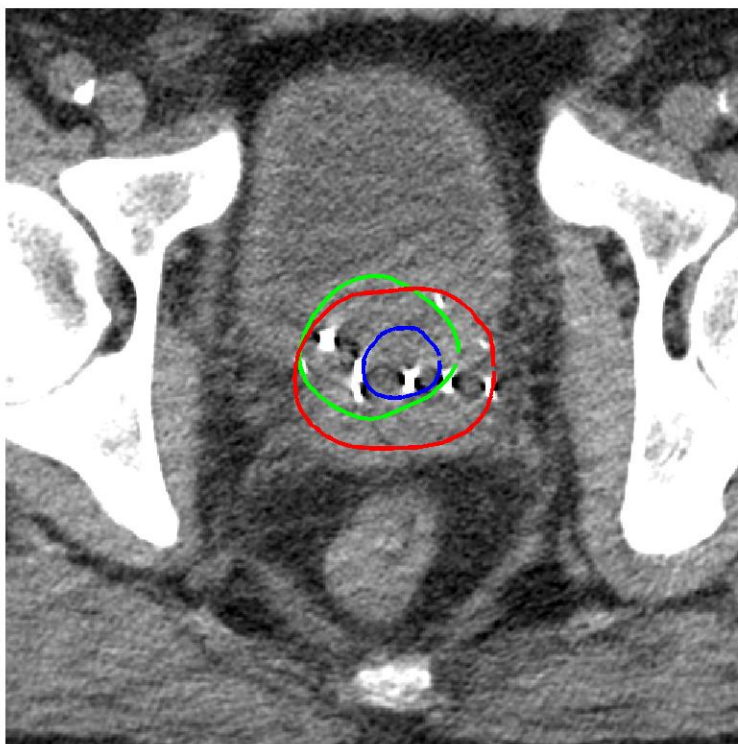
2



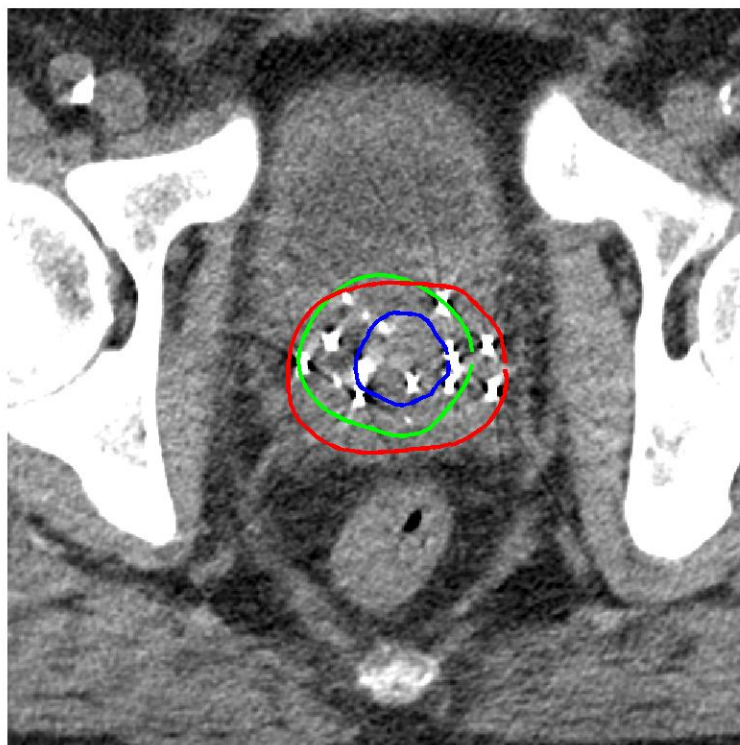
3



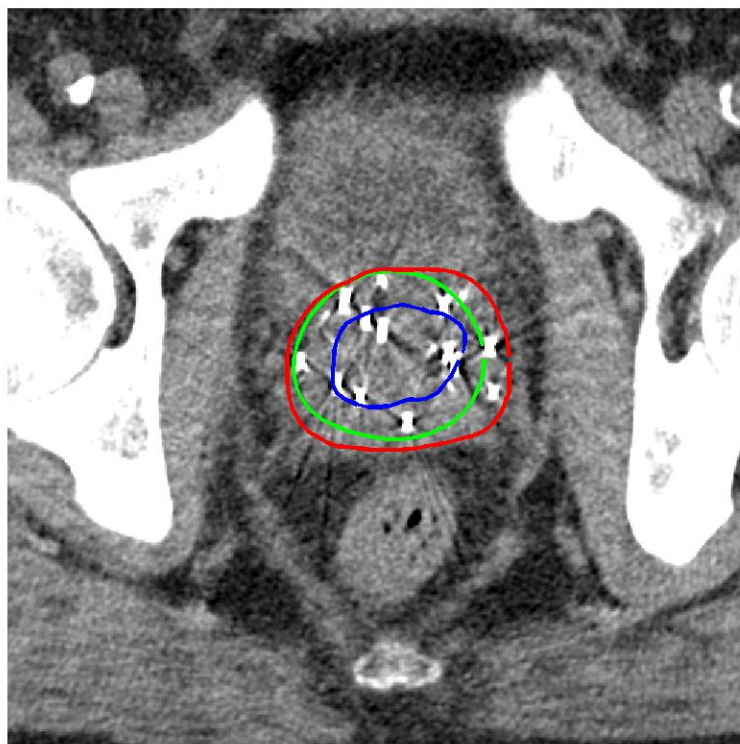
4



5



6



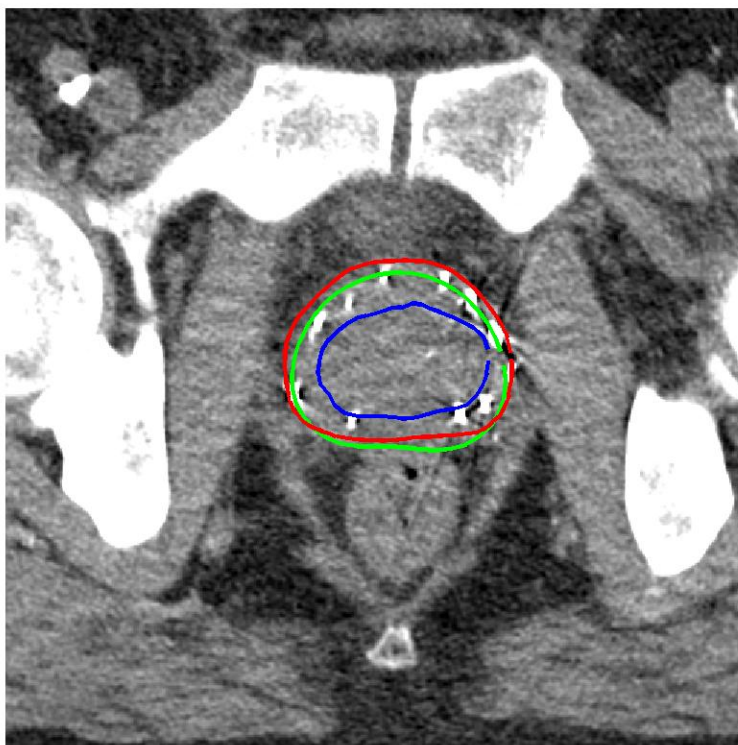
7



8



9



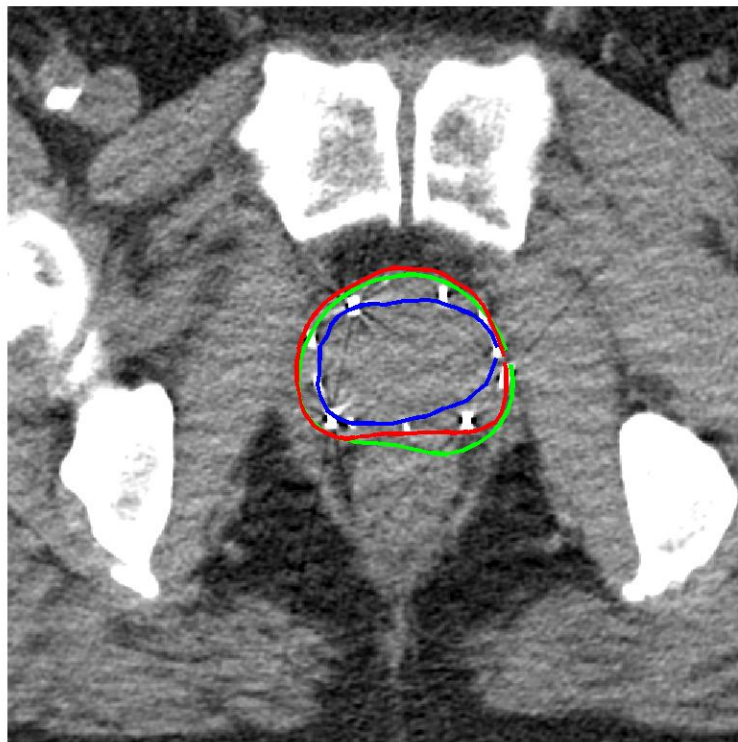
10



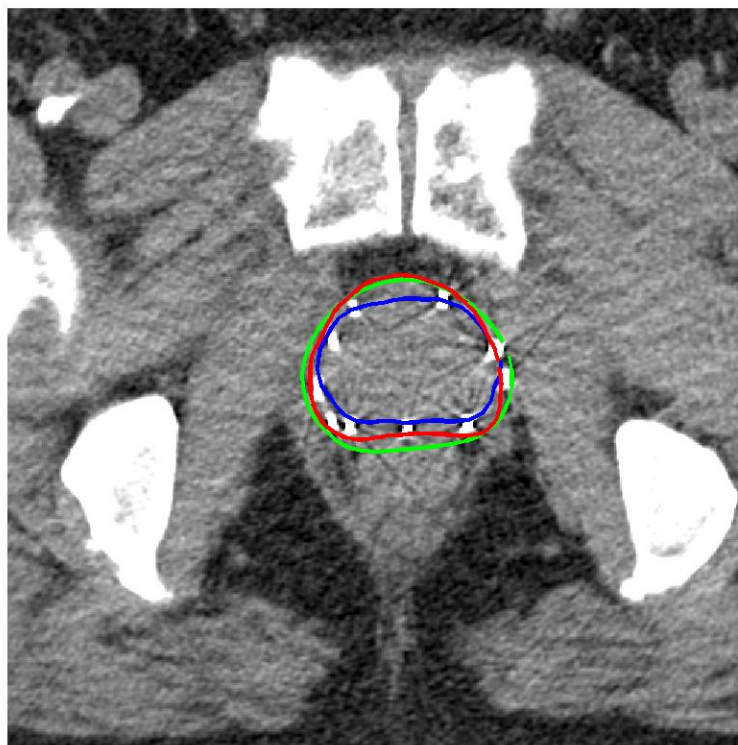
11



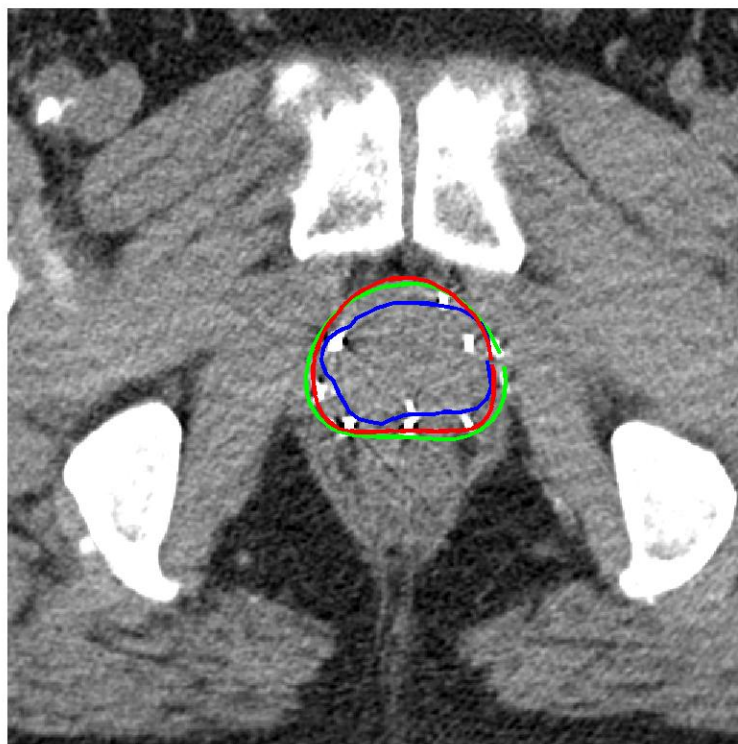
12



13



14



15



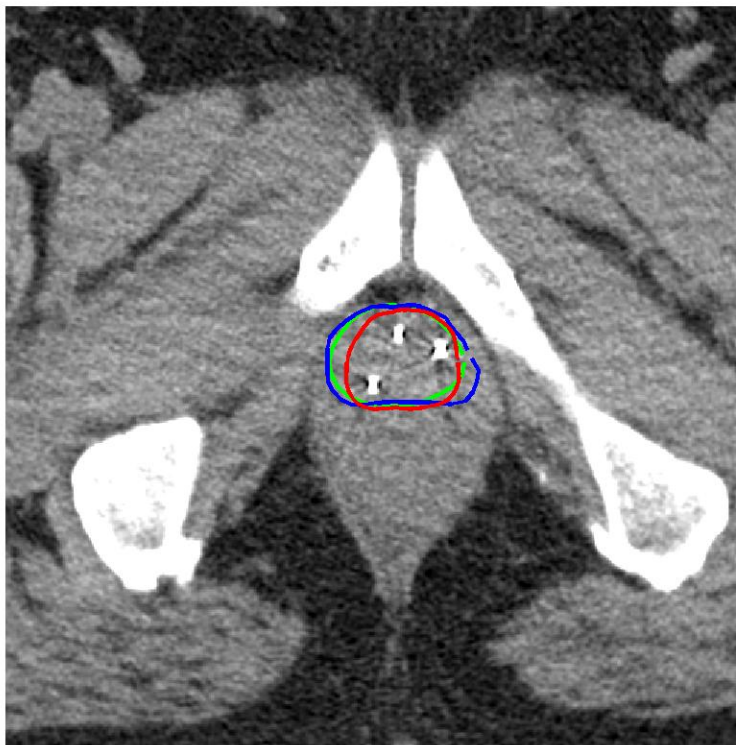
16



17



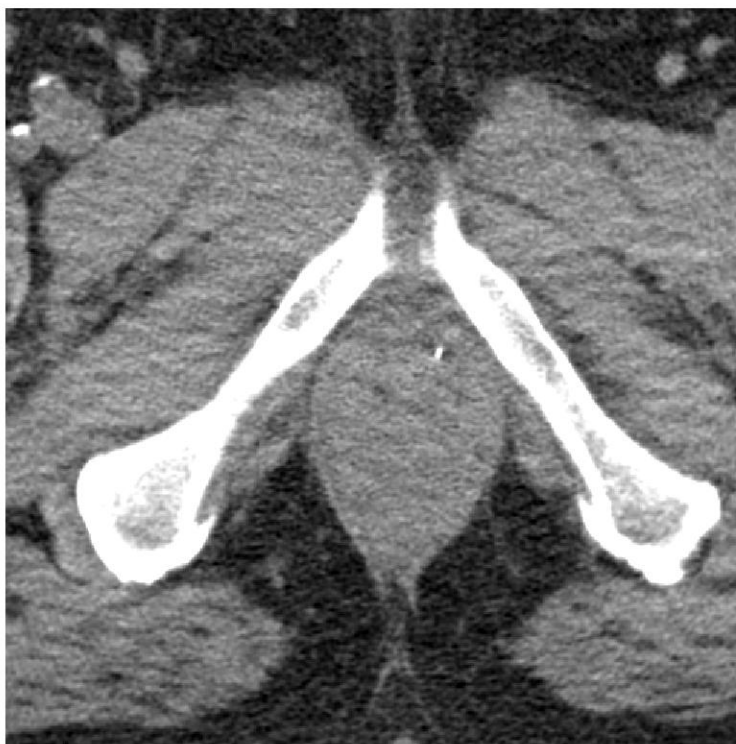
18



19



20



Annexe 8

**Comparaison entre les contours d'échographie projetés
sur les images de CT et les contours déformés pour le
patient 25**

1



2



3



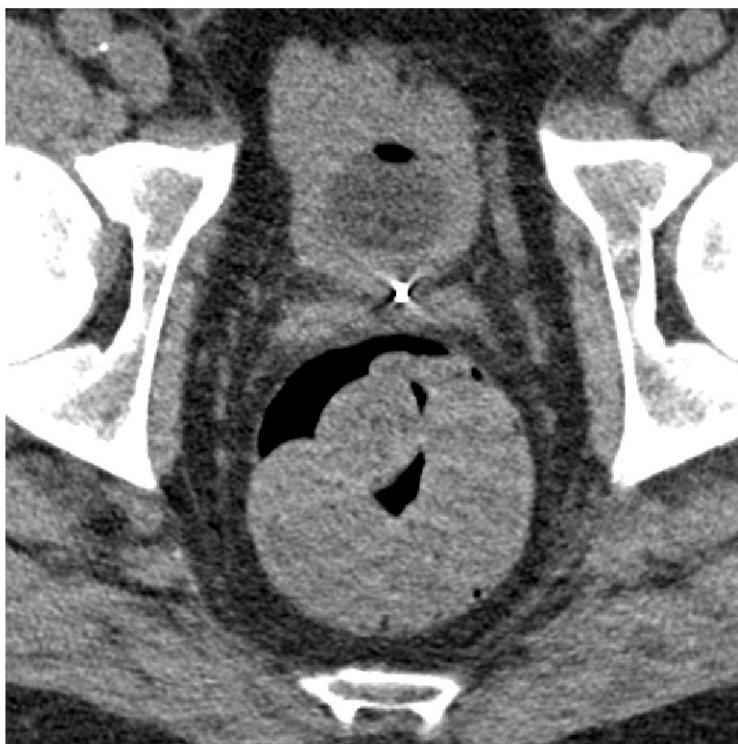
4



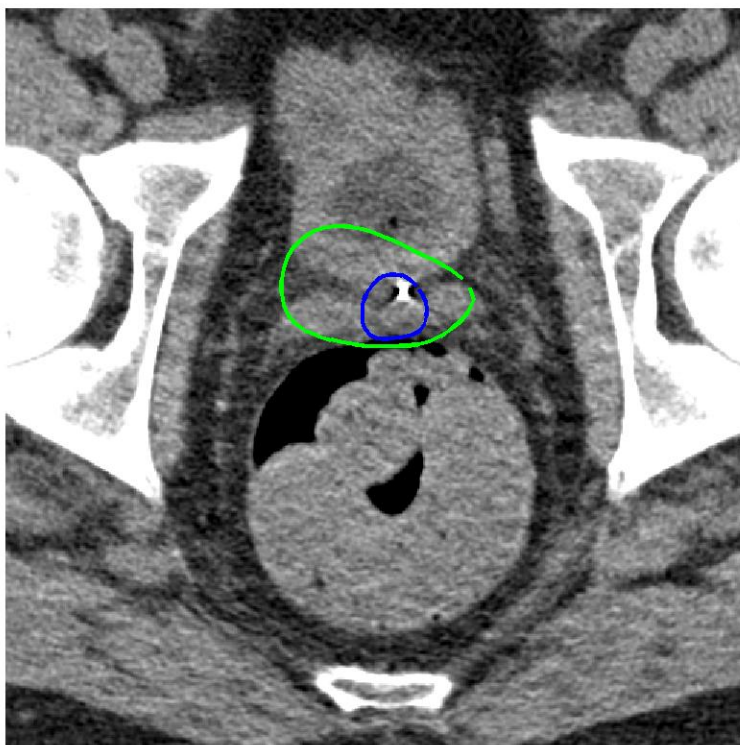
5



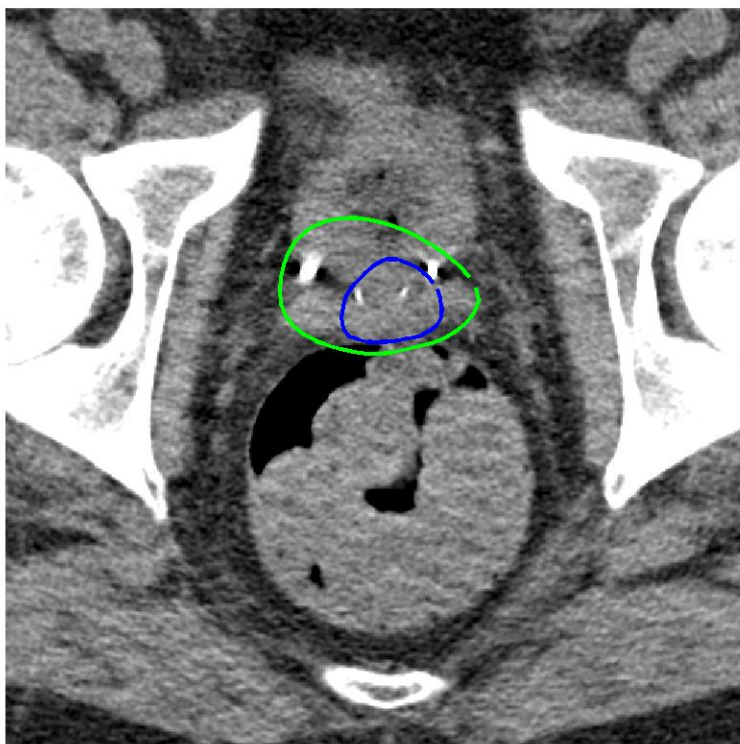
6



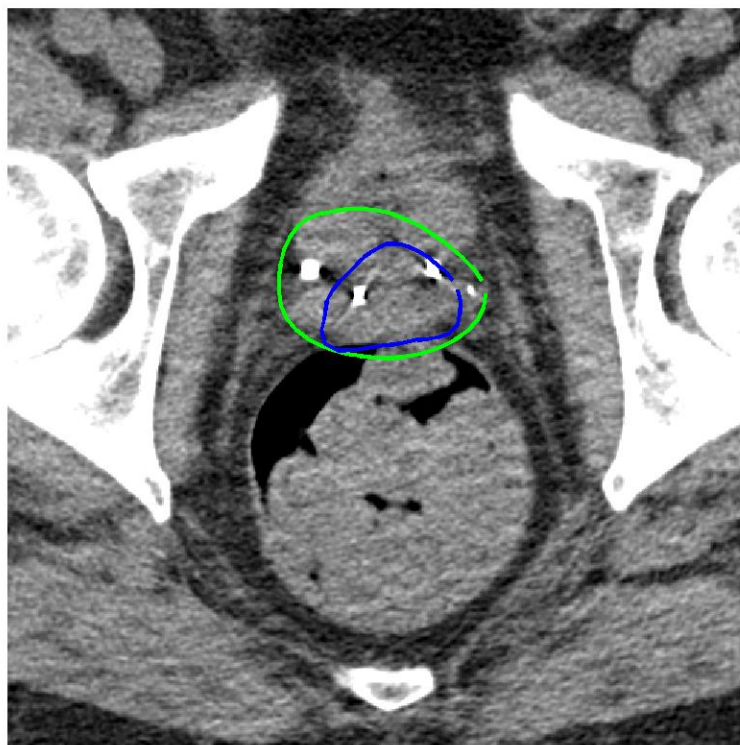
7



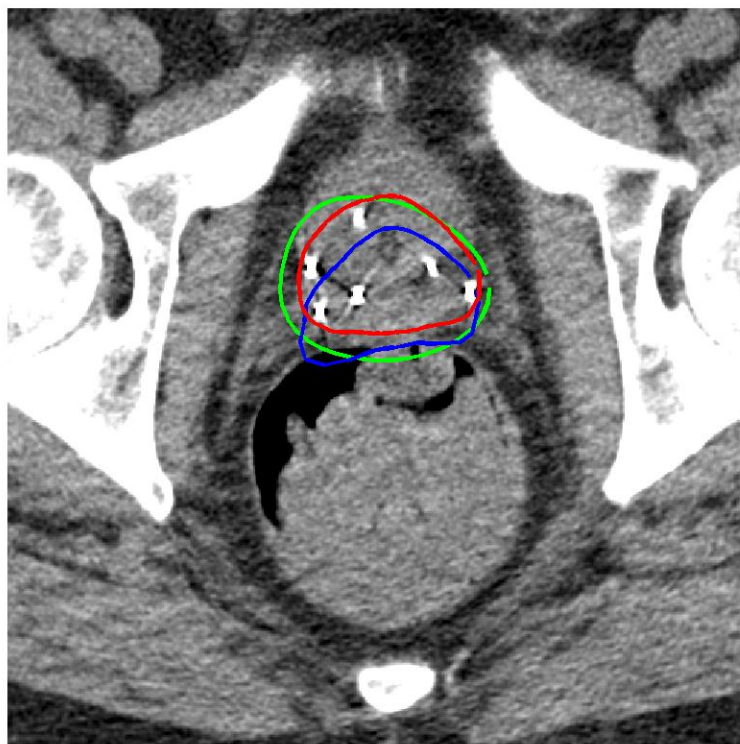
8



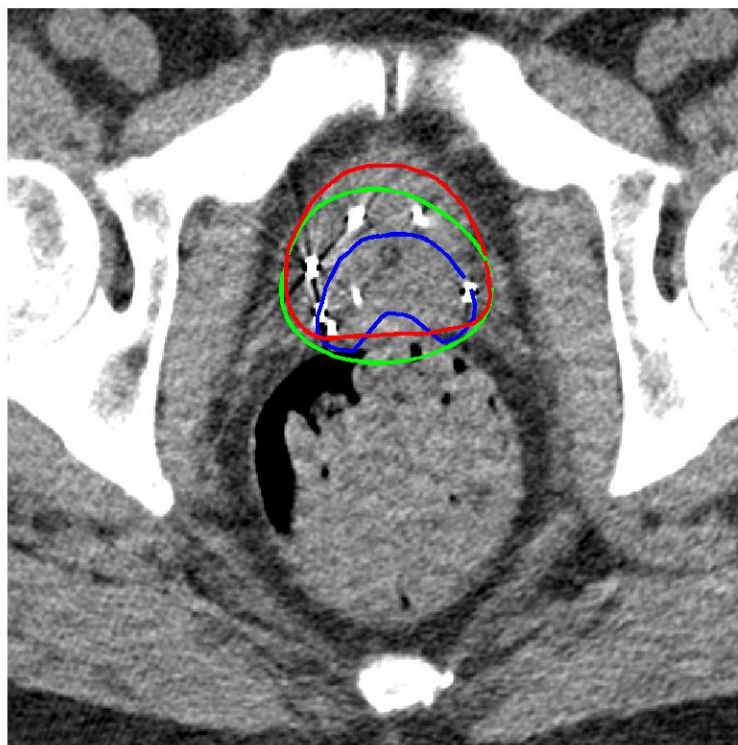
9



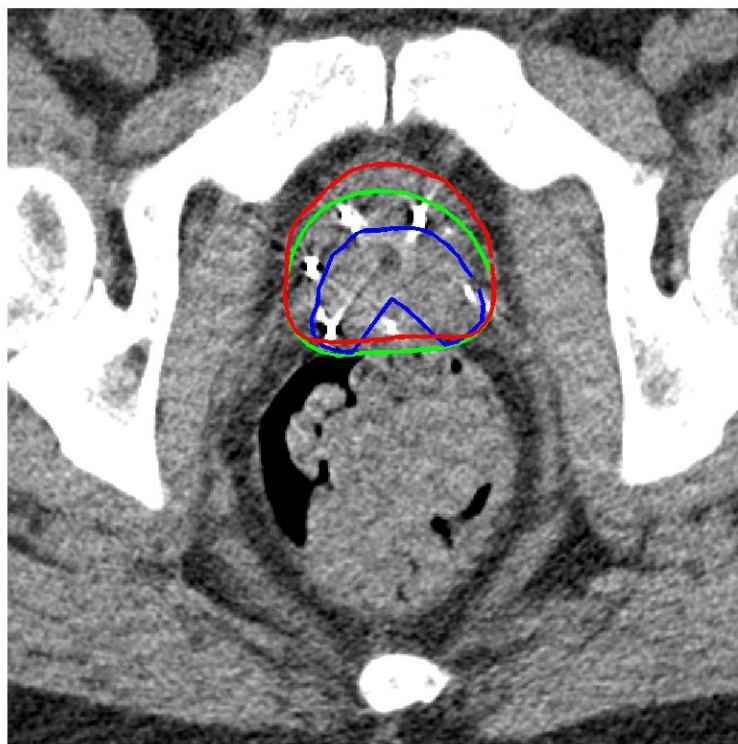
10



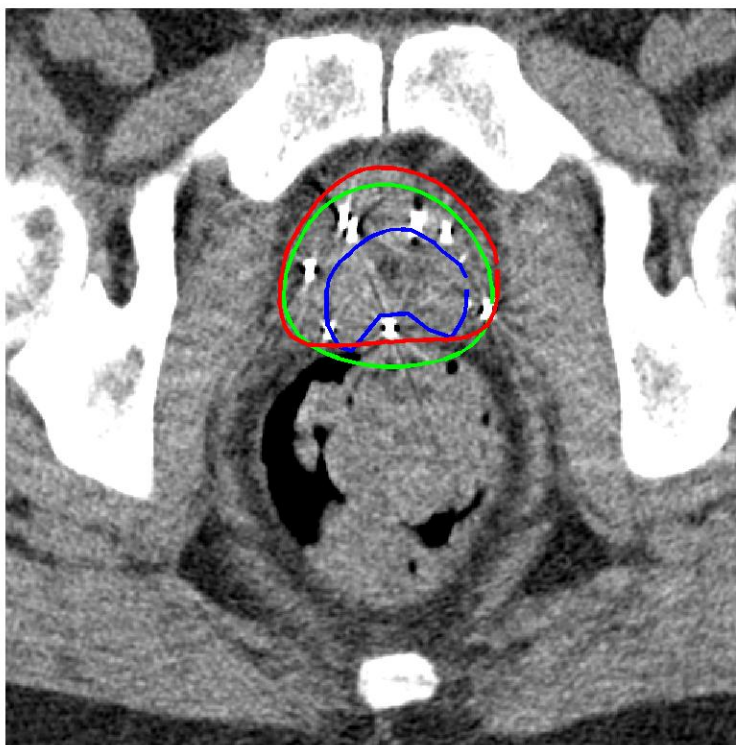
11



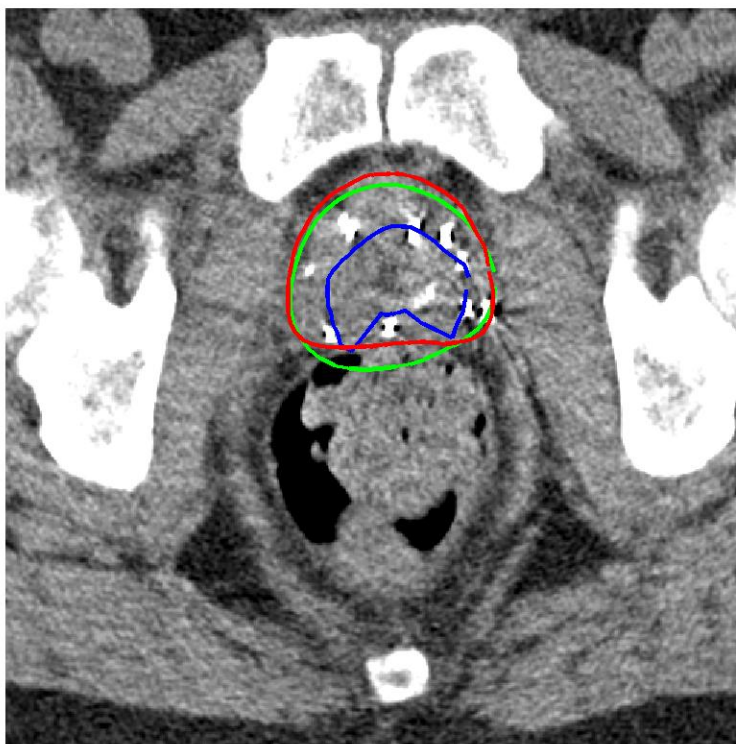
12



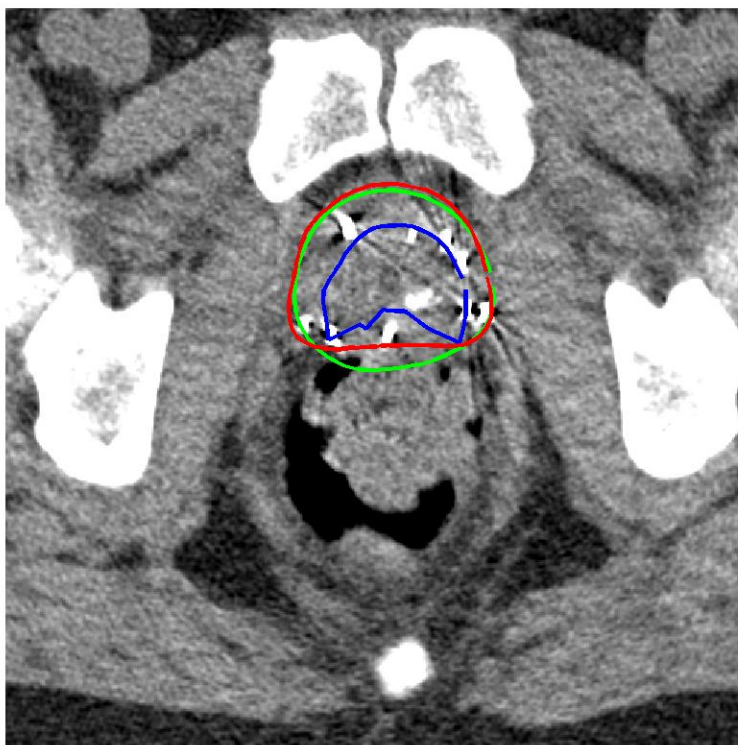
13



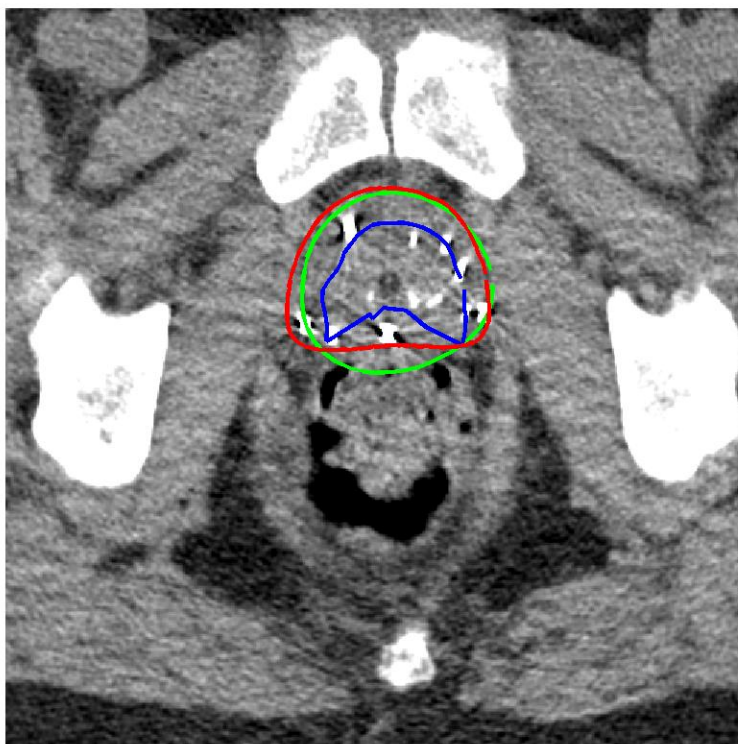
14



15



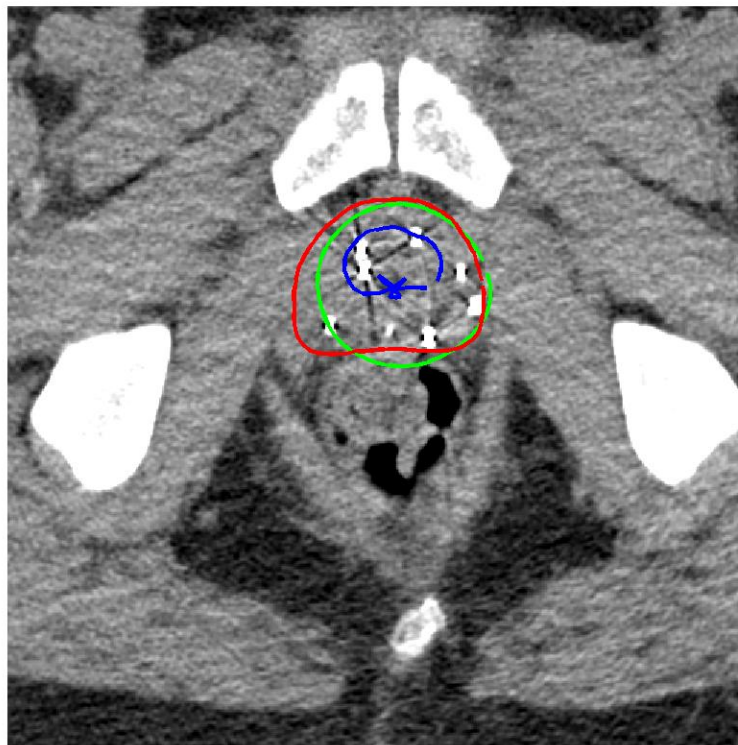
16



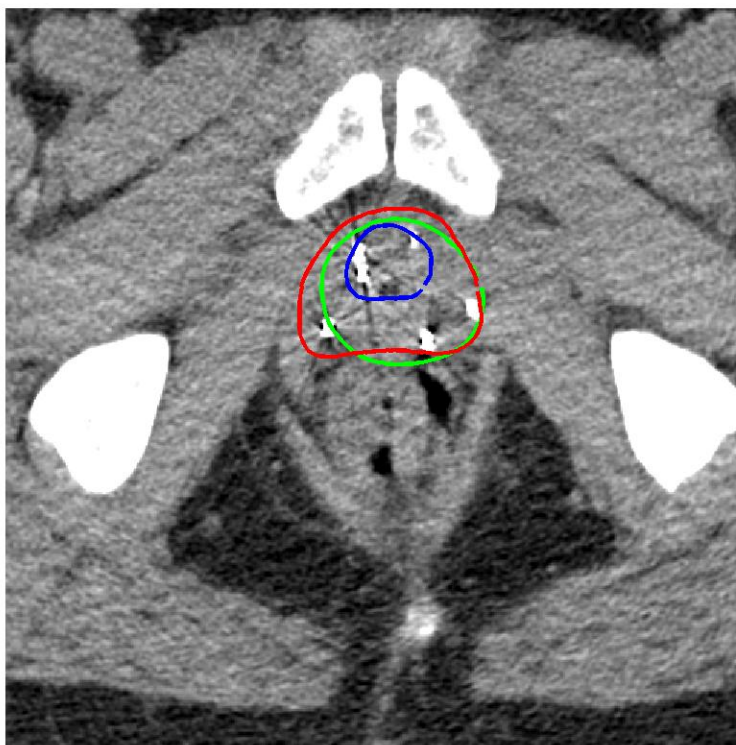
17



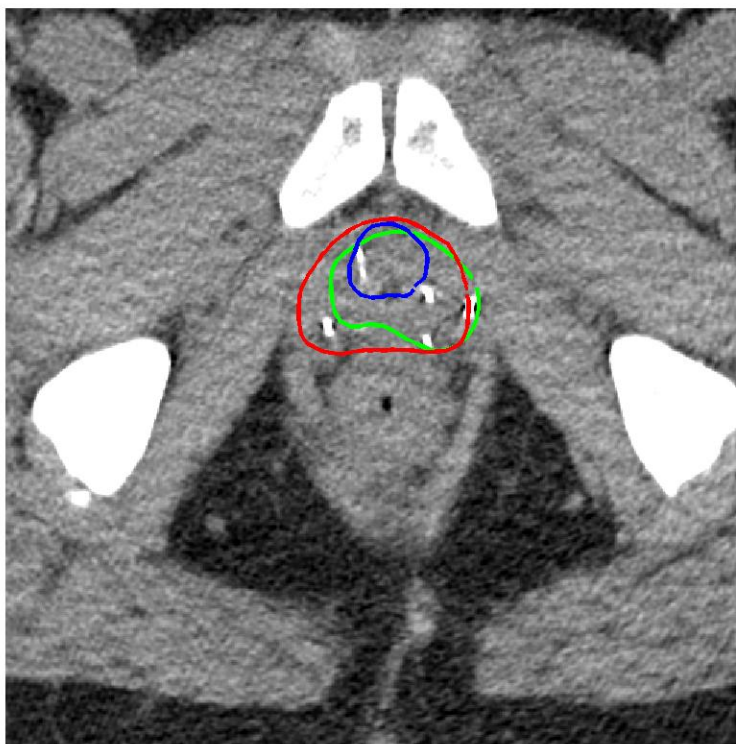
18



19



20



21

