



HAL
open science

De la navigation exploratoire virtuelle à la planification d'interventions endovasculaires

Oscar Acosta

► **To cite this version:**

Oscar Acosta. De la navigation exploratoire virtuelle à la planification d'interventions endovasculaires. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2004. Français. NNT: . tel-00007555v2

HAL Id: tel-00007555

<https://theses.hal.science/tel-00007555v2>

Submitted on 29 Nov 2004

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

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

N° d'ordre: 2963

THÈSE

Présentée

DEVANT L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1

pour obtenir

le grade de : DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1
Mention : TRAITEMENT DU SIGNAL ET TÉLÉCOMMUNICATIONS

par

Oscar Dario ACOSTA-TAMAYO

Équipe d'accueil : Laboratoire de Traitement du Signal et de l'Image - INSERM U642
École doctorale : MATISSE
Composante universitaire : UFR STRUCTURE ET PROPRIÉTÉS DE LA MATIÈRE

*De la navigation exploratoire virtuelle à la planification
d'interventions endovasculaires*

Soutenue le 12 Juillet 2004 devant la commission d'examen

COMPOSITION DU JURY

Rapporteurs	Mme. Su RUAN	Professeur à l'université de Reims
	M. Léandre POURCELOT	Professeur à l'université de Tours
Examineurs	M. Christian ROUX	Professeur à l'ENST Bretagne
	M. Jean-Louis COATRIEUX	Directeur de recherche INSERM
	M. Antoine LUCAS	Praticien hospitalier, Service de chirurgie vasculaire, CHU Rennes
	M. Pascal HAIGRON	Maître de conférences à l'université de Rennes 1

Remerciements

L'idée de venir en France a germé sur le territoire colombien, mon pays, à la fin des années quatre-vingt dix et s'est matérialisée grâce au soutien de nombreuses institutions et personnes. J'aurais voulu toutes les citer, mais l'espace dont je dispose m'oblige à être économe avec les mots sans perdre pour autant l'immense gratitude que j'ai envers eux. A tous, j'aurais aimé leur dire que ce départ depuis la cordillère des Andes jusqu'à la France n'a pas été vain.

Tout d'abord, je voudrais remercier le Professeur Jean-Louis Coatrieux, Directeur de Recherche INSERM et directeur du LTSI au moment de mon arrivée en France, pour m'avoir accueilli d'une manière aussi chaleureuse dans le laboratoire. Grâce à son aide j'ai pu m'intégrer facilement dans l'équipe de travail.

Je tiens à remercier sincèrement mon directeur de thèse, Pascal Haigron, qui, grâce à sa disponibilité, à sa rigueur scientifique et à son charisme a su m'orienter et me donner les clés pour ne pas me perdre dans les moments difficiles. Il a également su me donner confiance pour explorer de nouvelles pistes et être patient lorsque nous nous sommes vus confrontés à de nouveaux problèmes.

Mes remerciements vont également à tous les membres du projet ALFA-BETA (Amérique Latine Formation Académique - Biomedical Engineering Training Action), dont le coordinateur est Norman Black, professeur à l'université d'Ulster en Irlande du Nord, assisté par Patricia McCullough. Grâce à son soutien, les vingt premiers mois de ma thèse ont pu être partiellement financés. En Colombie, le projet a été dirigé par Jorge Bohórquez, professeur à l'université des Andes qui n'a jamais épargné le moindre effort afin que ce projet voie le jour. J'exprime aussi ma profonde reconnaissance à Guy Carrault, responsable du projet à Rennes, pour les contacts qu'il sait maintenir avec l'Amérique Latine et son attitude humaine, chaleureuse, conviviale et pleine de bonne humeur.

De même, je remercie ceux qui ont investi leur confiance dans mon travail pédagogique pour que, étant ATER à l'université de Rennes 1, je puisse financer la dernière partie de ma thèse. Je pense particulièrement à Lotfi Senhadji, actuel directeur du LTSI, à Gérard Faucon, à Régine Le Bouquin et à Jean-Jacques Bellanger.

Mes sincères remerciements vont au professeur Léandre Pourcelot et à la professeur Su Ruan, qui ont accepté la tâche d'être les rapporteurs de ce travail. Leurs commentaires, d'une grande pertinence, vont permettre d'ouvrir de nouvelles possibilités dans ma recherche et de m'orienter dans ma future activité professionnelle.

Je remercie Christian Roux pour sa présence comme président du jury et pour la qualité de ses conseils et de ses critiques. Merci à Antoine Lucas pour sa contribution d'expert durant toutes ces années, pour sa disponibilité en dépit de ses restrictions professionnelles et pour me permettre d'assister à de multiples interventions chirurgicales.

Je remercie tout particulièrement Cécile Moisan pour l'aide incommensurable qu'elle m'a apportée dans la rédaction de ce manuscrit et tout au long de la thèse. Ses qualités humaines et scientifiques ont été des éléments fondamentaux pour la réussite de ce travail partagé, très enrichissant.

Je souhaite à nouveau dire merci à Cemil Göksu pour son énorme contribution dans la correction de ce document, pour ses indications justes et sa grande curiosité. L'équipe IMPACT a la chance de bénéficier de son travail et de ses qualités humaines inestimables.

Des nombreuses personnes ont également contribué à créer une ambiance conviviale à l'intérieur du laboratoire et ont facilité mon adaptation dans une culture qui n'était pas la mienne. Avec beaucoup d'entre eux j'ai eu la chance de partager des expériences, des idées, des connaissances. Cela a été un échange enrichissant qui condamne mon esprit à la nostalgie perpétuelle de ces années passées à Rennes. Je pense à tous les chercheurs, professeurs, thésards, stagiaires, secrétaires et tout le personnel du LTSI. Parmi eux, j'aurais voulu tout spécialement mentionner Alain Bardou qui sait faire partager aux autres sa vision généreuse de la vie. Je pense aussi à Odile Barange, Muriel Martin et Jacqueline Dubot pour leur gentillesse et leur disponibilité ; à Guillaume Jehenne pour son assistance technique et l'administration du parc informatique ; à Carine Kulik et Kristell Rioual, membres du projet IMPACT.

Je ne peux évidemment pas omettre tous ceux qui, comme moi, ont souffert et profité des vicissitudes de cette vie de thésard. Des premières années je garde le souvenir impérissable des *latinos* (étiquette identitaire qu'on nous a collée pour généraliser quelques traits de notre culture) : Jorge, Alfredo, Mario et Sara avec lesquels j'ai eu le privilège d'inaugurer, à notre manière, le rite annuel du repas de Noël. Sont aussi présents dans mon esprit les amis qui m'ont aidé à découvrir et m'adapter à la culture française : Pierre, mon premier collègue de bureau, qui m'a permis d'enrichir mon vocabulaire ; Fabrice, d'une curiosité sans limite, l'éternel bricoleur, adopté par la Colombie et ami inconditionnel ; Manolito, représentant de la bonne vie et coupable de nombreuses dégustations de vin ; Alex, de bonne humeur et spontané, avec lequel j'ai eu d'infatigables conversations ; Jerónimo, qui a toujours fait preuve avec moi d'une grande générosité et qui a souvent animé des soirées par ses chansons. Son fameux *tango corse*, a illuminé le soir d'un moment très spécial en Colombie. Je veux aussi nommer ceux qui sont venus de loin et avec lesquels j'ai partagé la nostalgie dans l'exil : Feng, Cezary, Marek, Karim et Amar, grâce à eux j'ai pu m'ouvrir à de nouvelles cultures. Ceux qui sont arrivés postérieurement au laboratoire et qui continuent l'aventure : Borisín, Antoine Simon, Antoine Defontaine et enfin, les derniers arrivants : Marie, Delphine, Virginie et Vincent, lequel a pris en main la responsabilité de la partie simulation du projet IMPACT.

Je remercie ma famille pour son aide inconditionnelle et sa constante présence malgré la distance géographique qui nous sépare. A mes parents, Wenceslao et Mariela, fondateurs de beaucoup de belles choses de ma vie, inspireurs de force. A mon frère et à ma sœur, Alejandro et Pilar, compagnons de toujours et amis avec lesquels je garde les meilleurs souvenirs de mon enfance. Merci à tous ceux que je n'ai pas pu mentionner par manque d'espace, mais qui sauront se reconnaître comme les amis qui, à leur façon, ont aussi contribué à la réalisation de ce travail.

Enfin, je remercie infiniment ma femme, Elisanne. Son soutien apparaît derrière chaque mot, chaque phrase, chaque chapitre. C'est à elle que je dédie l'effort continu de ces dernières années. C'est elle qui a subi avec une patience à tout épreuve les inconvénients que peut engendrer la réalisation d'une thèse et qui m'a donné le courage nécessaire pour mener à bien cette expérience. C'est avec elle que j'ai découvert la poésie du quotidien et la force de l'amour.

Agradecimientos

Aprovecho para escribir en mi lengua materna, más con el corazón que con la mente, esta página, la última de un proyecto que comenzó a gestarse en Colombia a finales de los años noventa y que se ha materializado gracias a la ayuda de una enorme cantidad de instituciones y de personas. Tendría que nombrarlos a todos, pero el espacio del que dispongo me obliga a ser económico con las palabras, sin menguar de ninguna manera la inmensa gratitud que guardo hacia ellas. A todos quiero decirles que finalmente mi intento de partir desde la cordillera de los Andes hasta aquí no ha sido en vano.

Primero que todo quiero agradecer al Profesor Jean-Louis Coatrieux, Director de Investigación INSERM y director del LTSI en el momento de mi llegada a Francia, por haberme acogido de una manera tan generosa en el Laboratorio. Gracias a su colaboración me he podido integrar fácilmente en el equipo de trabajo.

Mis agradecimientos sinceros también para mi director de tesis, Pascal Haigron, quien con su disponibilidad, su rigor científico y su carisma, me ha orientado por la buena senda en los momentos de dificultad, me ha dado confianza para explorar nuevos caminos y ha sabido ser paciente cuando nos hemos visto confrontados a nuevos problemas.

Quiero agradecer igualmente a las partes involucradas en el proyecto ALFA-BETA (Amérique Latine Formation Académique - Biomedical Engineering Training Action), coordinado por Norman Black, profesor de la Universidad de Ulster en Irlanda del Norte, asistido por Patricia McCullough. Gracias a su apoyo, la primera parte de la tesis pudo ser financiada. Del lado colombiano el proyecto estuvo liderado por Jorge Bohórquez, profesor de la Universidad de los Andes, quien nunca escatimó esfuerzos para dar inicio a esta colaboración. Expreso mi profundo reconocimiento a Guy Carrault, el responsable en Rennes, por su incansable labor de integración con América Latina y su calurosa actitud, convivial y llena de buen humor.

Agradezco igualmente a quienes depositaron su confianza en mi labor pedagógica, para que siendo ATER en la Universidad de Rennes 1, pudiera financiar la última parte de la tesis. Pienso particularmente en Lotfi Senhadji, actual director del LTSI, en Gérard Faucon, en Régine Le Bouquin y en Jean-Jacques Bellanger.

Un agradecimiento sincero para el Profesor Léandre Pourcelot y para la Profesora Su Ruan, quienes han aceptado la ardua labor de revisión de este documento. Sus comentarios, de una gran pertinencia, han contribuido a abrir nuevas posibilidades para mi trabajo y seguramente orientarán mi futura actividad profesional.

Expreso de la misma manera un reconocimiento para Christian Roux por su presencia como presidente en el jurado, por la calidad de sus consejos y críticas. Agradezco a Antoine Lucas por su contribución de experto a lo largo de estos años, por permitirme el acceso a múltiples intervenciones quirúrgicas y por su disponibilidad a pesar de sus restricciones profesionales.

Agradezco especialmente a Cécile Moisan por la ayuda invaluable que me ha aportado en la redacción de este manuscrito y a lo largo de la tesis. Sus cualidades humanas y científicas han sido elementos fundamentales para la realización de un trabajo compartido, muy enriquecedor.

Asocio mis agradecimientos a Cemil Göksu por su enorme contribución en la corrección de este documento, por sus acertadas indicaciones y su curiosidad desbordante. El equipo

IMPACT se beneficia mucho con su labor en todos los frentes.

Numerosas personas han contribuido igualmente a crear un ambiente convivial al interior del laboratorio y que han facilitado mi adaptación en una cultura diferente. Con muchos he compartido experiencias, conocimientos, testimonios, secretos culinarios, recuerdos, tácticas y estrategias, palabras y sonrisas. Ha sido un intercambio enriquecedor, que condena mi espíritu a la nostalgia permanente de estos años pasados en Rennes. Pienso en todos los investigadores, profesores, estudiantes de doctorado, estudiantes en pasantía, secretarías y personal técnico del LTSI. Dentro de este inmenso grupo, quisiera mencionar a Alain Bardou, poseedor de una capacidad sin bornes de humor, generosidad, y buen vivir. Un reconocimiento especial merecen igualmente Odile Barange, Muriel Martin y Jacqueline Dubot, por su gentileza, disponibilidad y entrega, así como Guillaume Jehenne por su asistencia técnica y gestión al frente de la difícil tarea de administración del parque informático. A Carine Kulik y a Kristell Rioual, integrantes del proyecto IMPACT.

Por supuesto, no puedo dejar de nombrar a todos los que han sufrido y disfrutado, como yo, las vicisitudes de esta vida de estudiante en tesis. De los primeros años, queda el testimonio perdurable de los *latinos* (etiqueta identitaria que nos han acuñado para generalizar algunos trazos de nuestra cultura) : Jorge, Alfredo, Mario, y Sara, con quienes tuve el privilegio de inaugurar, a nuestra manera, el rito anual de las cenas de Navidad. Quedan también los amigos que me han ayudado a descubrir y adaptarme a la cultura francesa : Pierre, el primer compañero de oficina, poseedor de un vocabulario deslumbrante. Fabricho, de una curiosidad sin límite, el eterno cacharrero, adoptado por Colombia, un amigo incondicional. Manolito, estandarte de la buena vida, el culpable de muchas degustaciones de vino. Alex, buen humor y espontaneidad, con quien he compartido momentos infatigables de charla y bohemia. Jerónimo, quien siempre ha tenido hacia mi una actitud generosa, animador de reuniones con una buena canción. Su famoso *tango corsa* nos ha acompañado para una ocasión muy especial en Colombia. Quiero también nombrar a aquellos venidos de lejos, con quienes evidentemente he compartido la nostalgia del exilio : Phong, Cezary, Marek, Karim, Amar. Gracias a ellos he podido descubrir nuevas culturas. Los que se han venido reintegrando posteriormente, y siguen el mismo trasegar : Borisín, Antoine Defontaine, Antoine Simon. Y a quienes he encontrado ya en esta última etapa : Marie, Delphine, Virginie y Vincent, quien toma las riendas del proyecto IMPACT en la parte simulación.

Agradezco a mi familia por su apoyo incondicional y su constante presencia a pesar de la distancia geográfica que nos separa. A mis padres, Wenceslao y Mariela, fundadores de muchas cosas bellas de mi vida, inspiradores de fortaleza. A mis hermanos Alejandro y Pilar, compañeros del alma, mis amigos, con quienes guardo los mejores recuerdos de mi infancia. Gracias a todos aquellos a quienes no he podido mencionar por falta de espacio, pero que estoy seguro sabrán reconocerse como los amigos quienes, a su manera, han contribuido a la realización de este trabajo.

Finalmente quiero agradecer infinitamente a mi esposa, Elisanne. Su apoyo aparece detrás de cada palabra, de cada frase, de cada capítulo. A ella dedico todo el esfuerzo continuo durante estos largos años. Es ella quien ha soportado con inquebrantable paciencia las inconveniencias que puede generar la realización de una tesis y quien me ha dado el ánimo necesario en los momentos difíciles para llevar esta experiencia a feliz término. Con ella descubrí la poesía de lo cotidiano y la fuerza del amor.

Table des matières

Introduction	9
1 Traitement mini-invasif des lésions vasculaires	13
1.1 Eléments d'anatomie vasculaire	14
1.2 La sténose athéromateuse	16
1.3 Anévrismes de l'aorte abdominale (AAA)	20
1.4 Différentes modalités de traitement chirurgical	22
1.4.1 Angioplastie Transluminale (ATL)	23
1.4.2 Stents	25
1.4.3 Endoprothèses aortiques	26
1.4.4 Brachythérapie Endovasculaire	28
1.5 La planification des procédures endovasculaires	29
1.6 Bilan	31
I État de l'art	33
2 Réalité virtuelle en médecine	35
2.1 Généralités	35
2.2 Simulation en chirurgie	39
2.2.1 Modélisation et simulation	39
2.2.2 Réalisation pratique	43
2.3 Endoscopie virtuelle : une application de l'imagerie virtuelle	44
2.3.1 De la visualisation diagnostique à l'analyse de données	45
2.3.2 Vers une utilisation clinique	46
2.4 Bilan	50
3 Endoscopie virtuelle et navigation	53
3.1 Visualisation	53
3.1.1 Temps de calcul des images endoscopiques	54
3.1.2 Enrichissement de l'information visuelle	56
3.2 Les principes de la navigation	56
3.2.1 La planification de trajectoires	56
3.2.2 La Navigation active	58
3.2.3 Mise en correspondance de l'information des images virtuelles et réelles	59
3.3 L'analyse de structures	59

3.4	Évaluation et validation de l'endoscopie virtuelle	60
3.5	Bilan	62
4	Les interactions outils-tissus	65
4.1	Types d'interaction outils-tissus	66
4.1.1	Interaction Mécanique	66
4.1.2	Interaction thermique : ablation par radiofréquence	66
4.1.3	Interaction par irradiation : radiothérapie	67
4.2	Modélisation de tissus mous	67
4.2.1	Modèle biomécanique	67
4.2.2	Cadre expérimental	68
4.2.3	Représentation des structures déformables	69
4.3	Modèles déformables	70
4.3.1	Modèles basés sur la forme (géométriques)	71
4.3.2	Modèles physiques	71
4.3.3	Masses-Ressorts	73
4.3.4	Modèles combinés	77
4.4	Événements dans l'environnement virtuel de simulation	83
4.4.1	Gestion de collisions	83
4.4.2	Changement de topologie	84
4.5	Bilan	84
II	Navigation exploratoire virtuelle et description des données patient	87
5	Méthodologie proposée	89
5.1	Analyse de la structure vasculaire	91
5.2	Éléments de simulation des interactions outils-tissus	93
5.3	Évaluation et application	95
6	Analyse de structures vasculaires par navigation exploratoire virtuelle	97
6.1	Capteur virtuel élémentaire	97
6.2	Extension du modèle du capteur	100
6.2.1	Extension des facultés perceptuelles	100
6.2.2	Extension du modèle du capteur virtuel	102
6.3	Stratégie de déplacement.	114
6.3.1	Navigation interactive (semi-automatique)	115
6.3.2	Application en navigation interactive	119
6.3.3	Navigation active	120
6.4	Bilan	122
7	Description des données patient	125
7.1	Extraction de la structure	125
7.1.1	Représentation par maillage polygonal	125
7.1.2	Construction du maillage par le capteur virtuel	126
7.1.3	Les bifurcations	128

7.2	Description géométrique	138
7.2.1	Longueur, périmètre et section	139
7.2.2	Facteur de Circularité	140
7.2.3	Tortuosité	142
7.2.4	Parallélisme de la paroi	144
7.2.5	Angulation	148
7.3	Analyse pariétale	148
7.4	Bilan	152
8	Évaluation de la méthodologie	153
8.1	Évaluation sur modèle animal	153
8.1.1	Conditions d'observation : acquisition de données et dissection	154
8.1.2	Analyse comparative	156
8.1.3	Résultats	160
8.2	Évaluation sur des données patient	162
8.2.1	Analyse comparative	163
8.2.2	Choix d'endoprothèse et planning	173
8.3	Discussion	180
III	Imagerie virtuelle et planification d'interventions endovasculaires	183
9	Simulation d'angioplastie transluminale	185
9.1	Calcul de la surface idéale	186
9.2	Simulation de la dilatation sur les données volumiques 2D	190
9.2.1	Modélisation	191
9.2.2	Simulation de la déformation	194
9.2.3	Résultats préliminaires	197
9.2.4	Discussion	202
10	Brachythérapie Endovasculaire	205
10.1	Modélisation de la surface interne	206
10.1.1	Surface après ATL	207
10.2	Simulation spécifique-patient de la dose	207
10.2.1	Calcul de dose	208
10.2.2	Optimisation	208
10.2.3	Visualisation	209
10.3	Résultats	210
10.4	Conclusion	214
	Conclusion	217
IV	Annexes	221
A	Théorie de l'élasticité	223
A.1	Tenseur de déformation	223

A.2	Tenseur de contrainte	224
A.3	La relation contrainte-déformation	225
B	Compliance de ballon en ATL	227
C	Méthode de Reddi	229
D	Navigation Active	231
D.1	Principe	231
D.2	Analyse de scène	233
D.3	Stratégie de navigation et estimation de trajectoire	234
E	ChainMail-Relaxation élastique dans la modélisation de déformations	239
E.1	Première étape : ChainMail	239
E.1.1	Exemples	242
E.2	Deuxième étape : Relaxation Elastique	244
	Bibliographie	251

Introduction

Les progrès scientifiques et technologiques réalisés ces dernières années, notamment en matière de micro-technologies et d'imagerie [Dunc00], permettent aujourd'hui d'appliquer des traitements peu invasifs, voire mini-invasifs, faisant appel à différents principes d'interaction avec les tissus (mécaniques, électromagnétiques, biochimiques, ...) au moyen d'outils (flexibles, rigides) et/ou d'agents pharmacologiques introduits par voies intracorporelles. De ces traitements naissent de nouvelles exigences en terme d'apprentissage, de réalisation du geste (manoeuvrabilité réduite et à distance, suivi visuel intensif, retour tactile réduit) et d'ergonomie. L'accroissement de la dextérité du praticien exigé par ces nouvelles techniques interventionnelles atteint sa limite et ne suffit plus à répondre aux critères imposés par le contexte institutionnel (sécurisation, fiabilisation et traçabilité du geste), voire dans certains cas, à assurer la faisabilité de la procédure. L'enjeu sur le plan clinique réside dans l'exploitation des observations peropératoires et leur confrontation aux informations du planning. Avec le développement de nouvelles techniques d'observation multi-modalités et multi-échelles on pourrait envisager à terme une découverte des lésions à un stade de plus en plus précoce pour lesquelles de nouvelles approches thérapeutiques seront à définir [Heng01].

Sur la base d'observations réalisées à l'échelle macroscopique, le planning et le guidage d'interventions par ordinateur se sont principalement concrétisés ces dernières années au travers d'applications cliniques telles que l'orthopédie (structures osseuses) ou la neurochirurgie (organe encapsulé dans des structures osseuses) [Shah01]. Ils sont désormais appelés à concerner l'ensemble des spécialités, l'un des enjeux pour l'avenir se situant au niveau des tissus mous où se posent des problèmes complexes liés aux déformations des structures anatomiques et à la définition de référentiels communs aux différents stades d'observation (pré-, per- et post-opératoires). Par ailleurs le caractère attractif de la simulation sur ordinateur - dont le degré de maturité s'est traduit par l'émergence du concept de réalité virtuelle - est lié à la possibilité de recréer artificiellement des conditions expérimentales réelles, voire de faire cohabiter des objets (ou conditions, environnements) de synthèse avec des objets (ou conditions, environnements) réels dans un même espace perceptuel.

Moyennant la mise en œuvre d'interfaces homme/machine adaptées, la réalité virtuelle (RV) permet de résoudre des problèmes complexes au travers d'un cadre méthodologique et technologique, dont l'utilisateur fait partie intégrante et assure les fonctions décisionnelles les plus critiques. Ainsi, la notion d'environnement virtuel (EV), dont l'expression semble moins antinomique, peut se définir comme un outil permettant d'opérer une simulation interactive, par la création d'objets et leur manipulation, lui conférant un haut degré de réalisme. Les environnements actuels mettent en jeu la vision, l'audition et le toucher ; les recherches se concentrent ainsi sur les capteurs de position, les gants sensitifs, les dispositifs

de vision stéréoscopique ou non, les systèmes de retour d'effort, et plus généralement les systèmes immersifs. L'utilisateur, placé au cœur du dispositif, détermine la manière dont son environnement évolue. Cette approche pragmatique du domaine peut sembler restrictive compte tenu de la multiplicité des champs d'application (militaire ou spatial, robotique, biologie, finance, ...) mais nous paraît plus fidèle à nos préoccupations.

Les perspectives ouvertes par les environnements virtuels sont donc considérables et les domaines de l'imagerie interventionnelle et de la chirurgie en font clairement partie [Coat96] [Higg01] [Robb01]. Les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur, dont l'initiative revient à l'équipe de P. Cinquin (TIMC, Grenoble), sont structurés autour de la chaîne perception-décision-action et offrent par leur généricité de multiples débouchés thérapeutiques [Cinq95]. Cette chaîne recouvre l'ensemble des démarches exprimées en terme de multi-modalités à finalité diagnostique (caractérisation, quantification, fusion) et thérapeutique (guidage passif, semi-actif ou actif des robots). Différentes approches sont possibles en fonction de l'attribution et de la répartition des niveaux décisionnels entre l'homme et la machine. Elles concernent ainsi les interventions assistées et guidées par l'image [Gall01] [vdW98], les gestes robotisés asservis pouvant aller jusqu'à des actions robotisées autonomes pour les gestes simples [Clea02] [Dari96] [Pier99] [Troc98] [Troc00]. Dans le souci d'identifier les fonctionnalités attachées à la pratique et de constituer les bases de systèmes effectivement opérationnels et évolutifs, notre démarche, abordée essentiellement en terme d'imagerie virtuelle et s'inscrivant dans le champ très large de la vision par ordinateur, s'est focalisée sur la dimension préopératoire (analyse, modélisation, simulation, planification) dans le cadre de la chirurgie endovasculaire.

Le traitement des lésions athéromateuses des artères périphériques constitue la cible clinique de nos travaux. Plus précisément, le traitement des sténoses athéromateuses par angioplastie transluminale (ATL) a pris un essor considérable au cours de la dernière décennie. Comme alternative aux redilatations itératives, pratiquées en raison de l'apparition de resténoses post-angioplastie, de nouveaux traitements sont en cours d'étude. La brachythérapie intravasculaire (BIV) qui consiste en une irradiation par voie intra-vasculaire de la paroi artérielle à la suite d'une ATL pourrait s'avérer être un traitement efficace. Toutefois les artères périphériques nécessitent le recours à une technique d'irradiation à haut débit de dose dans un contexte qui ne tolère pas de complications iatrogènes [Waks00b]. Les difficultés rencontrées sont notamment relatives au positionnement et au centrage de la source dans une lumière de plusieurs millimètres ainsi qu'à la pénétration du rayonnement qui doit, pour être efficace, atteindre l'adventice, sans léser les structures environnantes. Des préoccupations du même ordre se retrouvent au niveau du traitement mini-invasif des pathologies anévrismales. Les anévrismes de l'aorte abdominale (AAA) sont les anévrismes les plus fréquents et leur évolution naturelle est la rupture, le plus souvent précédée par un syndrome fissulaire. Pour qu'une procédure de planning d'endoprothèse soit efficace afin d'en tirer le bénéfice éventuel, l'endoprothèse doit s'adapter au mieux à la morphologie endovasculaire.

Que ce soit au niveau de procédures déjà couramment pratiquées (e.g. ATL), de procédures plus récentes (e.g. pose d'endoprothèses aortiques) ou de l'élaboration de nouveaux traitements (e.g. BIV), la planification précise de l'intervention exploitant l'information tridimensionnelle préopératoire spécifique au patient n'a encore été que très peu explorée au regard du potentiel annoncé de l'imagerie virtuelle. Ainsi, l'angioscopie virtuelle a principalement été abordée jusqu'à présent comme un moyen d'observer visuellement les structures

vasculaires au niveau diagnostique et les d'approches de RV les plus abouties, essentiellement fondées sur des modèles à caractère générique [Coti99], sont principalement orientées vers la simulation pour l'apprentissage du geste interventionnel.

S'appuyant sur des travaux antérieurs réalisés au LTSI en matière de visualisation - lancer de rayons multi-fonctions incluant des opérateurs d'analyse [Dill91] - et d'endoscopie virtuelle - navigation virtuelle interactive faisant intervenir les fonctions de positionnement et de rendu visuel [Haig96] ou bien active pour laquelle l'apport de contraintes fondées sur le suivi d'une structure particulière permet de définir automatiquement une trajectoire [Bell00] - la démarche envisagée dans cette thèse, et exprimée en terme de navigation exploratoire virtuelle et de planning interventionnel, soulève différentes questions méthodologiques qui portent sur : (i) le capteur dont la définition est fondée sur la notion de perception active multimodale, (ii) les fonctions d'analyse d'image qui sont pour l'essentiel du même type que celles utilisées en vision 3D, (iii) la visualisation et l'analyse de scène qui se réfèrent aux aspects perception, (iv) le positionnement du capteur dans un volume image, (v) les actionneurs qui ont des interactions avec les structures anatomiques d'un degré de complexité très variable, mais pour lesquelles certaines difficultés demeurent récurrentes comme la modélisation des élasticités-résistances tissulaires (et la perception qui doit être accessible à l'utilisateur).

Dans ce contexte, cette thèse vise essentiellement (i) à proposer et mettre en œuvre de nouvelles possibilités d'analyse locale et de description géométrique associées à un capteur virtuel, sans qu'une pré-segmentation complète des données image pré-opératoires ne soit nécessaire, et (ii) à envisager l'exploitation de la description, principalement géométrique, des structures vasculaires et des lésions à des fins de planification et de simulation spécifique au patient d'actions interventionnelles. Dans le Chapitre 1 est présenté le contexte clinique et la problématique liée au traitement mini-invasif des lésions vasculaires. Le Chapitre 2 donne une présentation de la réalité virtuelle en médecine en s'intéressant plus particulièrement aux applications en endoscopie virtuelle et en simulation chirurgicale. Ces deux domaines sont ensuite repris plus en détail dans les Chapitres 3 et 4 pour identifier les principaux éléments méthodologiques relevant de l'état de l'art. Ainsi le Chapitre 3 s'intéresse plus particulièrement aux problèmes de navigation en endoscopie virtuelle, et le Chapitre 4 se focalise sur les interactions outils / tissus de type mécanique. Dans le Chapitre 5 nous présentons la démarche méthodologique retenue. Le Chapitre 6 concerne l'analyse de structures vasculaires par navigation exploratoire virtuelle. A l'issue de cette exploration virtuelle analytique, la description surfacique de structures complexes ainsi que la détermination de paramètres caractérisant les structures vasculaires dans un objectif de planning interventionnel sont traitées dans le Chapitre 7. Les éléments d'évaluation obtenus sur modèle animal et sur données patient sont reportés dans le Chapitre 8. Le Chapitre 9 aborde quant à lui le problème du planning et de la simulation spécifique patient de dilatation en angioplastie transluminale. L'application de nos travaux à la planification et à l'élaboration d'une nouvelle pratique interventionnelle, la brachythérapie endovasculaire sur artères périphériques, est envisagée au Chapitre 10. Le Chapitre 11 est consacré à la conclusion et aux perspectives de nos travaux. Ce document comporte en outre cinq annexes, la première consacrée à un rappel des principaux éléments de la théorie de l'élasticité, la deuxième décrit les propriétés de dilatation des ballons d'angioplastie, la troisième résume une méthode de segmentation par seuils multiples, la quatrième présente les éléments méthodologiques de la navigation

active, et la dernière est consacrée à la description d'un modèle hybride de modélisation de déformations : ChainMail-Relaxation élastique.

Chapitre 1

Traitement mini-invasif des lésions vasculaires

L'athérosclérose est la principale pathologie du système cardio-vasculaire. Elle est avec le cancer, l'une des premières causes de mortalité dans le monde industrialisé. Elle est due à l'accumulation de lipides dans la paroi artérielle entraînant le rétrécissement (sténose) ou la dilatation (anévrisme, notamment au niveau de l'aorte abdominale). Ces lésions des artères se développent progressivement, pendant plusieurs années, plus particulièrement dans les régions soumises à des contraintes hémodynamiques (zones présentant des courbes accentuées, bifurcations, ostia).

L'athérosclérose peut concerner toutes les artères depuis les artères coronaires jusqu'aux artères périphériques. Pour ces dernières, les sites touchés sont dans l'ordre l'aorte abdominale et ses principales collatérales (artères rénales), les artères poplitées, l'aorte thoracique descendante, les carotides internes et le polygone de Willis [Cotr96]. Une sténose peut entraîner l'apparition d'une ischémie (diminution de l'apport sanguin au niveau d'un tissu ou d'un organe). Les effets cliniques les plus sévères peuvent se traduire par l'infarctus du myocarde, l'hémiplégie ou encore l'artériopathie des membres inférieurs.

En France, on évalue à plus de 140.000 par an le nombre d'accidents vasculaires cérébraux (AVC) d'origine ischémique. L'étiologie est, dans environ 25 à 30% des cas, la sténose athéromateuse située au niveau de la bifurcation carotidienne. Il est à noter qu'une étude de l'ANAES [ANAE03], a établi qu'environ 5% des français de plus de 60 ans sont porteurs d'une sténose carotidienne modérée ou élevée (rétrécissement de la lumière supérieur à 50%). Au niveau des membres inférieurs l'athérosclérose entraîne une ischémie plus ou moins sévère des extrémités, dont le stade ultime est la gangrène, conduisant parfois à l'amputation. Dans l'étude de Framingham, 15% des personnes de plus de 60 ans présentaient des lésions occlusives fémoro-poplitées ; dans l'étude de Rotterdam 25% des plus de 75 ans étaient concernés ; dans un travail sur des patients de Seattle de plus de 65 ans un tiers seulement des sujets n'avaient pas de lésions fémorales [Beck02]. Les anévrismes peuvent, quant à eux, se développer dans l'ensemble du réseau vasculaire, avec une localisation préférentielle au niveau de l'aorte abdominale (AAA). Leur incidence s'est multipliée par trois dans les 30 dernières années. Leur prévalence est plus élevée chez l'homme et augmente avec l'âge. Elle peut être estimée à 5% chez les sujets de plus de 65 ans [AFSS01]. Leur évolution naturelle est la rupture. Le taux de mortalité en cas de rupture d'un anévrisme de l'aorte

abdominale (AAA) est de 80% et seulement la moitié des patients arrivant à l'hôpital pour une intervention d'urgence survivent [Ricc03]. Plus de 15.000 décès par an aux Etats Unis sont consécutifs à la rupture d'un AAA. Il s'agit de la 10-ème cause de mortalité parmi les hommes de plus de 55 ans [Wilm98]. On retrouve la même tendance en Europe (10.000 décès par an en Grande Bretagne).

Différents traitements existent pour lutter contre les conséquences de l'athérosclérose depuis les traitements médicamenteux jusqu'à la chirurgie pour laquelle on assiste à une rarefaction des indications des procédures conventionnelles (à ciel ouvert) au profit des procédures mini-invasives. La cible de nos travaux concerne les gestes chirurgicaux mini-invasifs par voie endovasculaire et se limite aux lésions touchant les artères périphériques et plus particulièrement les sténoses carotidiennes, les sténoses des membres inférieurs et les AAA. Les principaux aspects de cette problématique sont présentés dans la suite de ce chapitre, à savoir quelques éléments d'anatomie vasculaire, les différentes lésions traitées, les procédures interventionnelles utilisées et, finalement, les éléments de planning nécessaires à l'exécution de ces gestes.

1.1 Eléments d'anatomie vasculaire

Les vaisseaux sanguins sont des structures tubulaires complexes qui en font des organes à part entière. Ils sont de trois types : artères, veines et vaisseaux lymphatiques. Les artères sont des vaisseaux qui partent du coeur et amènent le sang aux organes. Les fibres musculaires et les fibres élastiques composant leur paroi permettent de résister aux à-coups tensionnels et de maintenir un apport sanguin pendant les différentes phases du cycle cardiaque. La structure des artères change au fur et à mesure que l'on s'éloigne du coeur : la composante élastique, d'abord majoritaire, diminue de manière importante au profit des couches musculaires. Les artères se divisent en artérioles qui elles-même donnent de plus petites branches, les capillaires. Ceux-ci connectent les artères et les veines en formant un réseau dense présent dans presque tous les tissus. Les capillaires fusionnent pour former les veinules, lesquelles constituent ensuite les veines. Les veines collectent le sang des tissus et le ramènent vers le coeur [Mari93].

La figure 1.1 illustre les principales artères de la circulation systémique (celle qui fournit à tous les tissus de l'organisme leur irrigation fonctionnelle). L'aorte, qui est la plus grosse artère du corps humain, présente à sa sortie du ventricule gauche un calibre d'environ 2,5 cm avec une paroi de 2 mm d'épaisseur [Mari93].

Les différentes portions de l'aorte sont nommées conformément à leur forme ou à leur localisation. La première, l'aorte ascendante, chemine en arrière et à droite du tronc pulmonaire. Au bout de 5 cm, elle se courbe vers la gauche et en arrière forme la crosse de l'aorte. Les seules branches de l'aorte ascendante sont les artères coronaires droite et gauche. La crosse de l'aorte est située en arrière du sternum. Ses trois principales branches sont, de droite à gauche : i) le tronc artériel brachio-céphalique, qui passe en arrière de l'extrémité médiale de la clavicule droite et donne l'artère carotide commune droite et l'artère subclavière droite. ii) l'artère carotide commune gauche et iii) l'artère subclavière gauche. Ces trois vaisseaux irriguent la tête, le cou, les membres supérieurs et une partie de la paroi thoracique.

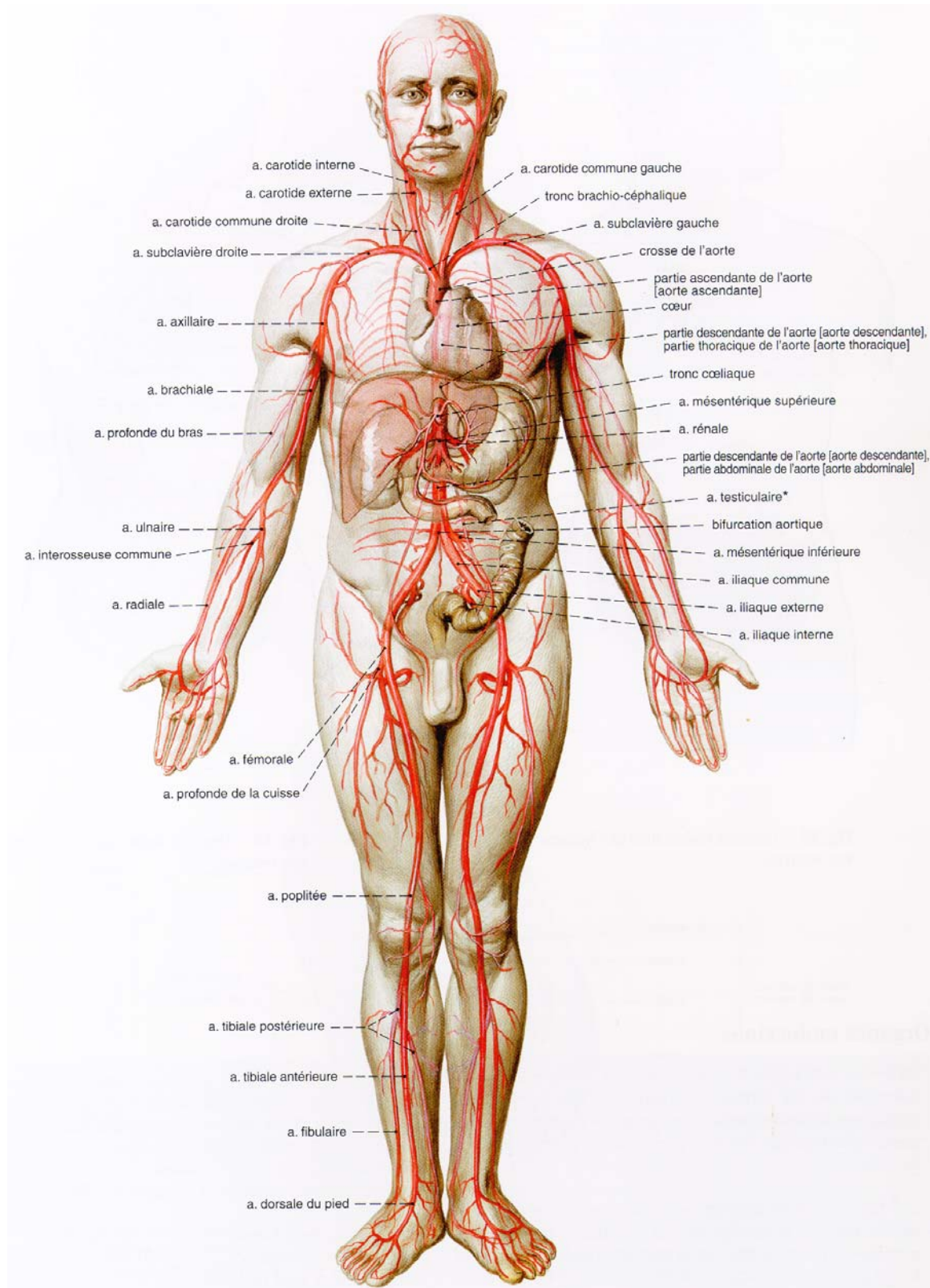


FIG. 1.1: Principales artères de la circulation systémique (d'après [Putz00])

L'aorte thoracique, ou descendante, suit la face antérieure de la colonne vertébrale. Elle donne de nombreuses ramifications vers la paroi et les viscères thoraciques avant de traverser le diaphragme. En entrant dans la cavité abdominale, elle prend le nom d'aorte abdominale. Cette portion de l'aorte irrigue la paroi abdominale et les viscères abdominaux. Elle se termine à hauteur de la 4ème vertèbre lombaire en donnant naissance aux artères iliaques communes droite et gauche [Mari93].

Les vaisseaux sont constitués de trois couches ou tuniques : l'intima, la média et l'adventice (figure 1.2). Si celles-ci sont bien individualisées au niveau des grosses et moyennes artères, elles le sont moins au niveau des veines et des petits vaisseaux [Rhod80]. L'intima est la tunique la plus interne. Elle est formée d'une mono-couche de cellules appelée endothélium qui repose sur une lame basale. C'est le seul élément cellulaire de l'organisme à être en contact avec le sang. Elle participe à la lutte contre la thrombose : lorsque les cellules de l'endothélium sont lésées (traumatisme ou maladie), une thrombose peut survenir. La média, qui constitue la couche médiane, assure le tonus et le maintien de la forme du vaisseau grâce à sa composante élastique. L'adventice est la couche externe. Elle se compose en grande partie de collagène au sein duquel se trouvent des fibroblastes et quelques cellules musculaires lisses. Dans les vaisseaux à paroi épaisse, l'adventice comprend des petits vaisseaux nourriciers pénétrant dans la média, les *vasa vasorum*, ainsi qu'une riche innervation sympathique, les *vasa nervorum* [Schw95].

Ces couches sont séparées par deux lames élastiques : limitante élastique interne entre intima et média et limitante élastique externe entre média et adventice. La limitante élastique interne présente des fenestrations à travers lesquelles, les cellules musculaires lisses de la média peuvent migrer.

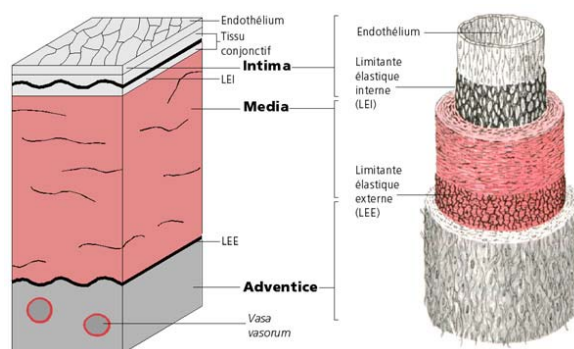


FIG. 1.2: Structure de la paroi artérielle (d'après [Stev97])

1.2 La sténose athéromateuse

La première manifestation de l'athérosclérose est la plaque athéromateuse. Elle apparaît sous la forme d'une chape fibreuse recouvrant un cœur comprenant macrophages, débris cellulaires et cristaux de cholestérol. Autour de ce noyau existent des cellules, notamment des cellules musculaires lisses et des macrophages provenant du sang circulant. Les plaques se développent lentement sur plusieurs années de vie, avec l'accumulation de lipides et lipoprotéines dans les couches intimale et sous-intimale des artères. Une fibrose peut ensuite

apparaître ainsi que des ulcérations ou des calcifications. Les conséquences pathologiques peuvent demeurer longtemps asymptomatiques ou se révéler soudainement. En effet, le flux sanguin peut être progressivement diminué par des plaques faisant saillie dans la lumière ou bien stoppé brutalement par détachement d'un fragment de plaque ou par constitution d'un thrombus en regard de la plaque (figure 1.3). Le diagnostic précoce de l'athérosclérose doit permettre d'en limiter les conséquences. Sa prévention repose sur le contrôle ou la détection des principaux facteurs de risque : l'hypercholestérolémie, le tabagisme, le stress, la sédentarité, le diabète, l'obésité, l'hypertension artérielle et également les facteurs génétiques [Suck91].

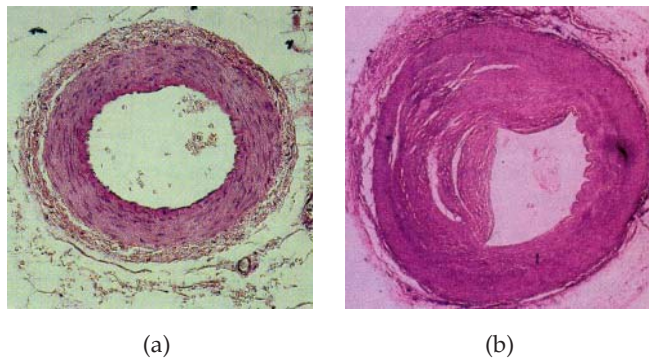


FIG. 1.3: Coupes transversales histologiques. a) Artère normale, et b) artère athéroscléreuse, partiellement obstruée par de l'athérome (d'après [Mari93]).

La sténose athéromateuse est caractérisée par un épaississement des parois des artères de grand et moyen calibre, qui se traduit par une diminution de la lumière du vaisseau. La modification n'est pas uniforme et touche de préférence les bifurcations et les parties incurvées. Elle évolue en 3 stades [Rhod80, Suck91] :

- La plaque d'athérome se constitue dans la paroi artérielle par accumulation de dépôts lipidiques et formation de tissus fibreux. Cette plaque fait saillie dans la lumière de l'artère, engendrant des turbulences à l'origine de traumatismes, participant à leur tour au développement de la plaque. Au fur et à mesure cette plaque se calcifie et devient de plus en plus dure.

- Le développement de la plaque d'athérome aboutit à une obstruction de plus en plus importante de la lumière artérielle, avec diminution de l'irrigation des territoires en aval, phénomène responsable d'angine de poitrine, ou de crampes à la marche par exemple.

- La sténose est telle qu'elle entraîne une stagnation du flux sanguin à l'origine de la formation d'un thrombus obstruant complètement l'artère et entraînant l'ischémie des tissus en aval (myocarde, tissus cérébraux ou membres).

Par ailleurs, la plaque d'athérome étant fragile en surface, des fragments peuvent s'en détacher et ainsi libérés, aller obstruer des artères plus petites : cerveau (hémiparésie), coeur (infarctus). Les conséquences cliniques commencent généralement à apparaître vers l'âge de 40 à 50 ans quand le niveau critique d'obstruction de l'artère (70 à 80%) est atteint et que le métabolisme cellulaire fonctionne en hypoxie.

Le rapport des diamètres ou des surfaces de la lumière mesurés en zone saine et dans

la zone où la sténose est la plus serrée permet de définir le degré de sténose. Plusieurs modalités d'imagerie peuvent être utilisées pour le mesurer. L'angiographie reste la référence malgré certains inconvénients. Du point de vue diagnostique il s'agit d'un geste relativement invasif. L'injection de produit de contraste peut entraîner une insuffisance rénale ou être responsable d'une allergie. Par ailleurs, le nombre d'incidences d'acquisition réalisées de routine clinique est limité et les images retenues ne mettent pas forcément en évidence la sténose maximale [Sato98]. Ses indications ont diminué depuis quelques années au profit d'autres modalités (écho-Doppler, TDM, IRM).

L'écho-Doppler qui permet de déceler les anomalies de flux et produit une bonne caractérisation de la plaque, est l'examen proposé en première intention. Cependant, il n'est pas utilisé comme seul outil diagnostique dans le bilan préopératoire en raison de ses limites : il est encore trop opérateur-dépendant et la présence de calcifications importantes gêne l'interprétation de l'image en raison de l'apparition de cônes d'ombre¹. Un examen complémentaire est souvent prescrit pour conforter les analyses.

La tomodensitométrie (TDM) ou scanner X et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) permettent une bonne description des structures anatomiques. Même si ces dernières années le développement des techniques d'imagerie 3D a fourni des méthodes pour la reconstruction des structures vasculaires, l'analyse des images volumiques s'effectue souvent dans la pratique sur des coupes axiales ou reformatées (coupes perpendiculaires à la direction du vaisseau). Il persiste des problèmes liés à la segmentation et à la quantification (dépendance à l'opérateur) [HH02] [Toum01] et au suivi des vaisseaux pour l'extraction de leurs caractéristiques [Wink00]. À partir d'images volumiques TDM, d'autres modes de représentation sont utilisés, tels que le maximum d'intensité projeté (MIP), qui fournit une projection 2D de la structure 3D dans une direction choisie. Cependant, les structures de faible densité (lumière du vaisseau) peuvent être masquées par des structures de forte densité (calcifications, structures osseuses) et des croisements artificiels liés à l'absence d'information de profondeur peuvent apparaître.

L'angioscopie peut être utilisée, quant à elle, comme méthode directe de détection de la sténose, voire de contrôle post-opératoire. L'angioscope est un endoscope souple de diamètre réduit (2 à 3 mm) dédié aux structures vasculaires, qui est introduit par voie intra-artérielle. Ce geste permet d'obtenir une vision directe de la paroi des vaisseaux et de tenir compte de l'information de texture dans le diagnostic, en s'affranchissant de l'erreur de projection présente dans les angiographies. Cependant, ce n'est pas une méthode de routine car il s'agit d'une procédure relativement invasive dans un objectif diagnostique et qui est, de plus, limitée par la taille des structures à explorer.

Actuellement, l'indication chirurgicale repose essentiellement sur la quantification du degré de sténose. Ainsi, en ce qui concerne la sténose carotidienne, les recommandations et références médicales éditées par l'agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (ANAES) [ANAE03], indiquent les risques et bénéfices de la chirurgie² en fonction du degré de sténose en faisant une analyse de la littérature sur plusieurs essais randomisés. Les études concernant la chirurgie carotidienne sont basées sur l'angiographie. Le degré de sténose dans ces études est exprimé en pourcentage en utilisant deux méthodes de mesure : la

¹cônes d'ombre : zone située au-delà de la calcification dans laquelle l'ultrason n'est pas transmis.

²L'endartériectomie a été utilisé comme traitement.

méthode américaine dans les études NASCET³ et ACAS⁴ et la méthode européenne dans l'étude ECST⁵ (figure 1.4). La sténose de l'artère carotide est mesurée sur l'incidence où elle apparaît la plus serrée (N). Dans l'étude NASCET, le diamètre en regard de la sténose est comparé au diamètre de l'artère carotide saine en aval de la sténose (D). Dans l'étude ECST, il est comparé au diamètre supposé de l'artère carotide au niveau du bulbe carotidien reconstruit par extrapolation visuelle (E). La dernière méthode est moins utilisée en pratique, la méthode NASCET restant la référence.

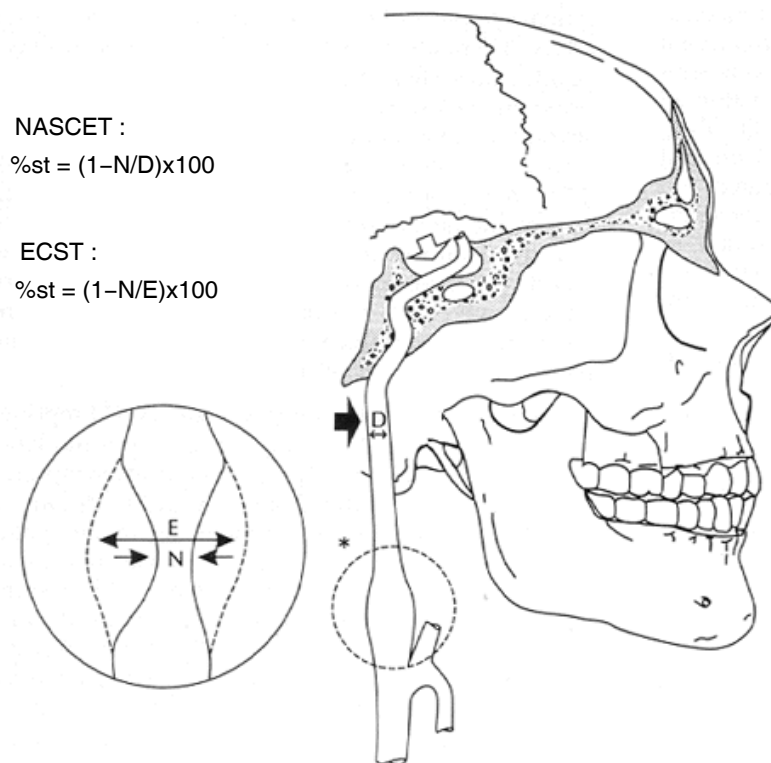


FIG. 1.4: Méthode de calcul du degré de sténose carotidienne sur l'angiographie selon ECST et NASCET (d'après ANAES).

Ces études ont montré l'intérêt de la cure chirurgicale pour un degré de sténose supérieur à 70%, notamment dans le cadre d'une sténose symptomatique (c'est-à-dire ayant une manifestation clinique). Dans les cas d'un degré de sténose compris entre 50 et 70% le bénéfice de la chirurgie est moindre. Le tableau 1.1 montre de manière synthétique les résultats de cette étude dans l'évaluation du risque d'infarctus cérébral homolatéral (ICH) [ANAE03]. Par exemple, dans l'étude NASCET concernant les sténoses d'un degré supérieur à 70%, le risque d'infarctus cérébral passe de 26% chez les patients non-opérés à 9% chez les patients opérés.

³North American Syptomatic Carotid Endarterectomy Trial

⁴Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study

⁵European Carotid Surgery Trial

Etude	%Sténose	Risque d'ICH	Risque d'ICH après chirurgie	RRR	RRA	Risque chir.
ECST	>70%	21,9% à 3 ans	12.3%	46%	9,6%	7,5%
NASCET	>70%	26% à 2 ans	9%	65%	17%	5,8%
NASCET	50-70%	22,2% à 5 ans	15.7%	29%	6,5%	6,7%
ACAS	>60%	11% à 5 ans	5.1%	53%	5,9%	2,3%

TAB. 1.1: ICH (Infarctus cérébral homolatéral), RRR (Réduction de risque relative), RRA (réduction de risque absolu), Risque chir. (morbi-mortalité liée à l'intervention elle-même).

En ce qui concerne les artères des membres inférieurs, l'indication thérapeutique tient essentiellement compte du stade clinique (depuis l'absence de symptomatologie fonctionnelle jusqu'au développement des troubles trophiques ou gangrène) mais la quantification et la localisation des sténoses artérielles est également nécessaire afin d'affiner la prise en charge du patient.

1.3 Anévrismes de l'aorte abdominale (AAA)

L'anévrisme de l'aorte abdominale est, de façon courante, défini comme une "dilatation permanente et localisée de l'aorte de plus de 50% par rapport au diamètre normal attendu, avec une perte de parallélisme de ses bords, en forme de sac (sacciforme) ou de fuseau (fusiforme)" [John91]. Il s'agit d'une maladie dégénérative d'incidence croissante. Sa vitesse d'évolution est relativement imprévisible et variable d'un patient à un autre. Le risque évolutif majeur d'un anévrisme est la rupture, événement dont la mortalité est élevée.

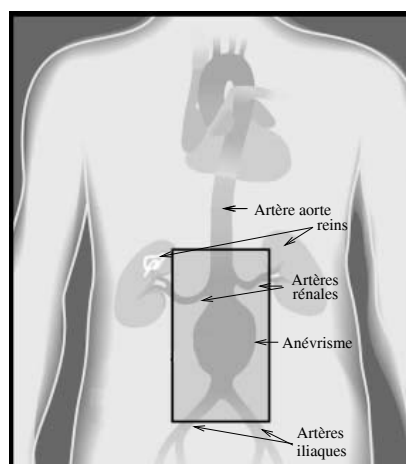


FIG. 1.5: Anévrisme de l'aorte abdominale (Source : Society of interventional radiology - <http://www.sirweb.org>)

Un des facteurs étiologique est la maladie athéromateuse qui intervient en modifiant la résistance de la paroi. L'affaiblissement de la paroi entraîne une distension progressive

de l'aorte, favorisée par les turbulences du flux sanguin, notamment au niveau de la bifurcation aorto-iliaque (Figure 1.5). En effet, l'onde sanguine se réfléchit sur la bifurcation, ce qui génère une onde inversée qui rencontre l'ondée sanguine principale et crée ainsi une poussée latérale sur la paroi. Cette turbulence entraîne également la formation progressive de thrombus sur la paroi interne du sac anévrisimal. La thrombose va peu à peu se structurer en deux couches : l'une périphérique, organisée, blanchâtre, souvent épaisse ; l'autre interne, faite de thrombus, rougeâtre et friable. Le chenal ménagé au sein de cette enveloppe est souvent irrégulier et plus ou moins excentré. La présence de ce thrombus constitue une menace d'accidents emboliques périphériques. Enfin, autour de l'anévrisme, se développe à des degrés divers, une gangue inflammatoire menaçant les éléments anatomiques voisins. Bien que la correction de certains facteurs de risque puisse ralentir le rythme d'expansion d'un anévrisme, le seul traitement définitif est la mise à plat chirurgicale avec interposition d'une prothèse ⁶.

Le risque évolutif d'un AAA a été essentiellement étudié par rapport à son diamètre externe maximal. C'est une valeur communément utilisée pour établir le taux de croissance ainsi que le risque de rupture et définir les indications chirurgicales [ANAE99]. L'incidence annuelle de décès par rupture des AAA de plus de 5.5 cm de diamètre est de 16%, contre un risque de mortalité péri-opératoire de 2 à 6% dans une chirurgie conventionnelle [Angi04]. Le traitement chirurgical des AAA est recommandé lorsque l'anévrisme atteint un diamètre supérieur à 5 cm, ou lorsqu'il présente une augmentation de calibre de 7 mm en 6 mois ou 1 cm en un an. Outre le diamètre qui constitue le facteur prépondérant dans l'indication thérapeutique, d'autres caractéristiques, comme l'atteinte des artères iliaques et ou la présence de calcifications, sont déterminantes dans la stratégie chirurgicale.

Plusieurs modalités d'imagerie ont été utilisées dans l'étude des AAA [Lebl97] [Qana99] [Whit01]. L'échographie permet l'étude de caractéristiques morphologiques et pariétales telles que celles des collets (figure 1.5) ou du sac anévrisimal mais les calcifications sont plus difficiles à détecter. Avec des acquisitions 3D volumiques, des mesures précises et reproductibles de diamètre et de volume de l'anévrisme peuvent être réalisées (éléments indispensables lors du diagnostic). L'imagerie TDM, très utilisée [Lama99], met en évidence la paroi anévrisimale avec les calcifications et le thrombus intra-luminal. Elle permet également l'étude des collets et du sac anévrisimal (Figure 1.6). L'IRM fournit également des informations sur les collets et la paroi artérielle et présente l'avantage d'une non-exposition du patient aux rayons X [Ferr98] [Ludm00]. L'inconvénient est la difficulté de visualisation des calcifications.

⁶Placement d'une prothèse tubulaire ou bifurquée à la place de la lésion. L'ablation est réalisée à travers une cicatrice abdominale vertical ou transversale (chirurgie ouverte).

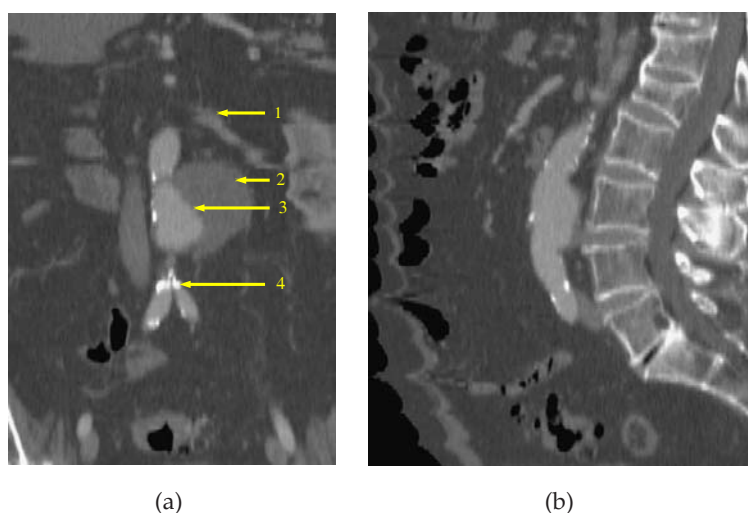


FIG. 1.6: Reconstruction TDM d'une région avec un AAA. a) Plan frontal : les flèches indiquent (1) l'artère rénale gauche, (2) le thrombus (3) le chenal circulant et (4) des calcifications sur les artères iliaques. b) Plan sagittal.

1.4 Différentes modalités de traitement chirurgical

Les traitements de référence relèvent de la chirurgie ouverte ou conventionnelle. Ils peuvent être réalisés selon différentes procédures (endartériectomie carotidienne, pontage, mise à plat-greffe prothétique pour les AAA, figure 1.7) qui comportent un risque opératoire non négligeable.

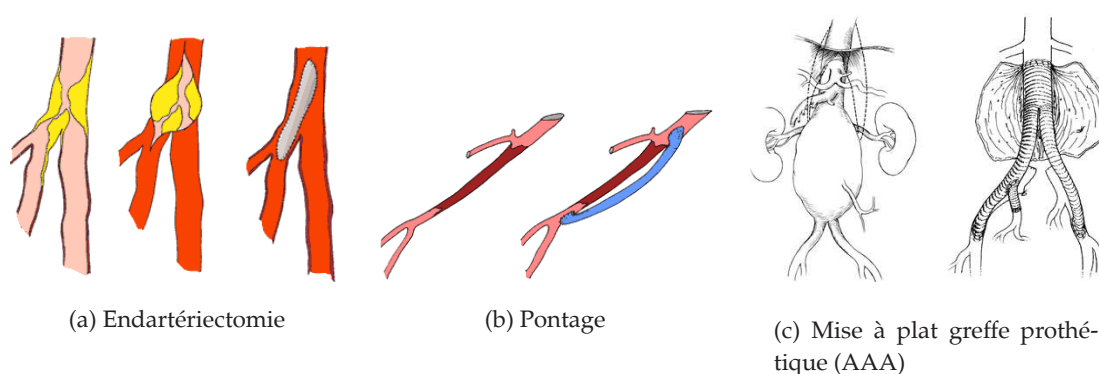


FIG. 1.7: Techniques chirurgicales conventionnelles utilisées dans la restitution du flux sanguin. (d'après <http://www.cardiodiac.net/chirvasc2.htm>)

Depuis deux décennies se développent des techniques mini-invasives notamment au niveau de la chirurgie endovasculaire. Parmi les différentes procédures endovasculaires on peut citer l'angioplastie transluminale (ATL), qui est une technique largement répandue, la

mise en place d'endoprothèses modulaires qui est une technique plus récente et en cours de perfectionnement, et la brachythérapie endovasculaire utilisée dans la prévention du phénomène de resténose, qui est encore en voie d'expérimentation sur les artères périphériques. Ces procédures sont détaillées dans les alinéas suivants.

1.4.1 Angioplastie Transluminale (ATL)

L'angioplastie transluminale (ATL) consiste en une dilatation de lésions athéromateuses par un cathéter à ballonnet introduit dans l'artère par ponction percutanée. Le cathéter est mis en place dans l'artère et le ballonnet est ensuite positionné afin de couvrir au mieux la zone de lésion. Il est progressivement gonflé, ce qui entraîne un élargissement de la lumière interne du vaisseau (figures 1.8, 1.9).

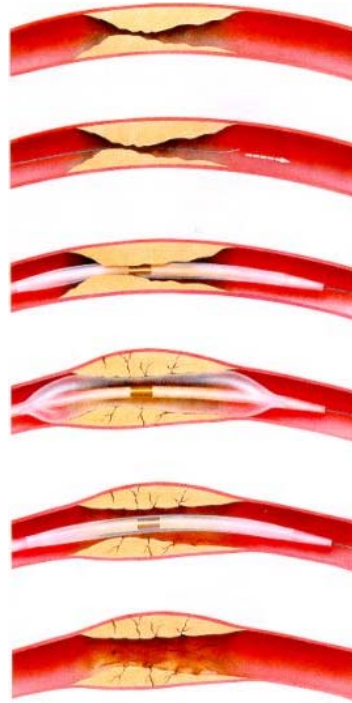


FIG. 1.8: Processus d'angioplastie. (d'après la Fondation Suisse de Cardiologie - <http://www.prevention.ch/langioplastiecoronaire.htm>)

En 1964 Dotter et Judkins présentèrent la première description d'un traitement percutané d'artères périphériques sténosées ou occluses à l'aide d'un cathéter coaxial. Malgré le succès de leurs premières procédures, plusieurs chirurgiens vasculaires considérèrent la dilatation transluminale comme une technique impossible, voire dangereuse. Le principe de ce premier cathéter s'apparentait plus à un système de rabotage de la paroi artérielle qu'à une dilatation. De plus il engendrait un risque majeur d'embolie distale et nécessitait un point de ponction volumineux [Joff93]. Dès les années 70, Van Andel imaginait un cathéter à dilatation progressive utilisé comme pré-dilatateur pour des sténoses très serrées. C'est en 1974, que Gruntzig révolutionnait la radiologie interventionnelle vasculaire en développant un cathéter à double lumière ayant un ballon en polychlorure de vinyle (PVC). Ces

ballons ne supportaient pas de fortes pressions et présentaient une compliance⁷ élevée, et un énorme risque de rupture.

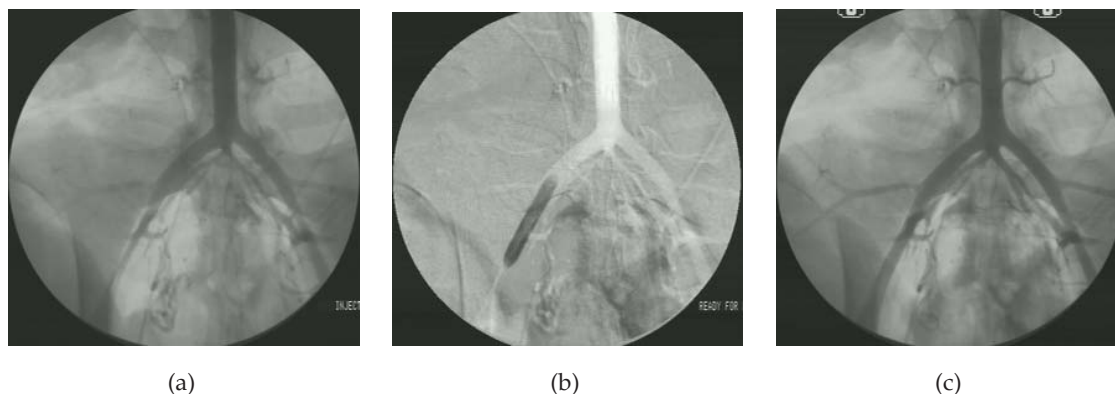


FIG. 1.9: Artériographie lors du déroulement d'une ATL chez une brebis. a) Artère iliaque droite sténosée. b) Inflation du ballon. c) Artère après la dilatation.

Depuis les premières angioplasties, de nombreuses améliorations (nouveaux polymères, faible diamètre des cathéters) ont permis l'essor actuel de la technique, principalement au cours de la dernière décennie. Actuellement 35.000 angioplasties des artères coronaires et périphériques sont réalisées chaque année en France.

Cependant, après des débuts prometteurs de l'angioplastie transluminale, les résultats se sont avérés transitoires. Le degré de dilatation appliqué (dépendant de la compliance et de la taille du ballon) peut entraîner des conséquences défavorables sur le comportement de la lésion. Des études expérimentales [Joff93] ont montré les éléments suivants :

- Quand la taille du ballonnet est légèrement supérieure au diamètre de l'artère, il y a une augmentation du diamètre endoluminal, durable en raison de l'étirement des fibres musculaires lisses de la paroi saine. Quand cette dilatation est suffisante, elle devient irréversible par les modifications nucléaires induites sur les cellules musculaires lisses. La paroi ne peut plus revenir alors à son état initial après le retrait du ballonnet.

- Quand la surdilatation est trop importante il se produit une rupture de la média qui peut être à l'origine d'une réparation fibreuse, le seul moyen de contention de l'artère étant assuré par l'adventice. Si celle-ci se rompt, un faux anévrisme est créé.

- A l'inverse, si la dilatation n'est pas suffisante, on constate que l'étirement de la paroi saine ne va être que transitoire, son élasticité lui permettant soit de revenir au diamètre initial soit d'entraîner un spasme vasculaire. Ceci constitue l'un des facteurs de resténose à moyen terme. Par ailleurs, lors de la dilatation, un décollement de plaque peut se produire. Il est parfois à l'origine d'une dissection plus ou moins étendue.

Ces données montrent l'importance de l'évaluation la plus précise possible du diamètre de l'artère ainsi que de la localisation de la lésion afin d'adapter au mieux la procédure d'angioplastie.

En réponse au traumatisme que constitue la dilatation, la resténose par hyperplasie

⁷Compliance : Aptitude d'une cavité organique à changer de volume sous l'influence d'une variation de pression.

myointimale est la conséquence d'une cicatrisation exubérante de la paroi artérielle à l'intérieur du vaisseau (resténose chez 65 % des patients traités par ATL de l'artère fémorale superficielle au bout de 3 ans) [Clow83] [PH96] [Faja98]. Toute artère réagit à un traumatisme par la formation d'une lésion de resténose mais le degré de celle-ci entraîne ou non des manifestations cliniques ou radiologiques pour lesquelles un traitement devra être entrepris. D'un point de vue clinique, la resténose désigne une diminution du calibre de la lumière artérielle responsable de l'apparition ou de la réapparition de signes d'ischémie. Elle survient plus ou moins tôt à la suite d'une intervention réalisée le plus souvent sur des artères athéromateuses.

La resténose intra-artérielle, décrite au niveau des sites de pontages, d'endartériectomie et des fistules artério-veineuses a été le sujet d'un regain d'intérêt depuis le développement des techniques endoluminales. Tous les sites artériels sont concernés par la resténose avec une fréquence variable selon les sites. Elle comprend, en plus de l'apparition d'un thrombus, le recul élastique, l'hyperplasie myointimale et le remodelage adventitial [Mois02]. Le recul élastique correspond à la réaction immédiate des cellules de la média en réponse à l'étirement lors d'une angioplastie transluminale [Rous94]. Cette réaction se produit dans les minutes voire les secondes suivant la déflation du ballon et entraîne une diminution de la surface luminale pouvant atteindre 40% [Rens91]. L'hyperplasie myointimale est définie comme une prolifération anormale de cellules musculaires lisses de la média qui migrent vers l'intima, associée à un dépôt de matrice extracellulaire [Davi94] [Cher90] sécrétée par les cellules musculaires lisses. Le remodelage adventitial est un phénomène physiologique de variation du diamètre de la lumière permettant aux vaisseaux de maintenir un flux artériel adapté. Il peut être expansif permettant l'augmentation de la lumière artérielle ou constrictif entraînant une diminution de la lumière artérielle. Cette faculté d'adaptation dépend de la présence de l'endothélium [Past00] et peut être altérée en cas d'athérosclérose.

Le premier traitement préconisé en cas de resténose est la réalisation d'une nouvelle ATL avec éventuellement mise en place d'un stent, notamment en cas de recanalisation d'une occlusion. Parallèlement, des recherches et des études concernant la prévention sont en cours (procédés pharmacologiques, stents revêtus ou enduits, thérapie génique, brachythérapie) mais les résultats en clinique humaine doivent encore être confirmés.

1.4.2 Stents

Le stent est un treillis métallique cylindrique, laissé en place dans l'artère après la dilatation (figure 1.10). Les stents sont de deux types : les premiers, rigides, sont déployés au moyen d'un cathéter à ballonnet et simplement impactés dans la lésion, les autres, plus souples, sont auto-expansibles et grâce à une mémoire de forme, retrouvent leur taille initiale après retrait d'une gaine dans laquelle ils étaient contraints. Ces dispositifs permettent de prévenir ou de traiter les deux principales complications de la dilatation : le retour élastique, et les dissections pariétales localisées ou étendues, sources de thrombose ou de resténose précoce.

Bien que la présence du stent limite le recul élastique ainsi que le remodelage adventitial, il stimule le développement de l'hyperplasie myointimale. Deux mécanismes interviennent : d'une part l'activation des cellules inflammatoires qui réagissent à la présence d'un corps étranger, d'autre part l'exercice d'un stimulus mécanique permanent sur les cellules muscu-

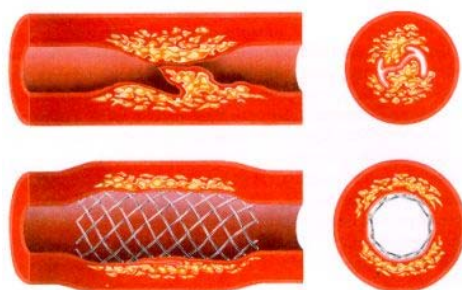


FIG. 1.10: Mise en place d'un stent dans une artère, et rétablissement de la lumière interne (d'après la Fondation Suisse de Cardiologie - <http://www.prevention.ch/langioplastiecoronaire.htm>).

lares lisses. Ce traumatisme artériel peut être la cause d'un phénomène de resténose. Pour le limiter, il convient d'éviter la mise en place d'un stent surdimensionné [Farb99]. Le degré de resténose étant corrélé au diamètre luminal obtenu immédiatement après l'angioplastie, une détermination précise de la taille du ballon semble indispensable. Elle est nécessairement déduite de la longueur de la lésion et du calibre de l'artère. Ces paramètres morphologiques conditionnent, par ailleurs, l'accès des cathéters porteurs, afin de limiter le risque d'embolie par détachement de plaques.

1.4.3 Endoprothèses aortiques

Le développement des techniques endovasculaires a conduit à proposer également l'utilisation de prothèses endovasculaires pour l'exclusion des anévrismes de l'aorte abdominale [Armo97] [Lalk98] [May99] [Lama99] [Broe99]. Cette procédure tend à se répandre de plus en plus en raison des bénéfices cliniques potentiels : taux de morbidité plus faible, réduction des complications péri-opératoires, périodes d'hospitalisation courtes [May01].

Les endoprothèses aortiques sont couvertes et étanches (figure 1.11). Le principe du traitement repose sur l'exclusion de l'anévrisme à l'aide de la prothèse introduite par voie endovasculaire à partir des artères fémorales ou iliaques et fixée aux parois artérielles en amont et en aval de l'anévrisme à l'aide de stents (figure 1.12). Les avantages théoriques de cette alternative au traitement conventionnel sont l'absence de laparotomie et de clampage aortique ainsi qu'une réduction des pertes sanguines. Selon plusieurs études, le taux de mortalité opératoire est inférieur à 5 % [ANAE99]. Depuis 1995, l'offre des fabricants s'est élargie : les endoprothèses peuvent être aorto-uni-iliaques ou bifurquées, modulaires, voire fenêtrées (ouvertures au niveau des artères rénales). Par ailleurs, quelques fabricants développent des endoprothèses aortiques sur mesure, confectionnées par le chirurgien [Ouri02]. Actuellement, dans le monde, 100.000 interventions d'exclusion des AAA sont réalisées chaque année 30% par voie endovasculaire [dB04b]. Selon Ricco et al. [Ricc03], en France, entre 1999 et 2001 un total de 1012 endoprothèses aortiques ont été mises en place.

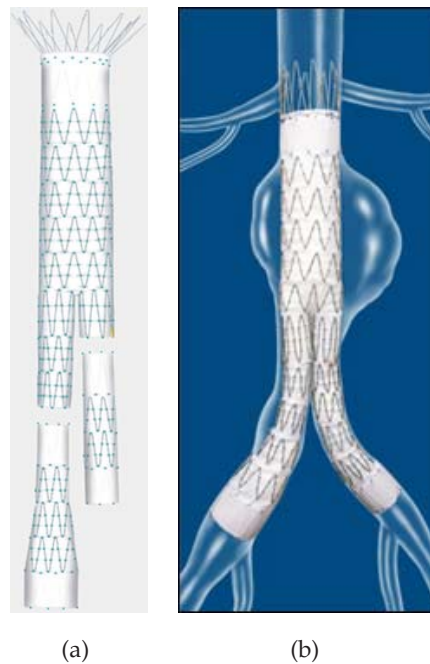


FIG. 1.11: a) Endoprothèse aortique à deux jambages. b) Mise en place de l'endoprothèse dans l'aorte abdominale, site de l'anévrisme (d'après Cook).

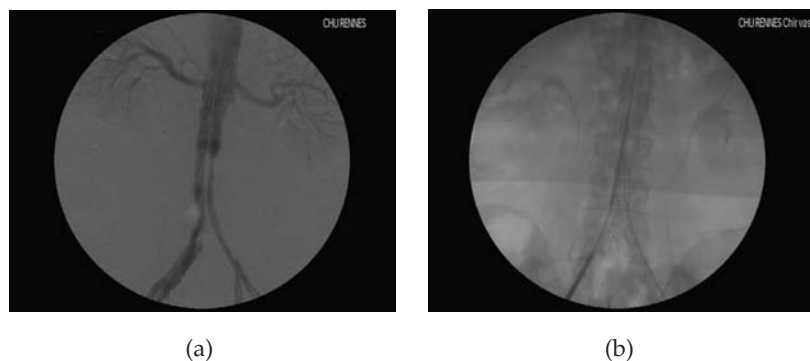


FIG. 1.12: AAA. a) Angiographie 2D de la lésion b) introduction de cathéteter porteur de l'endoprothèse.

La mise en place de l'endoprothèse doit permettre la récupération du flux sanguin tout en minimisant le risque de rupture du vaisseau. En raison des difficultés d'accès, de contrôle visuel et de réalisation du geste, les risques qu'entraîne cette procédure ne sont pas négligeables. En effet les complications per-opératoires non résolues par voie endovasculaire peuvent amener à une conversion de stratégie : réalisation d'une chirurgie conventionnelle. L'imagerie préopératoire doit fournir les éléments nécessaires à la décision et à la planification afin de confronter les risques liés à la procédure endovasculaire et les bénéfices potentiels [Haus01]. Les possibilités de migration de l'endoprothèse, d'endofuites et d'embolies

distales peuvent être réduites par un choix correct de la taille de l'endoprothèse et de son site d'implantation. Par ailleurs, les difficultés liées à l'accès et au déploiement doivent être prévues grâce à l'analyse de la géométrie de l'axe fémoro-iliaque et de l'aorte. Ainsi par une étude appropriée basée sur l'examen d'imagerie 3D préopératoire, l'indication de la procédure et la planification de la mise en place de l'endoprothèse pourraient être optimisées.

1.4.4 Brachythérapie Endovasculaire

Ce traitement consiste à positionner une source radioactive au niveau de la lésion après une angioplastie classique et à délivrer une dose d'irradiation selon un schéma prédéterminé en fonction de paramètres tels que la longueur de la lésion et l'épaisseur de la paroi définissant un volume-cible [Pari01] [Nath99] [Waks98].

La brachythérapie endovasculaire intervient sur deux composantes de la resténose. Elle permet d'inhiber la prolifération et la migration des cellules musculaires lisses et par conséquent le développement de l'hyperplasie myointimale [Diam98] [VanS00]. Par ailleurs elle agit sur le remodelage constrictif de la paroi artérielle à travers l'inhibition de la réplication des cellules de l'adventice, la diminution de la production de l'alpha actine et de collagène des myofibroblastes et la diminution de l'expression du TGF- β ⁸ [Bren96] [Wilc96] [Past00] [Diam98].

Beaucoup d'études sont en cours sur les artères coronaires [Waks00a] [Nag99] mais peu sur les artères périphériques [Pokr00] [Trip99] [Lier98]. Les dernières études concernant les artères coronaires montrent des taux de resténose significativement plus bas dans les groupes traités par brachythérapie par rapport au groupe témoin : 34% versus 66% à 9 mois (phosphore 32) [Waks02], 33,3% versus 63,6% à 3 ans (Iridium 192) [Teir00]. Il existe moins d'études en ce qui concerne les artères périphériques. Elles ont été effectuées au niveau de l'artère fémorale superficielle [Lier98] et de pontages fémoro-poplités montrant des taux de resténose de 13 à 25 % significativement abaissés [Pokr02].

L'irradiation, permettant d'inhiber la prolifération de cellules, doit se limiter au volume-cible sans toucher les tissus environnants. Au niveau des artères périphériques, de plus grand calibre que les artères coronaires, le risque est que la sonde oscille dans la lumière provoquant un sur-dosage au niveau d'une partie de la paroi et un sous-dosage au niveau de la partie opposée [Waks00b]. Différents cathéters de centrage ont été développés, notamment un cathéter de centrage à ballonnets. La première étude utilisant un cathéter de centrage pour un traitement par brachythérapie au niveau fémoro-poplité a montré un taux de resténose de 13,3 % (à six mois) [Waks00b].

Deux autres procédures de même nature ont été étudiées : d'une part la mise en place d'un stent rendu radioactif (enduit de phosphore 32) et, d'autre part, l'angioplastie avec un ballon rempli de liquide radioactif. Dans le premier cas, des resténoses se développent aux extrémités ; dans le deuxième cas, la répartition de la dose n'est pas encore contrôlée de façon satisfaisante.

⁸Transforming Growth Factor : impliqué dans la synthèse du collagène par les cellules musculaires lisses chez l'homme

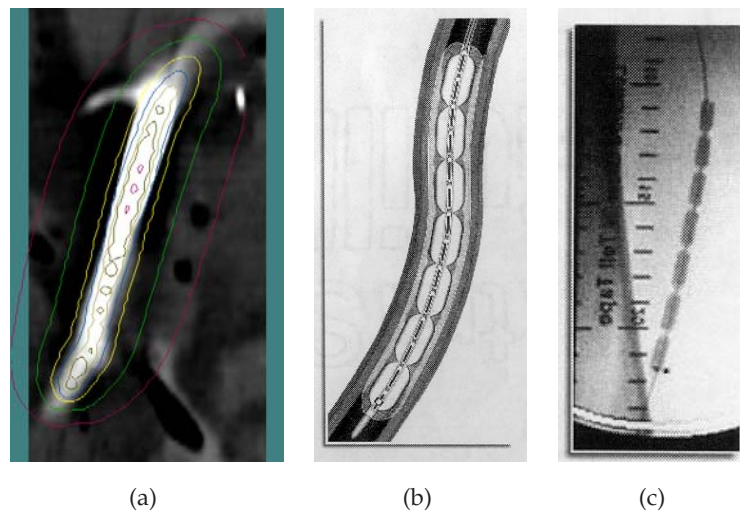


FIG. 1.13: Brachythérapie endovasculaire. a) Courbes iso-doses superposées sur un volume image TDM. b) Ballonnets de centrage pour la source. c) Image peropératoire avec règle de mesure radio-opaque pour la localisation de la source.

1.5 La planification des procédures endovasculaires

Le succès des procédures décrites précédemment dépend en grand partie des décisions prises par le chirurgien pendant l'étape préopératoire. La plupart des choix doivent être fixés au préalable, afin de garantir son déroulement dans un contexte sécurisé. En effet, les outils, les voies d'accès, le déroulement de l'intervention sont déterminés à partir de l'ensemble des informations disponibles sur le patient. Les éléments de planification indispensables à la construction de la stratégie opératoire sont étroitement liés au type de procédure envisagée.

Dans le cas de l'ATL différentes précautions doivent être prises pour limiter le risque de resténose. Etant donné que le taux de resténose est corrélé à l'importance du traumatisme [Schw92], un compromis doit être trouvé entre la nécessité d'un gain luminal initial satisfaisant et celle de la limitation du traumatisme de la média susceptible d'entraîner le développement de l'hyperplasie myointimale.

Dans un premier temps, les éléments du planning nécessaires proviennent de l'analyse de la structure anatomique et de la lésion. La connaissance la plus précise possible des caractéristiques géométriques de l'artère est fondamentale dans le choix de la taille et de la position du ballon. Le système de guidage et le cathéter utilisés doivent parvenir jusqu'à la lésion et passer au travers de la zone la plus rétrécie constituée de plaques susceptibles de se détacher et de produire des embolies distales. L'intervention se fait sous contrôle radioscopique qui permet de guider le cathétérisme. En phase préopératoire on dispose de plus en plus d'un examen d'imagerie 3D qui peut être utilisé pour planifier avec précision la procédure. L'imagerie TDM permet par exemple de réaliser des volumes numériques avec une couverture ou une résolution spatiale élevée. Toutefois de tels volumes sont encore trop souvent exploités au travers de simples projections ou coupes 2D, ce qui ne permet pas d'envisager la lésion dans son ensemble. Etant données la tortuosité de l'axe artériel et la taille

des organes, la trajectoire des cathéters ne peut pas être déterminée avec précision. L'information 3D doit pouvoir être mieux exploitée afin d'appréhender la structure porteuse de la lésion et de déterminer les risques liés à l'accès. Ces considérations sont également valables lorsque l'on planifie la pose d'un stent.

En ce qui concerne la curiethérapie intra-artérielle, le principe est connu mais cette possibilité de traitement complémentaire n'a encore été que très peu explorée au regard du potentiel technologique actuel. Ainsi une étude récente sur la brachythérapie endovasculaire dans les artères coronaires [Wahl03] a montré que la distribution de dose effectivement appliquée varie de manière substantielle en fonction i) de la description géométrique des vaisseaux considérée pour la prescription et ii) du positionnement du cathéter supportant la source d'irradiation. Les artères périphériques nécessitent, en raison de leur calibre, le recours à une technique d'irradiation à haut débit de dose (source d'iridium-192) présentant un risque d'irradiation des tissus environnants. Les difficultés rencontrées sont notamment relatives à la localisation et au centrage de la source dans une lumière de plusieurs millimètres au niveau d'une lésion longue de plusieurs centimètres [Pari01], ainsi qu'à la pénétration du rayonnement qui pour être efficace doit atteindre l'adventice [Rubi98] [Wilc96] [Scot96], sans léser ni l'artère (seuil de tolérance de 30 Gray [Hall99]) ni la structure environnante. Par ailleurs, le sous-dosage peut au contraire stimuler le développement de l'hyperplasie myointimale [Sara95].

Afin de développer cette technique sur le plan clinique, le principal problème à résoudre dans l'étape de planification interventionnel est l'optimisation du plan dosimétrique de traitement en fonction des caractéristiques anatomiques du patient et des recommandations actuelles de l'AAPM (Association Américaine des physiciens en Médecine) [Pari01] [Nath99]. Dans l'idéal il est préconisé d'appliquer une irradiation de part et d'autre de la lésion et de délivrer une dose la plus homogène possible au niveau de la paroi artérielle.

Enfin, dans le cas de l'exclusion des AAA par endoprothèse aortique, les éléments de planification dépendent essentiellement de deux types de paramètres : i) les caractéristiques géométriques de la structure aortoiliaque et ii) la qualité pariétale.

Les caractéristiques géométriques de la structure aortoiliaque fournissent les critères nécessaires pour le choix des dimensions de l'endoprothèse et l'étude de la voie d'accès. Les risques d'endofuite et de migration de l'endoprothèse sont associés notamment à une mauvaise détermination de sa taille. Par ailleurs, une forte angulation aorto-iliaque peut rendre difficile le déploiement du dispositif. Les éléments déterminants à définir dans la phase de planification sont les suivants (figure 1.14) :

- Longueur du collet aortique (Indispensable car il conditionne la mise en place)
- Caractéristiques de l'artère fémorale ou iliaque d'accès.
- Tortuosité des artères iliaques.
- Angulation du collet aortique dans les 3 plans de l'espace, angulation de l'anévrisme par rapport aux artères iliaques.
- Diamètre du collet aortique sous-rénal et des vaisseaux iliaques (D1, DR, DL) au-dessus et en-dessous de la bifurcation iliaque (couverture de l'iliaque interne)
- Distance des artères rénales à la bifurcation aortique (L1).
- Distance entre bifurcation aortique et artères iliaques (LR, LL).
- Distance des artères rénales aux artères iliaques internes (L1+LR, L1+LL).

La qualité pariétale détermine aussi l'accès et les zones de fixation de la prothèse. Un

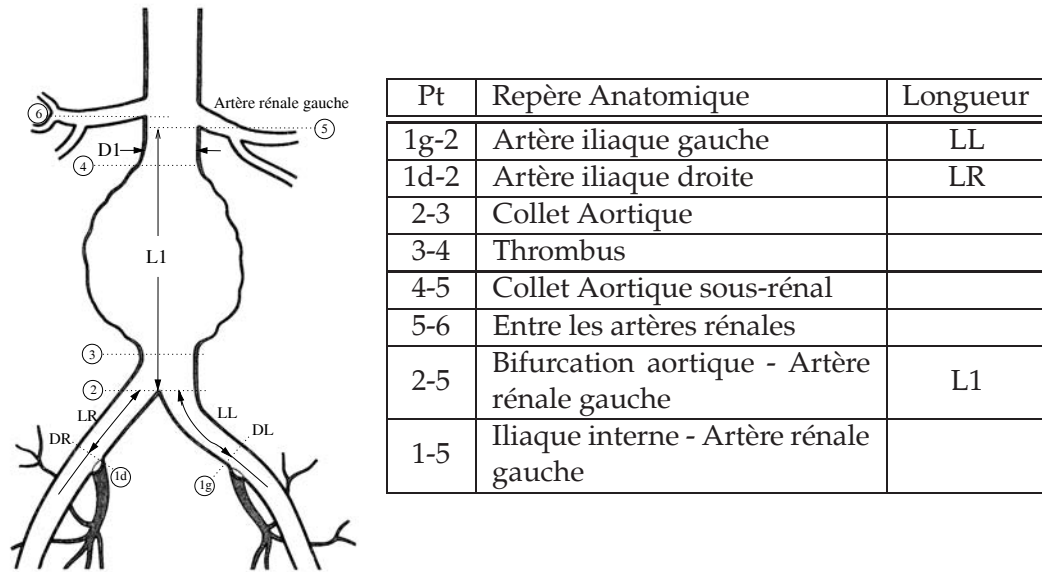


FIG. 1.14: Points de repère anatomique utilisés dans l'extraction de paramètres quantitatifs de la structure aortoiliaque.

collet aortique thrombosé ou calcifié augmente le risque de migration de l'endoprothèse ou d'embolie rénale/distale. Toute calcification de la paroi vasculaire, au contact de l'endoprothèse, peut, avec le temps endommager le greffon ou la structure métallique [Wil01]. Des sites d'ancrage distal (artères iliaques) fortement calcifiés ou thrombosés peuvent exclure la mise en place de la prothèse et accroître le risque d'embolie distale.

Plusieurs modalités d'imagerie ont été utilisées en clinique pour la détermination de la taille d'endoprothèses aortiques [Lama99] [Broe00] [Ludm00] [Nesc01]. Whitaker [Whit01] fait une revue de l'utilité de ces modalités pour le planning, l'intervention et le suivi post-opératoire. Dans la pratique, les mesures de longueur sont le plus souvent réalisées sur une angiographie avec un cathéter calibré, et les mesures du diamètre se font à partir des coupes axiales du volume TDM. Cependant, les images utilisées pour les mesures de diamètre devraient idéalement être des coupes reformatées orthogonales à l'axe de la structure. Par ailleurs Whitaker [Whit01] a montré que les mesures de longueur réalisées à partir de l'angiographie ne sont pas précises lorsque la lumière interne est très large à cause de la variabilité de la trajectoire du cathéter. Une meilleure mesure est réalisée le long de la ligne centrale de la lumière. La meilleure solution serait de considérer une endoprothèse virtuelle déployée en tenant compte des déformations appliquées par l'ensemble du dispositif endovasculaire sur des structures présentant une forte tortuosité.

1.6 Bilan

Dans ce chapitre est présenté de façon générale le contexte de notre travail. Dans les structures vasculaires, plusieurs lésions apparaissent comme conséquence de l'athérosclérose. Concernant les artères périphériques, les sténoses et les AAA sont les lésions les plus

fréquentes. Elles sont l'expression de la pathologie qui s'installe progressivement au fil des années et qui reste longtemps asymptomatique. Lorsque la lésion atteint un stade avancé, le traitement le plus indiqué est la chirurgie reconstructive, dont l'objectif est de restituer le flux sanguin. Les techniques endoluminales décrites (figure 1.15), représentent une alternative aux chirurgies conventionnelles. Ces nouveaux procédés thérapeutiques ont évolué grâce au développement lié à la miniaturisation des instruments (cathéters, guides, ...), ainsi qu'à l'apparition de nouveaux matériaux et à l'amélioration des techniques d'imagerie médicale.

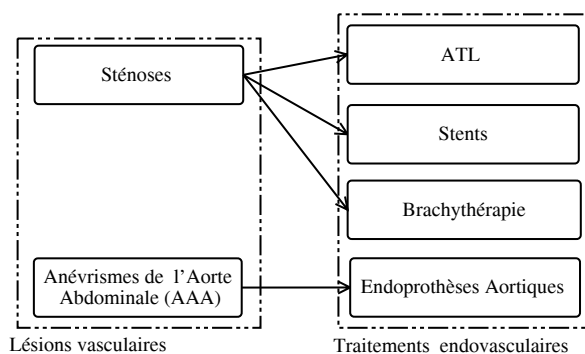


FIG. 1.15: Les lésions vasculaires traitées par voie endovasculaire.

Si ce type d'interventions présente d'énormes bénéfices pour le patient en termes de sécurité, de confort et de coût, elles induisent de nombreux inconvénients pour le chirurgien : accès réduit, repérage dans la zone d'intervention difficile, gestuelle complexe. Afin d'exploiter le fort potentiel de ce type de procédures il est indispensable d'optimiser la planification, car elle conditionne le succès et par conséquent le bénéfice apporté. La planification porte en premier lieu sur l'analyse de structures anatomiques, afin de préciser les caractéristiques des outils et déterminer les conditions d'accès à la lésion.

Ces éléments de planification peuvent être déterminés d'une manière précise à partir des examens d'imagerie préopératoire. Cependant, malgré le développement des techniques d'imagerie médicale 3D, il y a encore une sous-exploitation des données volumiques. En effet, l'interprétation des images se fait le plus souvent en considérant l'information 2D par coupe ou sur des projections, alors que des analyses par reconstruction 3D (permettant d'effectuer des analyses quantitatives plus performantes) sont possibles.

La planification de l'intervention peut aussi inclure des éléments de simulation, au moyen desquels le médecin peut prévoir le comportement des structures en interaction avec les outils et vérifier toute la procédure. La mise en œuvre d'une telle simulation requiert au préalable la construction de modèles virtuels du patient et des outils. Le médecin pourrait ainsi les manipuler afin de vérifier l'efficacité de la stratégie planifiée et d'évaluer les risques et les bénéfices pour le patient.

Première partie

État de l'art

Chapitre 2

Réalité virtuelle en médecine

2.1 Généralités

Plusieurs définitions de réalité virtuelle (RV) ont été reportées dans la littérature scientifique. D'un point de vue sémantique, la RV servirait à définir une représentation fictive ou artificielle de "la réalité". Cependant, la notion de "réalité" est relative à nos sens et à la perception que nous avons des concepts, des objets ou des phénomènes qui interagissent dans un univers physique.

Le terme *réalité virtuelle* a été utilisé pour la première fois en 1986 par Jaron Lanier, pour désigner une "réalité synthétisée, partageable, perçue par les sens et avec laquelle nous pouvons interagir", bien que des expériences immersives dans des environnements non réels aient été réalisées auparavant. Un exemple en est donné par l'utilisation d'images tridimensionnelles accompagnées de sons stéréophoniques et d'odeurs liées aux scènes dans un film appelé "Sensorama" conçu et développé par Morton Heilig dans les années 50. Dans les années 60 les éléments clés d'immersion ou de présence dans des mondes simulés, et les caractéristiques des interfaces sensorielles, qui constituent les bases de la recherche en RV aujourd'hui, ont été identifiés par Shuterland [Shut65]. Depuis la fin des années 60, le département informatique de l'université de Caroline du Nord (UNC) est à l'origine des travaux les plus significatifs en RV, sur les technologies de base et sur la réalisation d'applications pratiques (visualisation scientifique, imagerie médicale, outils d'aide à l'architecture). Un noyau de chercheurs venant de disciplines diverses y ont conçu une architecture complète pour la RV : Frederick Brooks, expert en architectures informatiques, issu de chez IBM ; Warren Robinett informaticien, programmeur graphique ; Henry Fuchs, du monde des images de synthèse ; Stephen Pizer et Julian Rosenman spécialistes en imagerie médicale et beaucoup d'autres experts en matériel, en logiciel, en capteurs, en systèmes réactifs, en architecture d'ordinateurs, en programmation d'applications graphiques, etc. ont réussi l'intégration de plusieurs technologies qui ont permis la construction des premiers systèmes de RV [Rhei93].

Grâce aux développements technologiques, la notion de RV s'est installée dans tous les processus de création d'environnements adaptés aux sens qui figurent la réalité, avec des possibilités d'interaction élargies. La sensation de *présence* est matérialisée, grâce à des interfaces évoluées qui permettent de gérer des mécanismes d'interaction homme-machine et qui donnent ainsi à l'utilisateur (ou aux utilisateurs) la possibilité d'assister et d'agir dans

des univers non réels. Ces technologies incluent entre autres les systèmes de visualisation 3D supportés par des casques qui plongent visuellement l'utilisateur, partiellement ou totalement, dans un univers d'images de synthèse (*head-mounted displays* -HMD-), les gants pour mesurer les mouvements de la main et déterminer son orientation et sa position dans l'espace 3D (*DataGloves*) ou les dispositifs mécaniques à retour d'effort qui permettent l'interaction intuitive et naturelle avec ces univers. On parle alors de technologies de RV, et d'*environnement virtuel*, terme introduit dans les années 90, dans l'intention d'éliminer la subjectivité de la définition de "réalité".

Immersion et *interactivité* sont les éléments clés qui permettent, grâce à la stimulation des sens, la reconstruction mentale de ces environnements virtuels. C'est alors par l'*Imagination* de l'utilisateur que la sensation de *présence* est créée [Burd93]. Les cinq sens sont concernés (la vue, le goût, l'ouïe, l'odorat, le toucher). L'immersion dépend de la quantité d'éléments de perception intégrés dans le processus de communication avec l'environnement virtuel. Il a été montré que l'information de nature visuelle (graphiques, images), acoustique (sons, voix) et tactile (retour d'effort), sont, respectivement les plus importantes [Duma95a].

La RV propose un cadre technologique pour la résolution de problèmes complexes dans lequel l'utilisateur fait partie intégrante. Les tâches sont réparties entre la machine et l'utilisateur. La machine assure les fonctions de calcul laissant à l'utilisateur, au centre du système, les opérations décisionnelles qui sont parmi les plus critiques. Les interfaces développées garantissent alors la communication entre les deux.

Deux concepts viennent s'ajouter au concept initial de RV au moyen des technologies disponibles. Le premier est celui de *réalité augmentée*, caractérisant tout système qui améliore la perception de l'opérateur vis à vis de l'environnement réel, généralement par superposition d'images de synthèse sur des images réelles ou vidéo. L'autre, qui se définit inversement, est celui de *virtualité augmentée*, c'est-à-dire la superposition d'objets réels dans un environnement virtuel.

L'application des technologies de RV en médecine, ont largement suscité l'intérêt de la communauté scientifique [Duma95a] [Wath99] [Camp98]. Selon le type de procédure médicale, la RV peut intervenir à plusieurs niveaux : i) pathologie - lésion, ii) patient, iii) salle d'intervention ou iv) structure hospitalière. La lésion et le patient représentent l'objectif thérapeutique final. La salle d'intervention constitue un environnement complexe qui conditionne la manière dont la procédure mise en œuvre est pratiquée et, finalement la structure hospitalière représente l'ensemble des acteurs qui sont impliqués.

Plusieurs secteurs en médecine sont concernés par les technologies de RV. Les 5 principaux domaines d'application potentiels concernent : i) l'éducation et l'entraînement, ii) le diagnostic, iii) la planification et l'assistance aux interventions, iv) la rééducation et la thérapie et v) la télémédecine.

Le domaine de *l'éducation* et de *l'entraînement* constitue une des principales finalités de la réalité virtuelle en médecine. Le but de ce type d'applications peut être l'appréhension de l'information, le développement de l'habileté manuelle, l'intériorisation d'un geste ou le conditionnement d'un groupe, par exemple :

- Apprentissage de l'anatomie, et de la physiologie humaine, grâce à la construction de modèles et atlas des organes et des structures qui permettent l'exploration et la simulation des pathologies à différents niveaux de détail [Geor98b].

- Apprentissage et entraînement à la réalisation de gestes chirurgicaux (ie. développe-

ment de la dextérité), afin d'économiser le temps des chirurgiens expérimentés et de limiter les expérimentations animales [Sata94] [Hoff97] [Kuhn00] [Mare98].

- Préparation d'un groupe à réagir en cas d'une situation d'urgence, suivant un protocole de sécurité. Plusieurs scénarios peuvent être mis en place avec des contraintes différentes afin de prévoir les conséquences et instruire le personnel sur le comportement à adopter.

Le *diagnostic* est une étape préalable à la planification d'une intervention, dont l'objectif principal est l'interprétation de l'information patient (images, données cliniques, etc.). Les outils de réalité virtuelle dont on dispose actuellement autorisent la construction et la représentation 3D des organes d'une façon très proche des vraies structures, sur lesquels la quantification de données, la fusion d'information et la visualisation sont possibles [Robb97b]. Les techniques d'endoscopie virtuelle, dont nous parlerons dans un chapitre à part entière, ont montré des résultats très positifs comme outil diagnostique. Les caractéristiques de l'examen, à partir d'une simple acquisition volumique, la rendent potentiellement plus avantageuse que l'endoscopie réelle. La majeure partie des travaux ont été réalisées en colonoscopie pour la détection de polypes [Jere02] [Fenl99a] et en bronchoscopie pour l'évaluation de voies aériennes [Burk00] [Summ01a].

La *planification et l'assistance* consistent à définir une stratégie opératoire optimale, en utilisant des données multi-modales spécifiques au patient et à exécuter l'intervention en conformité avec le planning [Troc96] [Troc98].

Les technologies de RV sont venues conforter cette tâche au travers de systèmes qui permettent de concevoir la stratégie, de la transposer dans le repère de l'intervention et de guider le geste. Le pouvoir décisionnel du chirurgien est variable en fonction de la technologie mise en place pour l'exécution. En effet, les thérapies peuvent être planifiées dans un environnement virtuel où le médecin dispose de tous les éléments intervenant pendant la chirurgie. Les problèmes qui se posent pendant l'intervention concernent la localisation dans les structures anatomiques tridimensionnelles, la conduite de navigation et la mise à jour des informations du planning en fonction des observations peropératoires, le plus souvent de nature bidimensionnelle [Gall01], pour lesquelles des systèmes de réalité augmentée sont mis en oeuvre.

La RV est étroitement liée à l'ensemble des techniques de GMCAO (Gestes Médicaux et Chirurgicaux Assistés par Ordinateur) [Cinq95]. Une boucle à trois composantes perception-décision-action exposée par Troccaz et al. [Troc96] décrit la méthodologie générale des applications, qui se traduit à différents niveaux [Voir02] : i) la planification préopératoire (à partir de données d'imagerie préopératoire -élément de perception-), où la stratégie opératoire est définie ; ii) le recalage peropératoire, qui permet de transposer la planification dans le bloc opératoire et iii) le guidage du geste thérapeutique (passif, actif ou semi-actif) intégrant en temps réel les données multi-modales recalées pour localiser précisément les outils du chirurgien.

Dans les systèmes passifs, l'aide proposée au chirurgien consiste à lui permettre de comparer la simulation du geste et le cas réel en conditions opératoires. Le chirurgien reste complètement en charge de l'exécution et d'une éventuelle correction. Dans les systèmes semi-actifs, un guidage du geste est proposé au chirurgien, afin de respecter la stratégie définie. Finalement, dans les systèmes actifs, certaines sous-tâches sont réalisées à l'aide d'un système robotisé autonome [Bann03]. Plusieurs exemples de planification et d'assistance utilisant des technologies de RV, actuellement assez limités dans le cas de la chirurgie des

tissus mous, peuvent être retrouvés dans la littérature : implantation de tiges fémorales ou de prothèses de la hanche, plastie du ligament croisé antérieur du genou [ANAE02], chirurgie de la colonne vertébrale [Merl97], chirurgie maxillofaciale [Keev98] [Koch96] [Lo94] [Vann96], ablation des tumeurs hépatiques [Voir02] ou calcul de dose dans le traitement de différentes maladies intracrâniennes (radiothérapie en conditions stéréotaxiques) [Simo02].

Dans la *rééducation et la thérapie*, les possibilités techniques de la RV peuvent être utilisées avantageusement pour construire des outils en psychothérapie, en neuropsychologie et en thérapie motrice. Les applications sont nombreuses et concernent l'évaluation de l'état du patient comme sa réadaptation [Gree94b] [Fuch03]. Nous pouvons citer les tests de perception visuelle avec des vues stéréoscopiques [Rich98] ou l'évaluation motrice, avec des "DataGloves" utilisés pour suivre et quantifier le mouvement de la main dans l'exécution de tâches simples [Gree94a]. En réadaptation physique, des applications sont créées dans le but d'améliorer une fonction particulière : précision, coordination ou force par exemple [Burd92], par la programmation de tâches spécifiques. Ces processus peuvent devenir plus réalistes en fournissant un ensemble de routines semblables à celles exécutées dans l'activité physique quotidienne, donc moins monotones, ce qui augmente la motivation du patient. Des interfaces de RV permettent également aux personnes présentant des dysfonctionnalités vocales de traduire des gestes mécaniques en phrases synthétisées. Les traitements psychiatriques tels que le traitement de phobies (agoraphobie, acrophobie, claustrophobie et peur en vol [Krij04] [Bote98] [Korm03]) ont aussi profité des technologies de RV [Este04], par la création d'un fort sentiment de présence à une situation particulière.

La *télémédecine* est le domaine où les télécommunications rejoignent la médecine. Le défi du point de vue technologique repose sur la nécessité de fournir aux différents acteurs d'un système (isolés physiquement) la capacité de téléprésence voire de télé-interventions, c'est à dire les moyens d'interagir dans des environnements distants. Des interfaces évoluées et des liaisons à très haut débit, fiables et sécurisées sont des conditions qui assurent la faisabilité de ce type de procédés.

La télémédecine peut être utilisée pour surveiller un processus ou pour effectuer des tâches distantes. La téléprésence se traduit dans la possibilité d'effectuer une consultation distante (relation médecin-médecin ou médecin-patient), où par exemple un spécialiste guide à distance la décision d'une personne non-spécialiste, ou de prendre des décisions collectivement dans le cas où plusieurs spécialistes partagent la même information en temps réel. Le diagnostic distant et la téléchirurgie font partie des applications possibles [Duma95a]. La télémédecine peut réduire le coût des soins médicaux en amenant l'expert aux endroits distants, difficilement accessibles, ou lorsque la situation du patient rend impossible sa mobilité dans un délai raisonnable vers une salle de chirurgie [Mare97]. Un exemple de faisabilité de la téléchirurgie a été montré en 2001 par le Dr. Marescaux (CHU de Strasbourg) qui a réalisé depuis New-York une chirurgie de la vésicule biliaire d'une patiente située à Strasbourg.

Nous envisageons deux utilisations particulières des technologies de RV en médecine : la simulation en chirurgie, où nous présenterons quelques aspects de la modélisation et, l'endoscopie virtuelle, qui se focalise essentiellement sur le rendu visuel et l'analyse de données préopératoires.

2.2 Simulation en chirurgie

Le but de la simulation en chirurgie est de reproduire les conditions de l'intervention, que ce soit au niveau du théâtre interventionnel (salle de chirurgie) et des différents éléments le constituant (patient, chirurgien, instruments, dispositifs d'imagerie, ...), ou de manière plus ciblée et localisée au niveau du comportement des tissus en réponse à des actions thérapeutiques particulières (interactions outils/tissus).

Au regard de la RV, qui place le chirurgien au centre du processus décisionnel, les applications de la simulation en chirurgie répondent à un double intérêt : i) l'entraînement et l'apprentissage de techniques chirurgicales et ii) la planification d'interventions.

- Les *simulateurs pour l'entraînement et l'apprentissage* de gestes ont pour but de recréer l'environnement complet de l'intervention pour que le chirurgien dispose des conditions les plus semblables possibles à celles d'un scénario réel [Hoff97]. Il s'agit pour le chirurgien d'acquérir les connaissances indispensables à l'intervention et de développer son habileté au moyen de la répétition du geste, avec une plus grande flexibilité et à un moindre coût. Plusieurs applications de ce type de simulateurs ont été mises en place, tant du côté de la chirurgie ouverte que de la chirurgie endoscopique [Kuhn00] [Mabr00] [Bard89][Mare98] [BN98] [Moli97] [Hilb97] [Schi98].

- Les *simulateurs pour la planification d'interventions* ont pour objectif d'évaluer la faisabilité, de prévoir les résultats, ou de modifier le plan d'une intervention selon l'effet d'une action thérapeutique. Dans ce type de simulateurs, les modèles utilisés doivent être très précis et liés aux particularités du patient.

La réalisation de ce type de simulateurs est plus difficile. La chirurgie maxilo faciale [Froh93] [Keev98] [Kock99] [Lee95] [Lo94] [Munc00] [Sart99] [CW99] [Koch96] et l'orthopédie sont les domaines où ce type de simulation a d'abord été utilisé. Grâce à la rigidité des structures, leur modélisation est plus simple. Le type d'implant à utiliser ou le découpage optimal de résection d'une pièce anatomique peuvent être déterminés, sans avoir à prendre en compte des déformations importantes pendant l'intervention. Il n'en va pas de même dans les tissus mous, qui présentent un comportement mécanique moins étudié, plus complexe et plus difficile à mesurer *in vivo* [Han02].

La mise au point de tels simulateurs pose d'importants problèmes méthodologiques et technologiques tels que : i) le développement de modèles relatifs au comportement des tissus du corps humain [Deli99b] [Coti96] [Deli99a], tenant compte du phénomène physique qui guide l'interaction outil-tissu et utilisant une représentation adéquate [Gibs99] et ii) la restriction du temps de calcul pour la satisfaction des paradigmes de la RV (ie. immersion, interaction, imagination), ce qui implique la synchronisation des processus, la calibration spatiale des dispositifs de manipulation, et la mise en œuvre de retours haptique, visuel, sonore, etc. [Sata01] [Coti99]

2.2.1 Modélisation et simulation

Le problème de la simulation est étroitement lié à celui de la modélisation et est commun à plusieurs disciplines. Zeigler et al. [Zeig00] ont établi un cadre méthodologique générique pour le formaliser, qui conceptualise les notions implicites dans la simulation chirurgicale. Selon cette proposition, les entités basiques impliquées sont *la source du système, le modèle, le*

simulateur et le cadre expérimental. Les relations établies entre les entités sont *la modélisation et la simulation*, l'application conditionnant la définition de chaque entité (figure 2.1).

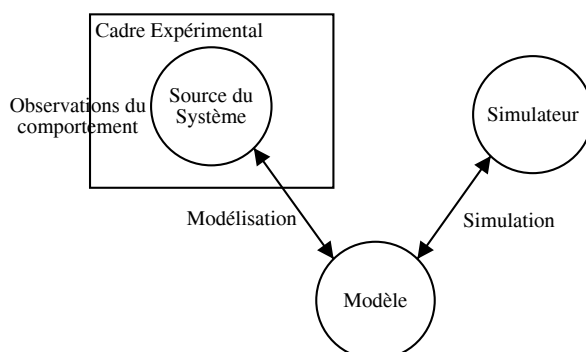


FIG. 2.1: Les entités basiques de la relation modélisation/simulation selon [Zeig00].

La *source du système* comporte l'élément (ou milieu) que l'on va modéliser (*p. ex.*, la structure vasculaire, un organe ou un tissu). Elle peut être vue comme étant à l'origine des données observables. Ces données, mesurables, qui peuvent provenir de l'expérimentation et qui constituent l'ensemble d'*observations du système*, servent à définir une base de connaissances à utiliser dans le processus de modélisation (*p. ex.*, des dimensions géométriques, des caractéristiques physiques, ou le comportement sous certaines conditions). Dans le cas de la simulation pour la planification, la construction de modèles spécifiques au patient requiert la considération de l'information multimodale liée au patient traité (observations de différentes natures issues de l'examen préopératoire).

Le *cadre expérimental* est une spécification des conditions dans lesquelles le système est observé ou expérimenté pour un contexte applicatif donné. Un cadre expérimental traduit les objectifs de la modélisation en conditions expérimentales plus précises pour le système et le modèle. Il peut être vu comme une entité qui interagit avec le système d'intérêt à modéliser, pour obtenir les données d'intérêt dans les conditions expérimentales établies. Il définit, entre autres, les relations entrée-sortie du système (*p. ex.*, les relations contrainte-déformation qui décrivent des propriétés biomécaniques d'un tissu, ou l'effet d'un agent chimique sur des caractéristiques structurelles ou physiologiques d'une cellule). Il fait ainsi (notamment) intervenir le type de phénomène physique sur lequel s'appuie l'action de l'outil (en entrée du système).

Un *modèle* est défini comme un ensemble d'instructions, règles, équations ou restrictions utilisées pour générer un comportement entrée-sortie. De tels modèles peuvent être associés (composition) afin d'obtenir d'autres modèles plus complexes structurés hiérarchiquement, qui représentent à plusieurs niveaux la connaissance (*p. ex.*, à partir du modèle géométrique des structures vasculaires on peut construire un modèle hémodynamique et déduire par exemple la perfusion sanguine en aval d'une sténose). L'avantage de cette description du monde réel est la possibilité de généralisation et de reproductibilité du comportement dans l'expérimentation.

D'une façon générale, un *simulateur* est une entité capable de suivre les instructions qui constituent un modèle donné, afin de générer un comportement en sortie, en fonction d'un ensemble de données en entrée et des paramètres du modèle. Il doit être adapté à la repré-

sentation du modèle. L'utilisateur agit sur le simulateur au moyen d'une interface qui lui autorise l'accès indirecte au modèle.

Ces entités sont connectées au travers de deux types de relation : la *modélisation* et la *simulation*. La *modélisation* concerne l'ensemble des tâches conduisant à la construction du modèle. Deux composantes interviennent dans sa réalisation : i) l'abstraction et ii) la représentation. L'abstraction concerne le niveau de détail du modèle le plus adapté pour l'application envisagée. Il peut être établi à des échelles différentes (du cellulaire et moléculaire jusqu'au niveau macroscopique de l'organe et des structures anatomiques complètes) reflétant la nature spécifique du phénomène à reproduire.

La représentation, quant à elle, indique le formalisme de la modélisation : discrète, continue, etc. Pour chaque type de représentation il doit exister un simulateur associé. Par exemple, nous identifions deux types de représentation géométrique dans la simulation des déformations des tissus mous (cf. section 4.2.3) : i) la représentation surfacique, qui peut être décrite analytiquement ou par un maillage discrétisée et ii) la représentation volumique.

La *simulation* est la relation entre le simulateur et le modèle. Elle établit i) le type de simulateur adapté au modèle, ii) l'affectation des entrées, iii) le calcul des sorties. Dans la pratique les simulateurs sont construits pour exécuter non seulement un modèle mais une famille de modèles possibles. Cette flexibilité est nécessaire si le simulateur est utilisable dans un ensemble d'applications diverses. Sous cette optique, l'exécution d'une méthode d'intégration numérique pour la résolution d'un système d'équations différentielles (*p. ex.*, Euler-Newton) en est un exemple.

Pour la réalisation d'une application spécifique (simulateur chirurgical), la RV offre les interfaces évoluées qui permettent l'interaction de l'utilisateur avec les simulateurs [Sata94] [Duma95b] [Deli99b] [BN98] [Mare98]. Sous ces considérations, un simulateur en chirurgie constitue un environnement virtuel (EV) où les différents simulateurs des outils et des systèmes biologiques (cellule, tissu, organe, structure) interagissent, à partir d'un ensemble de décisions prises et d'actions effectuées par l'utilisateur. La synchronisation est réalisée dans l'EV et les résultats se traduisent d'une part dans la modification de l'état des modèles (système biologique et outil) et d'autre part dans le retour sur l'utilisateur (haptique, visuel, etc.) (figure 2.2).

On parle de modèles couplés dans le sens où, pour le même système biologique, plusieurs types de modèles existent, cohabitent et peuvent échanger des données. Ils sont déterminés lors de la modélisation (par le niveau d'abstraction, la représentation, le cadre expérimental).

Ce schéma est suffisamment général pour englober les différentes apparitions successives de simulateurs chirurgicaux reportées dans la littérature. Satava [Sata96] décrit les différentes générations, en identifiant trois catégories reposant sur les niveaux de modélisation du corps humain : anatomique, physique et physiologique (figure 2.3) [Deli99b].

- *Anatomique*, qui concerne essentiellement la représentation géométrique. Actuellement l'imagerie médicale fournit les principales informations avec une précision millimétrique pour représenter les structures anatomiques [Ayac98] [Roux03].

- *Physique*, où la nature déformable, élastique et articulée des structures est prise en compte. Elle est associée à des paramètres physiques tels que la force, la cinématique, la température, la pression. Le principal domaine qui aborde cette problématique est la biomécanique. La complexité dans la modélisation des structures biologiques provient des ca-

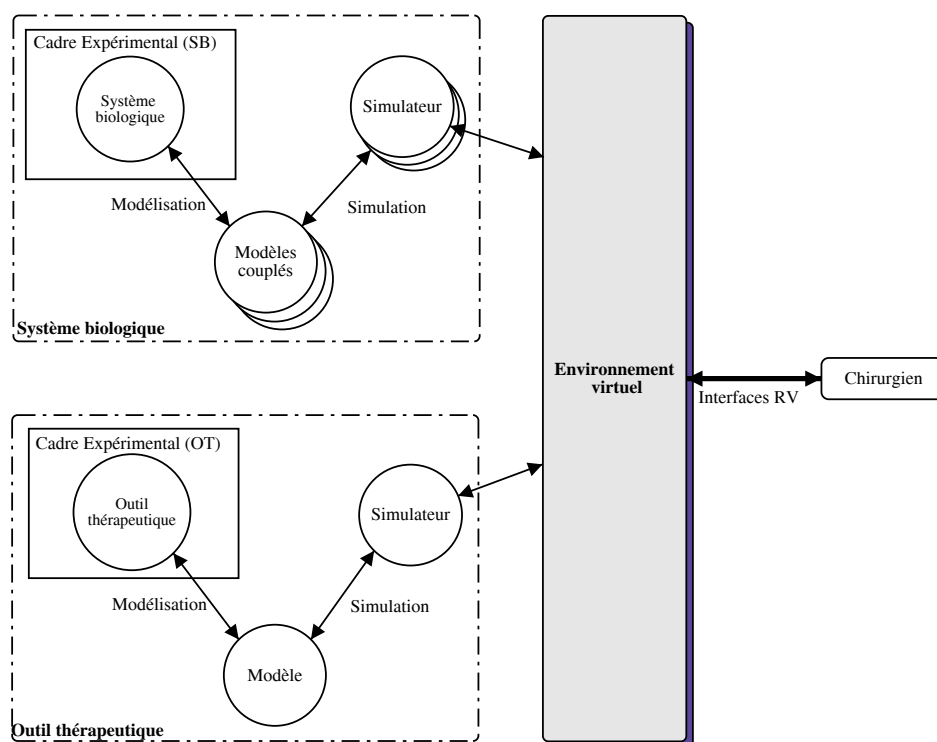


FIG. 2.2: Simulateur chirurgical.

ractéristiques mécaniques des tissus biologiques (non linéarité, hystérésis, élasticité et fatigue) et de l'identification des paramètres physiques (p. ex. module de Young). Seule le comportement de certaines structures a été étudié avec précision tels que la peau, les os, les muscles. Toutefois, lorsqu'un tissu est retiré de l'organisme et étudié *in vitro*, ses propriétés se trouvent modifiées du fait de la privation d'irrigation sanguine et d'innervation. Si dans les applications d'entraînement et d'apprentissage des mesures *in vitro* du comportement mécanique peuvent s'avérer suffisantes, elles ne le sont plus dans le cadre des simulateurs de planification qui, dans l'idéal, requièrent la prise en compte d'un comportement, *in vivo* et spécifique au patient considéré, difficilement identifiable.

- *Physiologique*, qui s'intéresse au caractère fonctionnel des organes à plusieurs échelles (du niveau macroscopique au niveau cellulaire et moléculaire).

Il est à noter que cette classification est fortement guidée par la chronologie d'apparition des différentes générations de simulateurs. Si les pathologies peuvent être expliquées par des modifications au niveau physiologique, elles se traduisent aussi par des changements au niveau physique et morphologique. C'est pour cette raison que la dissociation de ces trois types de modèles est à considérer avec précaution. La combinaison de ces modèles semble en effet nécessaire pour une meilleure compréhension des pathologies et pour une simulation précise des procédures thérapeutiques. Bien qu'il s'agisse d'un problème difficile en raison des différences d'échelles utilisées et de types de formalisme de la description, on peut néanmoins noter des exemples de fusion de modèles reportés par certains auteurs. Tel est le cas de Avis et al. [Avis99] où des modèles anatomiques et physiologiques sont intégrés dans l'étude de l'ischémie, ou de Dang et al. [Dang03] qui construisent un modèle anatomo-

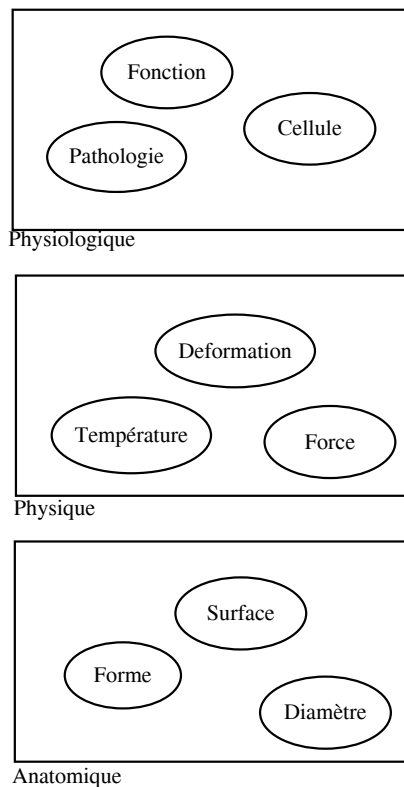


FIG. 2.3: Les différentes générations de simulateurs médicaux [Deli00a].

mique à partir d'images IRM et un modèle physiologique des oreillettes pour l'évaluation de différents motifs dans l'ablation par radiofréquence (RF). Le lien entre les modèles anatomiques, physiques et physiologiques dans l'étude de la mécanique respiratoire, a été établie dans les travaux de Kaye et al. [Kaye95] [Kaye96] [Kaye98]. Le modèle anatomique est extrait des données TDM du patient et le modèle physiologique est basé sur les paramètres mesurables en clinique.

2.2.2 Réalisation pratique

A ce jour, les contraintes portant sur le réalisme de la simulation sont satisfaites de façon différente et partielle, aussi bien dans les simulateurs d'entraînement et d'apprentissage, que dans les simulateurs de planification d'interventions. Les paramètres de la modélisation et des interfaces homme-machine ainsi que les ressources technologiques pour leur réalisation diffèrent en fonction de ces objectifs [Beau97] [Duma95b] [Coti96] [Deli99b] [BN98] [Brow02] [Voss99] [Gibs98].

Les éléments clés avec lesquels le degré de réalisme peut être jugé sont : i) le niveau de détail des modèles anatomiques, physiques, physiologiques lié à la réalité patient. C'est la priorité dans les simulateurs pour la planification, où les modèles doivent se comporter de la même façon que le système qu'ils représentent, ii) l'interaction temps-réel, qui permet l'immersion de l'utilisateur dans l'environnement virtuel, en reproduisant les mêmes sensations que lors de l'intervention. Elle est directement liée à la fréquence de mise à jour du simulateur. Les restrictions en temps de synchronisation pour chaque composante percep-

tuelle sont différentes : pour la visualisation, les taux de rafraîchissement acceptables sont de l'ordre de 20-60 Hz [Duma95b], tandis que pour le retour haptique elles atteignent 1000 Hz [Deli99a].

Étant donnée que les simulateurs d'entraînement et d'apprentissage considèrent plus particulièrement des informations génériques, ils présentent à l'heure actuelle des performances plus élevées. En revanche, lorsqu'il s'agit de se rapprocher de la réalité patient, les problèmes de modélisation se compliquent, et les moyens pour atteindre les performances en temps de calcul et immersion du praticien ne sont pas encore disponibles. Actuellement, des simplifications sont faites de façon à répondre, au moins en terme de planning, au type d'interaction établi au regard des outils utilisées dans la simulation. Dans l'idéal, cette modélisation devrait intégrer plusieurs sources de connaissances et être établie à plusieurs échelles.

2.3 Endoscopie virtuelle : une application de l'imagerie virtuelle

La visualisation est une des composantes fondamentales de la RV en médecine. Elle comprend la présentation à l'utilisateur des informations acquises par des méthodes d'imagerie médicale. Différents phénomènes physiques sont à l'origine de l'acquisition et se différencient par le type d'information qu'ils mesurent (*p. ex.* densité de protons, impédance acoustique, radio-opacité, etc.). Les images ainsi construites représentent la répartition spatiale d'une propriété physique ou fonctionnelle d'un organisme ou *système*, dans un intervalle de temps précis. Elles fournissent les moyens pour son interprétation. Celui qui interprète les images (le médecin) utilise sa connaissance préalable et son expérience dans l'identification de modifications pathologiques des structures, en établissant mentalement la relation entre les images et le phénomène physique qu'elles représentent.

L'essor actuel de l'imagerie médicale correspond en grand partie à la possibilité d'acquisition 3D de l'information, depuis l'introduction de la tomographie numérique. Les données sont acquises sous forme de coupes tomographiques dont les caractéristiques (résolution, position, épaisseur et distance inter-coupes) permettent de définir ou reconstruire un volume.

Le médecin interprète l'information 3D, plus complète, sous forme de coupes, mais la compréhension de l'anatomie se voit souvent limitée et très difficile. De nouveaux moyens de visualisation se sont ajoutés progressivement aux techniques d'imagerie médicale pour faciliter la tâche d'interprétation. Ils ont permis la reconstruction 3D de structures anatomiques et la fusion entre plusieurs modalités d'acquisition [Robb99]. Cette reconstruction *virtuelle* 3D permet d'établir des relations spatiales entre les structures plus facilement qu'avec la représentation par coupes [Ayac98].

Outre la visualisation de structures anatomiques depuis l'extérieur, les techniques diagnostiques se sont intéressées à la visualisation depuis l'intérieur des structures en utilisant des voies naturelles (digestives, respiratoires, sanguines). L'endoscopie consiste à placer une caméra optique au bout d'un cathéter navigant dans la structure à observer.

L'exploitation de l'information volumique 3D a permis l'introduction virtuelle d'un endoscope soit à l'intérieur d'un modèle surfacique de l'organe soit dans un volume image non pré-segmenté. Les structures anatomiques sont ainsi explorées virtuellement en produisant

des images comme le ferait un vrai endoscope [Geig95].

L'endoscopie virtuelle présente de grands avantages par rapport à l'endoscopie réelle : elle est non-invasive et donc, plus confortable pour le patient car elle élimine des risques, comme des déchirures ou des infections d'organes, associés à l'introduction d'éléments externes ; grâce à ses six degrés de liberté, elle élargit les possibilités d'exploration de structures difficiles à atteindre physiquement, comme le cerveau ou les vaisseaux de petit calibre ; un examen peut être réalisé et répété plusieurs fois sur le même patient avec des orientations et champs de vue différents ; les principales caractéristiques des organes et des lésions peuvent aussi être identifiées et donc fournir de nouvelles informations utilisées sur le plan clinique.

Grâce au développement de techniques d'acquisition d'images qui autorisent des temps d'acquisition plus courts et une meilleure résolution, mais aussi grâce à l'amélioration des méthodes de traitement d'images, le domaine d'application de l'endoscopie virtuelle s'élargit et la fait migrer du simple système de visualisation pour le diagnostic vers un outil d'exploration et d'analyse de structures. Elle a trouvé une place importante dans un grand nombre d'applications médicales telles que la colonoscopie, la bronchoscopie ou l'angioscopie.

2.3.1 De la visualisation diagnostique à l'analyse de données

Initialement, tous les systèmes d'endoscopie virtuelle ont été conçus comme des environnements pour la construction d'images de surface, comme un endoscope réel, dans un but de visualisation des structures anatomiques. Le contrôle des opérations étant laissé à l'utilisateur et réalisé de manière interactive : position, orientation et définition des trajectoires à l'intérieur des structures anatomiques. Un nombre important de travaux ont défini les conditions d'utilisation et ont ouvert la route des applications de l'endoscopie virtuelle [Vini94] [Higg94] [Hong95] [Lore95] [Brad95] [Haig96] [Mori96] [Summ96] [Fenl97] [Robb97a].

Parmi les fonctionnalités qui sont progressivement venues enrichir les systèmes d'endoscopie virtuelle, dans un but principalement diagnostique, on peut citer les éléments pour l'analyse de structures anatomiques tels que localisation, description et quantification interactive des lésions, la détermination automatique des trajectoires, ou la fusion des informations de divers types sur les images endoscopiques. Sont à signaler quelques exemples tels que ViVa [Abdo98], qui permet d'effectuer des navigations interactives à l'intérieur des structures vasculaires ; les travaux de Mori [Mori96] et les travaux de Summers [Summ97] qui ont proposé des systèmes pour la navigation à l'intérieur des bronches ; les travaux de Hong et al. [Hong95, Hong97] utilisés pour la visualisation du colon ; les études de Nain et al. [Nain01], qui ajoutent de nouvelles fonctionnalités interactives d'analyse quantitative, utilisées dans le colon et également dans les structures cardiovasculaires ; et les travaux de Vilanova et al. qui ont présenté VirEn [Vila99] en se consacrant spécialement au calcul de trajectoires optimales pour la navigation. La plupart de ces systèmes, utilisent des modèles surfaciques avec des étapes de segmentation préalables.

2.3.2 Vers une utilisation clinique

Même si le principe de l'endoscopie virtuelle est commun à toutes les applications, les conditions et les problèmes posés peuvent varier selon la structure explorée et la finalité thérapeutique : la taille, la géométrie, la topologie des organes et les pathologies sont différentes. Nous présentons trois exemples principaux d'application : l'angioscopie, la colonoscopie et la bronchoscopie qui illustrent ses possibilités d'application en routine clinique et qui font ressortir les problèmes méthodologiques qu'elle doit encore surpasser.

De nouvelles exigences au niveau de la précision, de la représentation, de la rapidité et de la fonctionnalité apparaissent dans la pratique clinique et font partie de la recherche à l'heure actuelle. Elles seront traitées dans le chapitre 3.

2.3.2.1 Angioscopie virtuelle

Il s'agit de l'endoscopie virtuelle pour la visualisation et l'analyse des vaisseaux. Parmi les premiers exemples de systèmes de visualisation en angioscopie virtuelle on peut citer les travaux développés au LTSI en matière de navigation interactive [Haig96] et de navigation active [Bell00] dans un volume image non présegmenté, pour laquelle l'apport de contraintes fondées sur le suivi d'une structure particulière permet de définir automatiquement une trajectoire. On note également les travaux de Bartz et al. [Bart99a] (système VIVENDI de navigation), dont l'environnement inclut des fonctionnalités qui permettent d'effectuer des mesures de façon interactive sur les images endoscopiques. Ultérieurement avec le même système, l'utilisation des images acquises avec un scanner multi-barrette en synchronisation avec le signal ECG, a permis l'exploration des structures cardiovasculaires [Bart01a]. Des mesures volumétriques dans les ventricules en mouvement peuvent être réalisées, ainsi que l'identification des caractéristiques des artères coronaires. Une étape préalable de segmentation est effectuée en utilisant une méthode de croissance de régions simple avec des seuils d'intensité établis de façon interactive. Ensuite une représentation en octrees et une différenciation des régions opaques et transparentes est réalisée dans le but d'accélérer le processus de rendu visuel. Finalement, une carte de distances 3D basé sur la surface segmentée du coeur est générée. Elle est utilisée comme système de guidage pour la navigation et la gestion de collisions de l'angioscope virtuel. Un ensemble de lois cinématiques et de forces est créé à partir de la carte de distances afin de garantir une navigation à l'intérieur de la structure, elles agissent en même temps que les actions de l'utilisateur sur l'angioscope virtuel. Cette étape de segmentation prend de 10 à 20 min dépendant de la taille des données. Des alternatives de segmentation ont été proposées pour la navigation dans les vaisseaux craniaux, avec l'utilisation de clips virtuels qui limitent les régions qui sont extraites pour la visualisation [Bart99c]. Les travaux ultérieurs de Bartz et al. ont migré vers la planification d'interventions endoscopiques dans les structures du cerveau [Bart01c] [Bart99b] en utilisant des images IRM.

Un environnement complet pour l'étude du système vasculaire qui regroupe des fonctions de visualisation, reconstruction de la géométrie, génération de maillages, et calcul hémodynamique est celui développé par l'équipe de CRS4 à Cagliari (ViVa : "*The virtual vascular project*" [Abdo98]). Dans ce système, conçu dans un but d'éducation et d'entraînement, les lésions sont identifiées visuellement, et les mesures sont prises de façon interactive. Elle

permettent de calculer, par exemple, l'évolution de la lumière interne le long d'une trajectoire et indirectement évaluer le pourcentage de sténose [Gobb98].

Plusieurs modalités d'imagerie ont permis de mettre à l'épreuve la faisabilité de l'angioscopie virtuelle. Néanmoins, c'est l'IRM et l'imagerie TDM qui ont été le plus souvent utilisés. L'IRM semble plus performante pour l'analyse de flux lents et n'a pas été utilisée seulement dans les structures cérébrales [Bart99c] [Fell98] [Fell99] [Blan99], mais aussi dans l'étude de quelques pathologies de l'aorte [Davi96] [Summ01b], et dans l'identification d'embolies des artères pulmonaires [Ladd96].

L'utilisation de la TDM dans l'étude de pathologies vasculaires est largement répandue, car c'est certainement la technique d'imagerie qui a contribué le plus à la compréhension des lésions complexes. C'est une technique qui explore simultanément les trois compartiments (endoluminal, pariétal et extra-pariétal) et qui met en évidence la lumière interne après l'injection de produit de contraste, avec une très bonne résolution spatiale [Lebl97]. L'angioscopie virtuelle dans les données TDM a été utilisée dans l'identification des régions sténosées [Haya96] [Smit98], dans la détection d'embolies d'artères pulmonaires [Kone98], dans l'évaluation et la planification de chirurgies pour les anévrismes du cerveau [Kato96], dans l'étude de pathologies de la structure aortique [Lebl97], et dans le suivi post-opératoire après la pose d'endoprothèses [Beie97] [Neri00] [Sbra01]. Plus récemment avec l'apparition du scanner multi-barrette, qui a permis d'améliorer la résolution spatiale et temporelle, l'exploration de structures en mouvement comme les artères coronaires a été possible [Bart01a] [Schr02]. Les artères coronaires n'ont pas été étudiées seulement avec l'imagerie TDM. Wahle et al. [Wahl01a] ont proposé une approche de reconstruction des artères coronaires en utilisant l'angiographie 2D et les images par ultrason intravasculaire. L'acquisition est faite le long de la trajectoire du capteur qui suit la structure. Des phases de segmentation et de reconstruction sont effectuées afin de réaliser une description géométrique 3D. Ce type de système a été utilisé pour l'étude hémodynamique des artères coronaires en mouvement, pour lequel plusieurs acquisitions sont synchronisées par rapport aux cycles de l'ECG et permettent de reconstruire la géométrie des artères en prenant en compte la composante temporelle [Wahl01b]. La faisabilité de l'endoscopie virtuelle à partir de données issue de l'angiographie rotationnelle 3D par soustraction a été étudiée par Unno et al. [Unno02] sur 36 patients avec de pathologies vasculaires différentes (sténoses, anévrismes et fuites endoluminales après la pose des endoprothèses). Elles ont été étudiées dans l'évaluation de lésions et le suivi post-opératoire.

Malgré l'essor de l'angioscopie virtuelle dans les dernières années et de son utilisation potentielle en clinique, nombreuses sont encore ses limitations. Même si les premières études combinant les mesures interactives ont été reportées dans la littérature, l'angioscopie virtuelle n'a pas été abordée ni validée comme un outil d'exploration et de quantification dans des conditions réalistes d'utilisation. La qualité et la fiabilité des images endoscopiques sont très sensibles aux méthodes de détection ou de segmentation utilisées. Dans le rendu volumique par lancer de rayons, le choix d'un seuil détermine l'existence de la surface endoluminale. Ce seuil peut produire des artefacts dans l'image [Davi96], par conséquent des imprécisions dans les mesures anatomiques, notamment dans les zones de lésion [Sbra01]. Cela oblige à effectuer une corrélation avec les images axiales et coupes reformatées pour une meilleure compréhension des images d'angioscopie virtuelle. Cette corrélation est fortement influencée par le degré d'expérience de l'opérateur. Un autre problème vient de la

difficulté dans l'estimation et le suivi d'une trajectoire à l'intérieur des vaisseaux. La détermination d'un chemin de navigation peut se faire de façon manuelle mais c'est un travail fastidieux, qui requiert la connaissance *a priori* des structures visitées et un certain niveau d'expérience de la part de l'utilisateur. Plusieurs méthodes ont été proposées dans le but de calculer des trajectoires optimales en angioscopie [Desc01] [He01] [Vila99]. Ces méthodes correspondent au problème de calcul et d'optimisation de trajectoires et seront abordées dans le prochain chapitre.

2.3.2.2 Colonoscopie

La forme d'endoscopie virtuelle qui a connu le plus grand développement ces dernières années est la colonoscopie virtuelle. Même si elle est toujours en cours d'évaluation clinique, elle est susceptible de constituer un moyen d'examen efficace et non invasif pour la détection de certains carcinomes et polypes dont l'évolution peut être le cancer. L'endoscopie virtuelle pourrait ainsi fournir une réponse au problème de dépistage précoce et systématique du cancer du colon. À ce jour, les principales méthodes d'examen utilisées sont la recherche de sang dans les selles (l'examen s'appelle l'hémocult), la sigmoidoscopie et la colonoscopie selon les recommandations de la ACS (*American Cancer Society*).

Un dépistage précoce de la maladie est indispensable car elle constitue un des cancers les plus courants, à l'origine de 15% des morts liées au Cancer en occident. Le taux global de survie après diagnostic et traitement est d'environ 50% à 5 ans. Aux États-Unis, l'ACS estime à 148 300 les nouveaux cas diagnostiqués en 2002, en même temps que 56 600 décès, dus au Cancer colorectal. L'examen est indiqué pour les personnes de plus de 50 ans, même asymptomatiques afin de détecter des polypes adénomateux ou une manifestation de la maladie [Amer02].

Plusieurs systèmes d'endoscopie virtuelle ont été mis en place pour l'exploration du colon. La préparation du patient est similaire à celle réalisée pour la colonoscopie réelle, mais elle prend moins de temps à exécuter : le colon est dilaté avec de l'air via un tube rectal avant de réaliser l'acquisition des images, le plus souvent TDM. Les travaux de Kauffman et Hong [Hong97] utilisant des modèles de la structure provenant d'une segmentation préalable, ont été les premiers à aborder les problèmes de navigation dans le colon. Dans les travaux de Marsh, Simistira et Robb [Mars98], les potentialités de la colonoscopie virtuelle pour l'identification de polypes et des carcinomes sont envisagées. Ultérieurement, des protocoles d'évaluation clinique ont comparé les performances de la colonoscopie virtuelle à la colonoscopie réelle dans la détection de polypes [Fock02, Kay00, Novi00, Fenl99b, Fenl99a, Fenl98, Dyke01], avec des très bons résultats pour les polypes non aplatis d'un diamètre supérieur à 10 mm, mais des problèmes subsistent encore pour la détection de plus petits polypes.

Oto [Oto02] a présenté récemment un bilan des progrès de la colonoscopie virtuelle dans la détection de différentes pathologies, où il établit par ailleurs une comparaison entre l'utilisation de l'imagerie TDM et IRM. Une comparaison plus détaillée entre les deux modalités d'acquisition est réalisée par Bauerfeind [Baue99]. Il privilégie l'utilisation des images TDM dans la détection de petites polypes, grâce au niveau de résolution possible, et au coût du produit de contraste utilisé (de l'air dans le cas du TDM). Cependant il signale aussi les énormes avantages de l'IRM, dus notamment à l'absence d'irradiation dans l'examen.

De nombreux inconvénients doivent encore être résolus afin d'améliorer la fiabilité de la colonoscopie virtuelle : i) la difficulté de visualisation, pendant l'examen, de certaines parties du colon à cause de contractions péristaltiques, plis dans la surface ou résidus de lavage, ii) l'existence de certaines lésions plates, collées à la paroi qui sont difficilement identifiables, notamment dans le conduit gastrointestinal supérieur, iii) l'impossibilité d'extraire des échantillons pour un diagnostic anatomopathologique ou d'ablation des polypes malins détectés et iii) le temps et les ressources utilisés dans l'interprétation ultérieure des images endoscopiques.

Les solutions proposées pour la visualisation complète de la surface du colon, sont d'une part, le dépliage des images d'endoscopie virtuelle vers une surface 2D en coordonnées (R, θ, L) [Zhan02] et, d'autre part, la recherche d'une trajectoire optimale qui permet de mettre en évidence des régions cachées qu'un endoscope réel ne pourrait pas montrer. Les méthodes de calcul et d'optimisation de trajectoires seront abordées ultérieurement, car elles sont récurrentes dans plusieurs applications de l'endoscopie virtuelle [He01] [Desc01] [Truy01] [Iord03]. En ce qui concerne la présence de résidus de lavage, un effort a été porté sur les algorithmes de segmentation. Des méthodes connues sous le nom de "*electronic colon cleansing*" ont été proposées [Lian99] [Chen00] [Chen00]. Des travaux visant à caractériser automatiquement les pathologies au cours de la navigation existent. Ils utilisent l'information de texture, ou des propriétés locales de forme [Summ00a] [Jere02], et les représentent sur les images endoscopiques virtuelles [Shib98]. Ils seront développés dans le prochain chapitre.

2.3.2.3 Bronchoscopie

La bronchoscopie virtuelle permet de visualiser les voies respiratoires, dont la géométrie et la topologie sont complexes. La plupart des systèmes développés utilise une segmentation préalable des images TDM et donc un rendu surfacique tout en préservant la possibilité de combiner des informations volumiques [Summ97].

La bronchoscopie virtuelle a été envisagée, comme procédure complémentaire à la bronchoscopie traditionnelle, dans l'évaluation et le traitement de différentes pathologies telles que les sténoses fibreuses, les tumeurs bénignes, ou les cancers bronchiques [Summ96] [Higg98] [Rama99] [Hapo99] [Neum00]. Elle pourrait aider les anesthésistes, dans une phase préopératoire, à planifier l'introduction des tubes de ventilation afin d'assurer l'oxygénation pendant les interventions [Kaga01], ou à mettre en place des stents [DS03]. Une application originale conçue pour l'apprentissage de l'anatomie a été proposée par Mori [Mori00] où un étiquetage automatique des branches bronchiales est réalisé à l'aide d'une base de connaissance de la structure arborescente. Les branches sont reconnues grâce à la connaissance de leur profondeur dans l'arbre bronchique, de leur orientation, de leur position et de leur noeud père.

Plus récemment, l'exploration de plus petites bronches, a été permise avec l'utilisation des images du scanner multi-barrette [Summ00b] [Uffm01].

Malgré le caractère non invasif de la bronchoscopie virtuelle pour l'exploration et la quantification de lésions, elle est très loin encore de remplacer la bronchoscopie traditionnelle. Les limitations actuelles sont les suivantes :

- La géométrie de l'arbre trachéo-bronchique est très complexe, ce qui rend indispensable

la détermination automatique des trajectoires.

- L'endoscopie virtuelle ne fournit pas d'information visuelle complémentaire. Or pour la plupart des lésions une information de texture ou de couleur est souhaitable.

- La détection de la surface interne est basée sur la présence d'air dans les bronches. Une sécrétion endoluminale qui obstrue une voie bronchiale peut apparaître à l'image TDM comme une occlusion anatomique différente. Elle pourrait alors être confondue en bronchoscopie virtuelle avec une sténose [Higg98].

2.3.2.4 Autres organes

Les travaux sur l'endoscopie virtuelle supposent en général de constituer un volume numérique qui possède une information permettant de détecter l'interface entre les tissus. Différentes modalités d'acquisition utilisées actuellement permettent de disposer de ce type d'informations sur différentes structures.

L'estomac en est un exemple, dont l'examen est similaire à celui que l'on pourrait réaliser avec la colonoscopie virtuelle. L'utilisation de l'imagerie TDM et l'endoscopie virtuelle (gastrosopie virtuelle) peuvent être utiles dans l'identification et les mesures de lésions gastriques (tumeurs). L'estomac est dilaté par l'ingestion de granules effervescents pour augmenter la différence de contraste entre la paroi gastrique et le lumen [Ogat99].

La détection du Cancer de la vessie basée sur l'aspect visuel des lésions et sur la mesure de l'épaisseur de la paroi a été abordé par cystoscopie virtuelle dans les travaux de Browne et al. [Brow04] et de Jaume et al. [Jaum03]. Une double segmentation sur les coupes TDM, automatique à l'intérieur de la vessie et manuelle à l'extérieur, pour l'extraction de la surface et de la paroi est utilisée.

D'autres structures ont été étudiées comme le larynx [Gall99] [Frie99], le pancréas [Naka98] [Neri99], le canal auditif [Vrab02] [Seem99], les cavités nasales [DN97] et le cerveau [Boor98] [Fell99].

2.4 Bilan

Le concept de réalité virtuelle intègre plusieurs moyens méthodologiques et technologiques qui permettent de résoudre des problèmes complexes. L'utilisateur fait partie intégrante de l'approche RV et se trouve au centre du processus décisionnel. Dans un environnement virtuel, les tâches sont réparties entre la machine et l'utilisateur et des interfaces évoluées permettent la communication entre les deux. Grâce aux interfaces, l'utilisateur expérimente une sensation de présence dans un monde virtuel par stimulation de ses sens.

Les technologies de RV ont trouvé une place dans plusieurs domaines. En médecine, nous avons identifié cinq cadres principaux d'utilisation. Les applications les plus fréquentes sont les systèmes d'éducation et d'apprentissage, mais les possibilités d'interaction avec des modèles physiques et physiologiques plus précis commencent à ouvrir la voie vers d'autres applications.

Les simulateurs en chirurgie représentent une des applications particulièrement complète de la RV. Ils ont démontré leur utilité pour l'entraînement à des procédures chirurgicales et sont amenés à être utilisés dans le planning d'interventions. À ce jour les contraintes

de la RV (immersion, interaction, imagination) sont plus facilement satisfaites dans les applications d'apprentissage et d'entraînement. Toutefois, le simulateur idéal serait un simulateur dédié à la fois à l'apprentissage et au planning. Les modèles utilisés dans le planning sont plus difficiles à construire car ils sont liés à une réalité patient qui est difficilement identifiée (identification de paramètres biomécaniques ou physiologiques, etc.).

La modélisation des systèmes biologiques et des outils qui interviennent dans un environnement virtuel est un des points critiques dans la simulation chirurgicale. Une première génération de simulateurs, a permis essentiellement la navigation au sein des modèles géométriques de structures anatomiques. Avec l'inclusion d'éléments physiques, l'utilisateur interagit avec des modèles plus complexes du corps humain dans l'environnement virtuel, en obtenant en retour un rendu plus complet de la réaction de la structure après un geste. Les systèmes de dernière génération commencent à être utilisés dans le guidage peropératoire. Dans le cas des tissus rigides, beaucoup de problèmes sont déjà résolus, mais lorsqu'il s'agit des tissus mous, de nouvelles difficultés apparaissent (déplacements et déformations) qui appartiennent au domaine de la recherche à ce jour.

Afin de pouvoir définir des modèles à des échelles et représentations variables et des simulateurs appropriés, il est nécessaire d'établir un formalisme dans la modélisation et la simulation. L'utilisation de modèles couplés permet de créer des scénarios intégrant plusieurs aspects de l'intervention (depuis l'accès physique, jusqu'à l'action thérapeutique sur la lésion).

La visualisation est un des éléments clé de la réalité virtuelle. Les systèmes d'imagerie ont permis de dévoiler une partie de la réalité du corps humain qui n'était accessible que par des méthodes invasives. Le développement des techniques d'acquisition d'images (meilleure résolution, contraste, rapidité) a motivé l'implantation d'outils qui permettent la construction de modèles géométriques tridimensionnels des structures anatomiques. Outre l'enrichissement des examens diagnostiques traditionnels, la mise en correspondance d'informations multiples dans un unique environnement a favorisé l'utilisation de l'imagerie virtuelle et de la réalité augmentée dans les systèmes de planning, dans le guidage peropératoire et le suivi après l'intervention. L'endoscopie virtuelle, réalisée à partir d'acquisitions volumiques, représente une des applications typiques de la réalité virtuelle. La possibilité de visualiser l'intérieur de structures anatomiques d'une manière virtuelle, sans invasivité, de répéter l'examen, et d'accéder à des endroits interdits aux vrais endoscopes représente l'intérêt potentiel de cette technique. Ses potentialités cliniques ont été présentées, mais beaucoup de problèmes méthodologiques restent encore à résoudre. Ils sont détaillés dans le prochain chapitre.

Chapitre 3

Endoscopie virtuelle et navigation

Nous avons vu dans le chapitre précédent les possibilités d'application clinique de l'endoscopie virtuelle. Elle a trouvé une place majeure dans le diagnostic, où elle est appelée à servir d'élément complémentaire, voire à remplacer des examens invasifs ou difficilement praticables.

Afin d'étendre son utilisation, la recherche en endoscopie virtuelle fait face aujourd'hui à quelques défis méthodologiques, identifiés à partir de nécessités cliniques. Il s'agit d'améliorer les systèmes proposés : augmenter la rapidité des algorithmes, accroître ses fonctionnalités, obtenir une meilleure précision et valider les méthodes afin de les intégrer dans la pratique clinique [Acos01a][Acos01b]. Ce chapitre présente cette problématique sous quatre angles différents :

- la visualisation, et notamment la réduction du temps de calcul et l'enrichissement de l'information rendue.
- la navigation, et plus spécialement le contrôle de la position et de l'orientation du capteur, le pré-calcul de chemins optimaux et la planification automatique de trajectoires.
- l'exploration et l'analyse quantitative des données.
- l'évaluation.

3.1 Visualisation

Pour obtenir un degré d'immersion efficace, les principales contraintes de l'endoscopie virtuelle sont la vitesse de rafraîchissement des images (proche du temps réel), ainsi que leur réalisme et la richesse de l'information rendue.

Nous identifions deux types de représentation pour la visualisation en endoscopie virtuelle :

- *Surfacique*, pour lequel un modèle simplifié de l'organe concerné est construit au cours d'une étape de segmentation réalisée préalablement. Ce type de représentation facilite la visualisation mais entraîne la perte d'informations (p. ex. les relations spatiales entre l'organe et les structures environnantes). De plus, elle nécessite une étape de segmentation parfois difficile à réaliser pour des structures complexes.

- *Volumique*, qui prend en compte tout le volume image. Dans ce cas, des opérateurs de segmentation et de détection sont modélisés afin de produire et de visualiser des images virtuelles à partir des données non-présegmentées.

3.1.1 Temps de calcul des images endoscopiques

Le rendu surfacique, impliquant une segmentation et une modélisation préalable des surfaces observées, a été utilisé dans la plupart des systèmes d'endoscopie virtuelle. Il autorise des affichages rapides au moyen des techniques d'accélération logicielle et matérielle qui ont été largement développées. Cependant, il reste limité par son incapacité à rendre des effets qui ne sont pas par essence liés à une surface.

En revanche, avec le rendu volumique, toute l'information contenue dans le volume image d'origine reste disponible. Il est réalisé au moyen de techniques de lancer de rayons [Dill91]. Les rayons sont soit parallèles entre eux (source à l'infini) soit issus d'une source ponctuelle (projection perspective). Les problèmes associés à la différence d'échantillonnage entre le volume 3D et le plan image peuvent être limités en procédant à un sur-échantillonnage des voxels. La classification des voxels est la tâche la plus difficile. Il s'agit d'associer la valeur d'un voxel à son appartenance à un objet dans la scène. Ce choix permet ensuite de définir sa contribution à la construction de l'image en fixant ses paramètres de couleur et d'opacité. Le rendu volumique reste une opération coûteuse en temps de calcul vu le nombre de rayons qui doivent être lancés dans un processus de lancer de rayons complet "*brute-force ray casting*". Cet inconvénient limite les possibilités de l'endoscopie virtuelle dans un schéma de navigation temps-réel où l'information visuelle doit être ré-actualisée aussi vite que l'on se déplace.

De nombreuses équipes ont travaillé à l'amélioration des algorithmes de lancer de rayons. En endoscopie virtuelle, la projection perspective est plus fréquemment utilisée, car elle peut produire des images plus semblables aux images d'un endoscope réel, mais la projection parallèle a été aussi employée pour ses avantages en terme de performances.

Les techniques d'accélération peuvent se regrouper en plusieurs catégories selon les hypothèses faites sur les propriétés de la scène observée [Yage96] :

- La *cohérence pixel-espace* (Image 2D-Image3D) considère qu'il y a un niveau élevé de cohérence entre pixels voisins dans une image 2D. Un affinage progressif de l'image peut être effectué par itérations successives dans une grille de faible résolution initiale, où seulement quelques rayons sont lancés. Dans les régions de fort contraste le nombre de rayons est augmenté de manière adaptative, alors que dans les régions homogènes les rayons inter pixels sont interpolés [Levo90b] [Kim02]. Avec cette construction progressive, l'image obtenue initialement est affinée en plusieurs étapes. La fin des itérations peut être donnée ou contrôlée en fonction de la qualité de l'image désirée, avant de lancer tous les rayons.

- La *cohérence objet-espace* est une extension 3D de la *cohérence pixel-espace* précédente. En faisant l'hypothèse d'une cohérence entre voxels d'un même objet, il est possible d'éviter un échantillonnage excessif sur les régions ayant des valeurs uniformes ou similaires. Cette observation permet, par exemple, de parcourir dans un premier temps le rayon avec un grand pas d'échantillonnage. Si des différences d'intensité importantes sont observées entre deux positions consécutives le long du rayon, des échantillons intermédiaires sont considérés afin de trouver précisément la zone de transition [Dasn92].

Une autre technique qui exploite la *cohérence objet-espace* est celle des *volumes englobants* ou "*space-leaping*". Elle définit des conditions pour que les rayons avancent plus rapidement dans des régions dites transparentes. Les voxels de ces espaces, qui ne contribuent pas à l'image endoscopique finale occupent généralement des régions connexes, qui peuvent être

regroupées en régions ou en structures hiérarchiques [Levo90a]. Bien que cette technique fournisse une façon efficace de parcourir des espaces "vides" d'un volume jusqu'aux structures d'intérêt, quelques problèmes peuvent se présenter au moment de la réalisation. En effet, selon la façon de regrouper les voxels, la recherche d'éléments dans une structure hiérarchique est susceptible de devenir aussi complexe que le calcul de l'image complète. Yagel et al. [Yage93] ont proposé certaines modifications de cette méthode, en utilisant une description plus simple des blocs. Certaines approches utilisent un pré-calcul de distances entre chaque espace-vide et des objets d'intérêt, pour guider la taille de progression le long du rayon. Plus récemment Vilanova et al. [Vila00] et Bartrol et al. [Bart00] ont utilisé des cylindres pour approximer des structures tubulaires comme le colon, les bronches ou les vaisseaux. La structure cylindrique sert à regrouper les régions transparentes. Leur méthode exige dans une étape de pré-segmentation la création d'une carte de distances dans le but de construire l'approximation cylindrique de la structure. Ce type de méthodes nécessite beaucoup de temps de calcul dans les étapes préalables et une quantité de mémoire importante pour stocker les distances de tous les éléments.

Une combinaison des *volumes englobants* et de la *cohérence pixel-espace* a été proposée par Kim et al. [Kim02] avec des résultats en réduction de temps de l'ordre de 70% à 80% pour des images endoscopiques du colon et des bronches. Dans leur approche, le volume image est divisé initialement en blocs représentés dans une structure hiérarchique et étiquetés opaque ou transparent selon leur intensité. Les rayons lancés détectent des blocs opaques et construisent une carte de profondeur grossière de la scène observée. L'image est générée progressivement en calculant à chaque itération une nouvelle carte de profondeur sous-échantillonnée par des nouveaux rayons qui détectent des blocs opaques. L'image est affinée en divisant par deux le facteur d'échantillonnage et en relançant des nouveaux rayons à partir des positions déterminées dans l'itération précédente.

- La *cohérence inter-images* (ou cohérence temporelle) fait l'hypothèse d'une faible variation des images endoscopiques pendant le déplacement du capteur entre des positions consécutives très proches. L'information obtenue, dans le calcul de l'image précédente est alors exploitable dans le calcul de l'image suivante. Seuls les éléments nouveaux qui apparaissent dans la scène sont calculés. De cette façon, la distance parcourue par certains rayons est raccourcie [Yage93] [Brad98].

Dans le cas d'une navigation virtuelle dans le ventricule gauche du cœur, Ramaswamy et Higgins [Rama99] ont montré que, pour une variation de 2° de la direction de visée de l'endoscope virtuelle, la profondeur varie de moins d'un voxel sur 85% des rayons associés aux pixels de l'image virtuelle, et de plus de 5 voxels sur uniquement 3% des rayons. Leur algorithme, basé sur cette observation a montré une amélioration en temps de calcul de l'ordre de 10, dans le meilleur des cas, par rapport aux algorithmes de lancer de rayon classique ("*Brute force ray casting*"). Des images de 64x64 pixels en navigation dans les voies respiratoires (structure sans discontinuités) ont été utilisées pour des faibles déplacements.

- La *cohérence entre rayons* est utilisée par les techniques basées sur le lancer des rayons parallèles. Tous les rayons sont orientés dans la même direction, ils peuvent alors être caractérisés par un gabarit en utilisant le même plan de départ (le plan image). Dans ce type d'approches, la forme d'un rayon est calculée (la normale au plan) et tous les rayons sont ensuite générés à partir du même gabarit [Yage92].

D'autres techniques qui utilisent des moyens matériels ont été testées, telles que des

architectures parallèles dédiées, etc. [Bart01b].

3.1.2 Enrichissement de l'information visuelle

Une des limitations de l'endoscopie virtuelle par rapport aux endoscopes réels est le manque d'information de couleur ou de texture qui ne peut pas être obtenue à partir des images TDM ou IRM conventionnelles. Certains travaux se sont portés sur l'addition de ces éléments de visualisation à l'image virtuelle en utilisant la nature des tissus et des lésions. Chiuo et al. [Chio99] ont tenté de représenter l'information de texture, en utilisant une classification probabiliste des voxels prenant en compte leurs valeurs de densité. L'addition de l'information de couleur a été aussi étudiée par Shibolet et Seeman [Shib98] [Seem01], mais étant donné qu'il n'existe pas de comparaisons avec les images réelles, ces méthodes n'ajoutent pas d'information significative sur les lésions et restent très peu utilisées dans un but diagnostique.

3.2 Les principes de la navigation

Dans notre contexte le terme *navigation* se réfère à la possibilité de se déplacer, se positionner et s'orienter pour visualiser une scène de façon virtuelle. Lorsqu'il s'agit de l'étude d'une structure anatomique complète par endoscopie virtuelle, dans un but diagnostique, il est nécessaire d'effectuer une navigation optimale au regard des caractéristiques de la structure et de la lésion. Dans ces conditions, la détermination de la trajectoire et le réglage de paramètres intrinsèques de la caméra virtuelle pour la visualisation sont fondamentaux. Si, de plus, la navigation est utilisée dans un objectif de planification ou d'assistance aux interventions, il peut être nécessaire de confronter les images virtuelles aux images réelles et de reproduire les conditions de navigation virtuelle dans le réel.

La navigation en endoscopie virtuelle peut être *interactive* [Bart01c], où l'utilisateur contrôle complètement les paramètres de l'endoscope, *planifiée* le long d'une trajectoire précalculée [Truy01] [Nain01] ou complètement *automatique*, où le capteur calcule sa trajectoire au cours de la navigation, basé sur ses propriétés de perception de l'environnement [Bell00].

À partir d'une trajectoire précalculée, la navigation peut encore être *guidée* de manière à donner à l'utilisateur le contrôle sur certains paramètres de la caméra, mais en contraignant les déplacements à la trajectoire planifiée [Bart01a].

3.2.1 La planification de trajectoires

Pour la planification de trajectoires, trois stratégies existent : l'approche manuelle, dans laquelle c'est l'utilisateur qui définit au préalable les points de déplacement ; l'approche semi-automatique, où à partir des points choisis par l'opérateur, une interpolation (linéaire, spline, etc.) est effectuée ainsi qu'un lissage ou ajustement à l'intérieur de la structure ; et finalement l'approche suivie automatique, où à partir de certains critères d'optimalité une trajectoire est calculée. Afin d'être utilisées dans un schéma de navigation en endoscopie virtuelle, ces trajectoires doivent rester à l'intérieur des organes.

La détermination des trajectoires de façon manuelle est un travail fastidieux qui requiert la connaissance *a priori* des structures visitées. Dans la planification automatique, trois cri-

tères d'optimalité sont identifiés : i) suivre la ligne centrale d'une structure, ii) déterminer le chemin le plus court entre deux points iii) garantir la visualisation pendant la navigation de la totalité de la structure.

3.2.1.1 Chemins optimaux en endoscopie virtuelle

La détermination de la ligne centrale n'est pas évidente en géométrie discrète tridimensionnelle (auto-intersections, non connexité, branches parasites, etc.). Des techniques comme la squelettisation ont été utilisées. Elle repose sur l'intention de caractériser un objet par sa topologie, et permet de réaliser sa modélisation en associant au squelette une représentation éventuellement analytique de sa surface et/ou de son volume. Le squelette permet une manipulation aisée de l'objet qui est dans ce cas modélisé par une structure de taille plus compacte [Bitt01]. Il peut fournir une base pour la construction de trajectoires de navigation pour l'endoscopie virtuelle [Zhou99] [Vila99]. Cependant, le calcul d'un squelette 3D peut être très coûteux dans le cas de volumes de grande taille. De plus, des problèmes comme l'existence de zones de courbure excessive apparaissent. La navigation dans ce type de situations serait impraticable ou d'interprétation difficile.

Plusieurs solutions différentes ont été proposées afin de s'affranchir des difficultés associées à la squelettisation et garantir la faisabilité de la navigation. En colonoscopie virtuelle, par exemple, une méthode d'extraction automatique d'une ligne centrale utilisée comme trajectoire a été proposée par Wan et al. [Wan02]. Elle est basée sur la recherche du chemin de coût minimal à partir d'une carte de distances 3D, par rapport à la frontière du colon. Nain et al. [Nain01] proposent un système qui combine des possibilités de navigation interactive ou semi-automatique à partir des points choisis par l'opérateur, et automatique à partir d'une trajectoire pré-calculée. Le calcul automatique de la trajectoire est basé sur un modèle de distribution de température qui suppose l'existence d'une valeur maximale près de la surface et minimale au centre de la structure. La ligne centrale est formée par les centres de masse de courbes de potentiel qui satisfont l'équation de Laplace $\Delta u = 0$. Un système d'équations différentielles partielles décrivant le système est résolu en utilisant des méthodes numériques basées sur les éléments finis. Pour une surface constituée de 100.000 polygones, une solution trouvée dans un temps inférieur à 5 minutes est reportée, en utilisant une machine Sun Ultra 10.

Bartz et al. [Bart01a] [Bart01c] proposent l'utilisation d'une trajectoire, définie sur la base d'une carte de distances 3D, qui peut être utilisée en navigation-guidée. Un ensemble de lois cinématiques et de forces est créé par rapport à la surface segmentée. Elles agissent sur le capteur virtuel en même temps que les actions de l'utilisateur afin de garantir un déplacement à l'intérieur de la structure. La surface segmentée repousse le capteur et, inversement, le centre de la structure attire le capteur et l'oblige à rester à l'intérieur.

Une autre méthode semi-automatique, qui génère des axes suivant la structure de voies respiratoires a été présentée par Swift et al. pour la bronchoscopie [Swif02]. Il s'agit d'un algorithme qui construit un modèle en cylindres généralisés de l'arbre bronchique, à partir d'une description structurale obtenue lors d'une étape préliminaire. L'utilisateur choisit initialement un point d'intérêt à l'intérieur de la structure, à partir duquel, un ensemble de segments centraux est généré et lissé par des splines cubiques. Finalement, une segmentation de la structure sur des coupes perpendiculaires à la trajectoire est effectuée. Les contours

déTECTÉS constituent le modèle de l'anatomie en cylindres généralisés. Le calcul du contour représentant la section est réalisé en utilisant le lancer de rayons sur un plan perpendiculaire à la trajectoire calculée, où 16 rayons sont envoyés vers l'extérieur de la structure et la détection de la surface interne est réalisé avec un seuil manuel, qui établit la différence entre la densité à la position du capteur et la densité au niveau de la paroi. Le système a été testé sur fantôme et sur quelques données patients. Les résultats concernant le calcul de trajectoires et la représentation sont satisfaisants comparativement aux résultats obtenus par des méthodes complètement manuelles. Des problèmes de détection existent surtout dans le cas où la paroi bronchique est très fine.

Deschamps et al. [Desc01] ont proposé l'utilisation des chemins minimaux pour trouver une trajectoire optimale suivant la ligne centrale. Deux points sont choisis au préalable, et une fonction de coût est ensuite définie dans l'image. Le chemin minimal est le trajet pour lequel l'intégrale de coût entre les deux points est minimale. Le problème est résolu en utilisant une équation de propagation de front et résolu par l'algorithme de Fast Marching proposé par Sethian et al. [Seth99]. La méthode des chemins minimaux a été testée sur plusieurs problèmes de navigation et de visualisation de pathologies telles que les anévrismes cérébraux et des polypes en colonoscopie virtuelle [Truy01].

Une approche pour trouver le chemin le plus court entre deux points a été présentée par Jolesz et al. [Jole97]. Dans leur méthode ils utilisent des notions de robotique pour planifier des trajectoires en considérant l'endoscope virtuel comme un robot ponctuel, et les murs de la paroi artérielle comme des obstacles. Une adaptation d'un algorithme de planification de trajectoires de robots est utilisée pour guider l'endoscope [Leng90]. La surface interne est extraite préalablement et la reconstruction de la surface est réalisée avec la méthode des Marching Cubes [Lore87]. Un point d'arrivée est défini et tous les voxels à l'intérieur de la structure sont affectés de la distance au point d'arrivée. À partir d'un point de départ donné, l'algorithme de planification de trajectoire trouve le plus court chemin pour arriver au point cible final. Les coordonnées des voxels constituant la trajectoire optimale sont enregistrés et un algorithme de lissage est utilisé pour construire la trajectoire finale.

D'autres travaux se sont orientés vers la définition de critères d'optimalité exprimés en terme de "fiabilité" de l'observation des structures anatomiques. He et al. [He01], dans le cadre de la recherche de polypes dans le colon, basent leur proposition sur la recherche d'une trajectoire qui permette au capteur de visualiser principalement la totalité de la structure. Cette trajectoire suit une ligne de faible courbure et de longueur minimale, passant près du centre. Un chemin d'une longueur de l'ordre du millier de voxels peut être généré en moins d'une centaine de secondes, sur des données TDM de voies respiratoires ou des artères. L'efficacité de leur méthode, utilisée dans le colon, dépend de la résolution des données et de la complexité des structures.

3.2.2 La Navigation active

Même si les démarches d'analyse par suivi des structures anatomiques d'intérêt, et notamment par suivi vasculaire (cf. Section 3.3), peuvent permettre de déterminer automatiquement une trajectoire au cours de la navigation, elles n'exploitent pas l'information produite par la vue endoscopique virtuelle. Des travaux précédents de notre équipe au LTSI, ont permis de définir un capteur virtuel actif capable d'explorer automatiquement un volume

image non pré segmenté [Bell00]. Dans cette approche, appelée navigation active, le capteur combine le calcul de l'image de la scène observée ainsi que son analyse afin de déterminer sa trajectoire.

Aucune modélisation préalable n'est effectuée : la détection de surface, le calcul de l'image, l'analyse de scène et l'estimation de trajectoire sont réalisés au cours de l'exploration pour chaque position du capteur virtuel, qui construit automatiquement un modèle descriptif des données patient préopératoires [Bell99] [Haig04].

3.2.3 Mise en correspondance de l'information des images virtuelles et réelles

L'endoscopie virtuelle peut être utilisée comme un outil de planification et de guidage péropératoire. Un des éléments de la planification peut être le calcul des trajectoires guidant le chirurgien vers une région anatomique d'intérêt. Pendant l'intervention le chirurgien doit localiser et guider un endoscope réel à partir des éléments fournis par l'endoscopie virtuelle [Jole97].

La reproduction de cette trajectoire dans la vraie intervention peut s'appuyer sur la comparaison des images endoscopiques virtuelles et des images réelles péropératoires. Si les éléments de localisation sont extraits des mesures de similarité entre les images réelles et virtuelles, le modèle de l'endoscope virtuel doit reproduire de la manière la plus fidèle possible la géométrie de l'endoscope réel [Mori02]. Une autre possibilité est l'exploitation de l'information structurelle visible sur les images endoscopiques (présence de bifurcations) [Bric98]. Cette problématique a été principalement abordée dans le cas des bronches, celles-ci se divisant en multiples bifurcations qui fournissent un grand nombre de repères anatomiques. Les principales difficultés rencontrées sont notamment le temps de calcul, l'identification de repères anatomiques caractéristiques, les déformations des structures et la flexibilité des outils.

3.3 L'analyse de structures

Au delà de l'analyse diagnostique, l'apport des données quantitatives est d'un intérêt primordial dans le cas de la chirurgie mini-invasive, car la connaissance de certaines mesures concernant les organes affectés par les pathologies détermine la réalisation d'un geste.

Des fonctionnalités d'analyse quantitative peuvent être ajoutées à l'endoscope virtuelle pour profiter de ses capacités de navigation et le faire évoluer d'un outil de visualisation vers un outil d'analyse de structures anatomiques. À présent, il n'est pas seulement possible de détecter et d'évaluer visuellement les lésions mais aussi de caractériser leur nature, de mesurer leur taille, ou d'extraire virtuellement des petites régions de l'image pour leur analyse (dissection virtuelle). Plusieurs travaux ont introduit des outils donnant la possibilité à l'utilisateur de réaliser des mesures interactivement à partir de l'endoscopie virtuelle [Mori96] [Nain01] [Auer02]. Sur certaines structures, des mesures sur les sections perpendiculaires le long d'une trajectoire (évolution de la lumière interne) fournissent les éléments nécessaires pour évaluer indirectement le rétrécissement d'une zone sténosée, comme dans les voies respiratoires [Swif02] ou dans les vaisseaux [Gobb98] [Bart99a] [Bart01a] [Robb00]. Les travaux récents de DiSimone et al. [DS03] montrent un exemple d'application au planning de pose d'endoprothèses dans les voies respiratoires, à partir des mesures de sténose

prises interactivement.

Des fonctionnalités automatiques ont été implantées pour pouvoir mesurer différentes caractéristiques de la structure au cours de la navigation [Summ00a]. Les travaux les plus remarquables ont été développés en colonoscopie où des opérateurs d'analyse de multiples paramètres ont été ajoutés pour la détection des polypes. Des propriétés de forme telles que la courbure [Zhan02], l'intensité, la taille et la texture [Jere02], ont montré leur utilité. En bronchoscopie, l'analyse de la courbure de la surface interne est utilisée dans la détection de certaines lésions [Summ98] et en angioscopie des opérateurs d'analyse fractale permettent de mesurer la rugosité de la paroi, pour la détection de l'athérosclérose [Summ99].

Il est possible d'étendre les fonctionnalités du capteur virtuel avec des possibilités de construction d'un modèle surfacique de la structure anatomique, à partir des images d'endoscopie virtuelle extraites au cours de la navigation [Acos03]. Préalablement à l'analyse quantitative, le problème de description de structures vasculaires, a été abordé selon différentes approches d'analyse d'images de modalités différentes (Doppler, TDM, angiographie avec produit de contraste, ultrason, IRM). Les méthodes de segmentation, pouvant être appliquées sur des coupes 2D indépendantes, ou directement sur les volumes 3D, peuvent être classées selon le type d'information *a priori* utilisé. Les approches les plus simples exploitent l'information de bas niveau, comme dans le cas des techniques de seuillage d'intensité en utilisant les niveaux de gris sur les images. Dans les techniques de croissance de régions, les propriétés de connexité entre éléments sont exploitées [Reda02]. Le principal avantage de ces méthodes est leur simplicité d'implémentation et rapidité. Il existe par ailleurs des approches qui exploitent la spécificité géométrique des vaisseaux, notamment leur forme tubulaire et leur orientation. Ces méthodes sont amenées souvent à résoudre des problèmes intermédiaires tels que le suivi d'une structure dans l'espace 3D (planification des trajectoires à l'intérieur du vaisseau, cf. Section 3.2.1) [Wink00] [Desc01] et la segmentation sur des coupes successives 2D reformatées.

En ce qui concerne la segmentation sur des coupes 2D, un ensemble de techniques et d'outils mathématiques et algorithmiques, combinés et très variés peuvent être utilisés. Nous pouvons citer parmi les principales, les modèles déformables [Terz97] [McIn96] [HH02], les moments géométriques [Toum01], des filtres multi-échelle [Wink00] et les méthodes d'ensembles de niveaux (*level sets*) [Wang99] [Wils01]. Les formulations de *level sets* et *fast marching* ont été introduites par Sethian [Seth96] pour la solution des problèmes de propagation de fronts. Suivant cette approche, la frontière d'un objet est représentée par l'ensemble de niveau-zéro d'une fonction dépendante du temps qui est calculée itérativement. Cette fonction est définie ou modifiée selon l'application. Dawant et al. [Dawa01] proposent, par exemple, une fonction qui se modifie dynamiquement au fur et à mesure que le front progresse. Ces méthodes en 2D peuvent être extensibles à des modèles 3D. Tel est le cas des modèles déformables cylindriques proposés par Yim et al. [Yim01].

3.4 Évaluation et validation de l'endoscopie virtuelle

Un point critique de l'intégration des méthodes dans la pratique clinique est leur validation. L'endoscopie virtuelle doit ainsi être jugée tant du point de vue méthodologique et algorithmique (visualisation, navigation, détection et mesure) que du point de vue de l'uti-

lisateur clinique. Les paramètres d'évaluation sont nombreux et appartiennent à la fois au cadre *subjectif* puisque c'est l'utilisateur clinique (*observateur*) qui la juge, et au cadre *objectif* lorsque les résultats peuvent être quantifiés. Les critères subjectifs de jugement peuvent concerner la visualisation, la pertinence des descriptions obtenues, le comportement de l'endoscope pendant la navigation, ou l'interaction. Les critères objectifs concernent des mesures quantifiables et comparables à une réalité physique ou vérité acceptée.

Pour évaluer quantitativement les algorithmes, il faut confronter les résultats obtenus par endoscopie virtuelle à une référence (*i.e.* "gold standard"). Des modèles mathématiques, des fantômes, ainsi que des études histologiques et des mesures effectuées par des observateurs différents sur plusieurs sources de données fournissent des éléments de quantification. L'information de référence peut aussi être fournie par le Projet *Visible Human* du NIH¹, qui a donné lieu à la création d'une base de données numérique regroupant des coupes axiales de type cryologique, TDM et IRM obtenues à partir des cadavres d'un homme et d'une femme [Acke98]. Parmi les données utilisées dans l'évaluation de l'endoscopie virtuelle, nous pouvons citer les fantômes des voies respiratoires [Swif02], des structures neurologiques [Auer02], ou du colon [Hong97] [McFa99], les données du Projet *Visible Human* [Robb00] [Hong97], les données animal [Acos02] [Yosh98], les données patient [Schr02] [Mori02] et les cadavres [Auer02]. En particulier, Gobetti [Gobb98] a utilisé un cadavre pour le calcul interactif par endoscopie virtuelle du degré de sténose, dont les mesures ont été comparées avec les mesures histologiques. Ces données sont mises à profit dans une phase préclinique, afin d'évaluer l'influence des paramètres d'acquisition et les limites de détection des lésions. Un exemple complet d'évaluation quantitative de la qualité des images endoscopiques est donnée par Sun et al. [Sun04] sur un fantôme de l'aorte abdominale comprenant une endoprothèse.

Les approches médicales étant souvent très pragmatiques, la technique doit démontrer l'apport d'un gain décisif sur un nombre important de patients pour être intégrée en routine. L'endoscopie virtuelle étant principalement utilisée comme un outil de visualisation, elle a été évaluée dans le cadre de la détection purement visuelle de différents types de lésions. Ce type d'évaluations nécessite que plusieurs observateurs réalisent la tâche en confrontant l'endoscopie virtuelle avec des observations différentes de référence (p. ex. endoscopie réelle, TDM, IRM, ultrason, etc.). Une comparaison subjective a ainsi été réalisée pour la détection et l'estimation de lésions du système trachéo-bronchial [Laca04] [Burk00] [Neum00] [Rama99], du colon [Spin01] [Kay00] [Novi00] [Dyke01] [Fenl99b] [Fenl98] [Smit02], des vaisseaux [Haig01] [Summ01b] [Schr02], des structures neurologiques [Auer02] et de l'estomac [Brow04] [Yazg04]. La plupart des travaux d'évaluation sur un nombre conséquent de patients en routine clinique concerne la colonoscopie virtuelle et montre l'efficacité de celle-ci dans la recherche de polypes de grande taille. En neurochirurgie, les études réalisées montrent que l'endoscopie virtuelle ne permet pas actuellement la visualisation satisfaisante des petites structures d'intérêt et ne peut être utilisée comme outil de planning chirurgical [Auer02]. En ce qui concerne l'angioscopie virtuelle dans les artères périphériques, Haigron et al. [Haig01] ont réalisé un protocole d'évaluation portant sur l'appréciation subjective du degré de sténose à partir d'images endoscopiques virtuelles. Pour évaluer la détection de lésions athéromateuses des artères coronaires par angioscopie virtuelle, Schröder et

¹(National Institutes of Health) : http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html

al. [Schr02] ont utilisé l'imagerie ultrason comme "gold standard" *in vivo* chez 14 patients. Des données TDM multi-barrette ont permis l'analyse sur coupes axiales et par angioscopie virtuelle. L'angioscopie virtuelle s'avère moins performante que l'analyse sur coupes axiales pour la détection des petites et moyennes lésions non-calcifiées (<70%). Yoshida et al. [Yosh98] ont proposé un protocole d'évaluation pour la détection des plaques d'athérosclérose à partir de la rugosité de la surface rendue dans les images endoscopiques. Un modèle d'athérosclérose chez le lapin a été utilisé. Le critère d'évaluation étant visuel, des modifications concordantes entre les images endoscopiques de la zone de lésion (irrégularités dans la surface) et les coupes histologiques ont été constatées. Bien que leur démarche soit la seule démonstration, à notre connaissance, d'une évaluation histopathologique de l'aorte confrontée à l'endoscopie virtuelle, elle reste très restreinte (limitée à un seul animal) et sans critère quantitatif. De plus, des artefacts peuvent créer des rugosités artificielles sur les images endoscopiques. Utilisant la dimension fractale comme descripteur quantitatif de la rugosité [Summ99], Summers et al. [Summ01b] ont réalisé l'évaluation par différents observateurs de la détection de l'athérosclérose de l'aorte thoracique sur une population de sujets sains et malades.

Le tableau 3.1 montre un récapitulatif des différentes études d'évaluation de l'endoscopie virtuelle présentes dans la littérature, classées selon leur potentielle application clinique et la référence utilisée. Entre parenthèses apparaît le type de données volumiques utilisées en endoscopie virtuelle.

appl. - réf.	Angioscopie	Colonoscopie	Bronchoscopie	Autres
Endosc. réelle		[Fock02](TDM) [Kay00](TDM) [Fen199b](TDM) [Novi00](TDM)	[Burk00] (TDM) [Laca04] (TDM)	[Brow04](TDM) [Yazg04](TDM)
TDM	[Haig01](TDM)		[Neum00](TDM)	[Brow04] (TDM)
US	[Schr02](TDM)			
IRM	[Summ01b](IRM)			[Auer02](IRM)
Fant.	[Sun04](TDM)	[McFa99](TDM) [Hong97](TDM)	[Swif02](TDM)	[Auer02](IRM)
Analyse Hist.	[Yosh98](TDM) [Acos02](TDM)	[Dach97](TDM)		
<i>Visible Human</i>	[Gobb98]	[Robb00] [Hong97](TDM)		

TAB. 3.1: Récapitulatif des études d'évaluation en endoscopie virtuelle.

3.5 Bilan

Nous avons identifié quatre aspects méthodologiques sur lesquels la recherche en endoscopie virtuelle s'est concentrée : *la visualisation*, qui touche à l'amélioration du temps de calcul et de la qualité de l'image endoscopique ; *la navigation*, qui concerne la détermi-

nation de trajectoires à l'intérieur des organes, le contrôle de la position et de l'orientation du capteur et la mise en correspondance avec l'endoscopie réelle ; *l'exploration* de données et *l'analyse* quantitative de structures ; et *l'évaluation*, tant au niveau des algorithmes et des méthodes que de son utilisation clinique.

L'endoscopie virtuelle est en première lieu un outil de visualisation de structures anatomiques. Deux types de rendu (surfacique et volumique), sont utilisés en fonction des besoins des applications. La plupart des applications utilise une segmentation préalable du volume image, car la visualisation peut être plus rapide. Dans la visualisation, un compromis entre le type et la quantité d'information rendue, la qualité visuelle et la rapidité est recherché. L'avantage de visualiser depuis l'intérieur les structures anatomiques favorise l'extension des fonctionnalités de l'endoscopie virtuelle vers l'analyse quantitative de données et la détermination de descripteurs géométriques, fondamentales dans la planification d'interventions.

L'automatisation de méthodes visant à détecter une lésion fait partie des questions à traiter. Tel est le cas des examens en colonoscopie virtuelle où, à ce jour, des méthodes d'analyse de forme et de navigation automatique ont été réalisées pour la détection de polypes avec des résultats très prometteurs pour des lésions de grande taille (>10mm). La colonoscopie est un cas particulier car les structures sont assez contrastées pendant l'examen et leur taille permet une observation efficace. En revanche, dans les structures vasculaires l'inhomogénéité de la distribution du produit de contraste (calibre des vaisseaux, présence de lésions), peut rendre difficile la navigation et la détection précise de la surface. Mise à part la quantification en colonoscopie virtuelle, peu de systèmes font une analyse quantitative de la structure de manière automatique. La plupart utilise des méthodes de mesures manuelles sur les images endoscopiques, suivant un schéma de navigation interactive, où l'utilisateur peut déplacer le capteur librement dans la structure. La complexité des structures anatomiques est souvent très élevée, et même pour un opérateur expérimenté, la navigation libre vers un point de destination implique déjà une difficulté. L'interactivité peut être éliminée par des techniques de navigation automatique (navigation active ou planification de trajectoires).

La détermination d'une trajectoire préalable permet de réaliser une exploration sur un chemin pré-défini et de fournir en même temps des informations anatomiques. Ceci est un problème compliqué, qui occupe actuellement une place importante dans la recherche. Plusieurs approches ont été proposées visant la génération de trajectoires selon différents critères d'optimalité. Cette optimalité dépend de l'application. Pour certains l'optimalité peut être le chemin le plus court entre deux points, pour d'autres elle est considérée comme le trajet qui permet une navigation "fiable". La fiabilité est obtenue par le trajet qui passe le plus près du centre de la structure, qui ne contient pas des zones de pointe ou des discontinuités, et au moyen duquel on peut visualiser la totalité de l'organe. Afin d'élargir le domaine d'application de l'endoscopie virtuelle dans les années à venir, des techniques complémentaires, des méthodes plus robustes et automatiques et des évaluations cliniques et algorithmiques sont encore nécessaires.

Chapitre 4

Les interactions outils-tissus

L'étude des interactions entre des procédés thérapeutiques, de plus en plus performants, et les tissus biologiques, est incontournable dans le développement des nouvelles générations de simulateurs en chirurgie. Elle présente un degré de complexité très variable, dépendant du type d'interaction, de la nature des tissus, et du niveau de détail requis.

Bien qu'il existe des thérapies utilisant des phénomènes divers qui produisent des modifications physiologiques et métaboliques, l'interaction mécanique est plus fréquente dans le traitement des lésions, que ce soit en chirurgie conventionnelle ou mini-invasive. La modélisation de cette interaction implique l'étude du comportement complexe des tissus biologiques suivant l'action des outils. Le domaine principalement concerné par cette problématique est la biomécanique [Maur98]. Après la modélisation des structures osseuses (rigides), la recherche aborde aujourd'hui les problèmes de modélisation des structures biologiques déformables (tissus mous), préalable à la construction des simulateurs pour la planification d'interventions chirurgicales.

Le calcul des déformations dans ces modèles peut se faire dans un cadre discret ou continu discrétisé. Le résultat final est une modification de la position, de la forme, ou de la topologie de la structure modélisée, qui nécessite un support spatial pour la représenter. Cette représentation peut être de deux types – surfacique ou volumique – et utiliser des maillages réguliers ou irréguliers. Par ailleurs, les déformations peuvent répondre à des règles géométriques simples, autorisant une résolution analytique, ou à des lois de comportement plus complexes qui incorporent des paramètres physiques plus proches de la réalité observée.

Dans ce chapitre nous donnons tout d'abord une brève présentation de trois types d'interactions outils-tissus intervenant dans les traitements mini-invasifs. Nous présentons ensuite les éléments de modélisation du comportement des tissus mous sous l'effet d'actions mécaniques (loi de comportement, cadre expérimental, représentation) pour enfin aborder les principaux modèles de déformations rencontrés dans la littérature ainsi que les interactions possibles lors de la simulation.

4.1 Types d'interaction outils-tissus

4.1.1 Interaction Mécanique

Lorsque l'interaction est mécanique, les outils agissent sur les tissus pour les déformer, les couper, les suturer, les prélever, ou pour détruire ou traiter une lésion. Cette interaction peut être réalisée par contact physique *direct* ou *indirect*.

Les interactions de type mécanique directe concernent la majeure partie des outils employés en chirurgie. En cœlioscopie par exemple, des ouvertures de faible diamètre permettent d'insérer un endoscope qui assure la visualisation de l'intérieur ainsi que des instruments chirurgicaux tels que des éléments d'insufflation et d'aspiration, des pinces (par. ex. à préhension, porte cathéter, à biopsie, à coagulation, à clips), des écarteurs et des aiguilles de courbure variable.

Les interactions mécaniques indirectes, par contre, visent à modifier la structure d'un tissu sans chirurgie ouverte, au moyen d'une énergie transmise depuis l'extérieur. Un exemple de cette interaction est la lithotripsie extra-corporelle [Deli00b], technique utilisée pour traiter les lithiases urinaires ou calculs rénaux. Ceux-ci sont des masses dures qui se forment graduellement lorsque divers cristaux de sels et minéraux s'accumulent dans les reins. La lithotripsie permet de désintégrer les calculs rénaux à distance à l'aide d'ondes de choc créées extra-corporellement, qui se concentrent sur le calcul. Les ondes pulvérisent les calculs en grains de sable ou en petits fragments qui seront éliminés naturellement dans les urines. Elles sont produites par une décharge électrique à partir d'un générateur hydro-conductif, traversent l'eau, les tissus mous sans les léser et sans perte d'énergie, pour finalement percuter le calcul.

4.1.2 Interaction thermique : ablation par radiofréquence

Historiquement la chaleur, appliquée par des liquides ou des instruments chauffés, a été utilisée dans plusieurs traitements thérapeutiques. Les dispositifs chirurgicaux modernes produisent des modifications sur les tissus par échauffement en faisant passer un courant de haute radiofréquence à travers eux¹. Des instruments chirurgicaux utilisant ce principe ont été conçus pour la cautérisation, et plus récemment pour le traitement de certaines lésions cancéreuses [Stra03] [DB02] et le traitement des arythmies par ablation de tissus cardiaques [Haem03] [Dang03] [Sier03].

Dans le traitement du cancer du foie, la technique est très récente et prometteuse [Stra03]. Il a été montré que les cellules sont adaptées pour maintenir l'homéostasie jusqu'à 40°C, mais qu'au delà de cette température la mort cellulaire dépend du temps d'exposition. A 46°C elles meurent en 60 minutes, à 55°C en quelques secondes, et à 60°C de façon instantanée.

En cardiologie, la technique a été introduite depuis la fin des années 1980 [Murt02]. Les courants radiofréquence sont transmis vers l'intérieur des cavités cardiaques par l'intermédiaire d'un cathéter composé d'un câble électrique recouvert d'une gaine en plastique, qui provoque à son extrémité une brûlure de très petite taille (~0,5 cm²) dans une zone préalablement repérée. Certaines tachycardies peuvent être traitées par un nombre restreint

¹L'observation de réchauffement des tissus au passage de courant de haute fréquence a été décrite par d'Arsonval en France au 19^{ème} siècle.

d'applications de courant, tandis que d'autres, comme le flutter auriculaire², nécessitent plusieurs applications [Haem03] [Dang03] [Sier03].

4.1.3 Interaction par irradiation : radiothérapie

Le rayonnement a été utilisé sous diverses formes en thérapie, principalement anticancéreuse. Le but d'une irradiation est la mort des cellules cancéreuses tout en préservant les cellules saines. La terminologie souvent utilisée pour différencier les traitements est la suivante : la *radiothérapie externe* concerne l'ensemble des techniques où la source d'irradiation est placée à l'extérieur du malade et généralement à une certaine distance (télé-radiothérapie transcutanée); la *curiethérapie* consiste à placer au cours de l'intervention des sources radioactives scellées (iridium, césium) dans les tissus tumoraux ou dans une cavité naturelle (vagin, utérus, vaisseaux); la *radiothérapie métabolique* utilise des sources radioactives généralement injectables (non scellées) qui vont se fixer sur des cellules cibles (iode 131 pour la thyroïde et phosphore 32 pour la maladie de Vaquez).

4.2 Modélisation de tissus mous

Les tissus mous présentent un ensemble de propriétés complexes qui ont été décrites dans la littérature [Maur98]. Leur comportement mécanique dépend de leur composition, structure, localisation et fonction dans le corps. De plus, celles-ci varient suivant l'âge, le sexe, les espèces, l'activation musculaire, etc. Ces tissus sont considérés comme une combinaison de matériaux visco-élastiques non-isotropes, plus ou moins compressibles, déformables jusqu'à une limite maximale, non linéaires, présentant un hystérésis dans la charge et la décharge (la tension du matériau évolue différemment dans les deux sens lorsqu'une force est appliquée et lorsqu'elle est enlevée), et une relaxation (la tension interne décroît asymptotiquement vers un niveau d'énergie minimal, lorsque une force est appliquée).

Au vu de leurs propriétés, la modélisation des tissus mous est d'abord basée sur la mécanique des milieux continus à partir des lois extraites de l'expérimentation. Elle peut s'associer à l'étude de modèles déformables en s'appuyant sur une représentation géométrique. Le cadre expérimental, qui comprend, entre autres, l'étude du comportement entrée-sortie du système, définit les conditions sous lesquelles les observations se font afin de définir les règles qui gouvernent la déformation.

La construction du modèle biomécanique, la représentation spatiale des structures et les modèles déformables sont discutés dans la suite.

4.2.1 Modèle biomécanique

L'ensemble des équations utilisées dans la modélisation des tissus mous est fourni par la théorie de l'élasticité, dont la formulation est basée sur des lois de la mécanique continue (cf. Annexe A). Elles établissent que le comportement d'un solide élastique peut être décrit par deux paramètres : d'une part, le rapport entre une contrainte appliquée et la déformation

²On parle de flutter auriculaire devant une tachycardie auriculaire régulière, entre 200 et 350 par minute, avec une conduction auriculo-ventriculaire de type 2:1 à 4:1. Le rythme ventriculaire est généralement régulier, avec une fréquence 2 à 4 fois plus faible que la fréquence auriculaire, mais la conduction atrio-ventriculaire peut être irrégulière.

subie suivant l'axe de la contrainte (module de Young) et, d'autre part, le rapport entre la contrainte latérale et la déformation axiale (coefficient de Poisson).

Les premiers travaux sur l'étude des propriétés mécaniques des tissus biologiques ont été effectués par Yamada [Yama70], qui a réalisé de nombreuses expériences avec plusieurs types de tissus, et par Fung [Fung90] qui a établi les bases de la modélisation biomécanique. A ce jour, la grande majorité des études a été menée sur des tissus présentant un certain degré d'activité mécanique (p. ex. muscles striés squelettiques, muscle cardiaque, artères, poumons, tendons, os, peau) [Brus00]. En revanche, très peu d'informations quantitatives sont disponibles sur les propriétés élastiques des organes qui n'ont pas une fonction mécanique propre (p. ex. le foie).

La complexité de la modélisation de ce type de tissus provient de l'identification de paramètres physiques, puisqu'ils doivent être obtenus par l'expérimentation. Différentes approches ont été décrites pour modéliser les organes à partir des courbes expérimentales obtenues sur données *in vitro* ou *in vivo* [Maur98]. Un des problèmes qui occupe une place importante dans la recherche à l'heure actuelle est la détermination des paramètres mécaniques pour la caractérisation des tissus *in vivo*.

4.2.2 Cadre expérimental

L'*élastographie* est une illustration typique de la notion de cadre expérimental. L'objectif majeur est d'établir une cartographie des propriétés élastiques des tissus en évaluant les déformations locales sous l'action d'une contrainte. Il s'agit alors d'interagir avec le système à modéliser (tissus), pour observer son comportement (déformations) dans des conditions expérimentales établies (génération de contraintes). Afin de réaliser ces mesures *in vivo*, sans aucune invasivité, l'élastographie peut s'appuyer sur des techniques d'imagerie telles que l'IRM [Suga00] ou l'ultrason [Maur04] [Clau02] [Han02] [Brus00] [Kono98] [Ophi91].

Concernant la stimulation utilisée, deux types de méthodes existent. Dans les méthodes statiques, les tissus sont comprimés lentement tout en mesurant la distribution du déplacement. Les méthodes dynamiques, quant à elles, prennent en considération l'équation d'onde, pour définir la distribution différentielle de propagation. La vitesse de déplacement ou le temps de réaction sont prises en considération. Des vibrations de basse-fréquence peuvent être utilisées pour stimuler les tissus [Fate03], où des images de la déformation sont acquises simultanément pour construire la cartographie.

Une autre technique pour obtenir ces mesures est l'aspiration des tissus. Elle est réalisée au moyen d'un petit tube qui, placé sur la surface d'un tissu, le déforme en créant une pression négative à l'intérieur. La pression en fonction du temps étant connue, on mesure la déformation résultante à partir de l'interprétation des images de profil provenant d'un miroir placé près de la surface déformée. Cette technique ne peut être utilisée *in vivo* que lorsque le tissu est accessible. Elle est rendue possible dans certains cas, en attachant des capteurs de force et de déplacement aux outils chirurgicaux. Székely et al. [Szék00] [Kaue01] l'ont pratiquée pour mesurer les propriétés élastiques de l'utérus pour un simulateur laparoscopique en gynécologie. Cette méthode a été validée sur des matériaux synthétiques.

4.2.3 Représentation des structures déformables

Une des composantes du processus de modélisation est la représentation (cf. section 2.2). Il peut s'agir de construire dans un repère spatial un support géométrique de la structure qui rentre en interaction avec un outil. Dans ce cas, deux types de représentation peuvent être identifiés : i) surfacique et ii) volumique. Leur utilisation dépend de l'application, en d'autres termes, du type d'interaction outil-tissu à simuler.

Dans la *représentation surfacique*, les objets sont décrits par la seule information de surface, soit sous forme analytique (fonction implicite, explicite, etc.), soit sous forme discrétisée (maillage polygonal). C'est la forme la plus courante en infographie où des processeurs dédiés permettent le rendu, la manipulation et la mise à jour de surfaces en temps réel. Pour des simulateurs d'apprentissage, par exemple, où l'un des principaux critères de performance est le temps de calcul, la représentation surfacique s'avère beaucoup plus efficace et a été largement utilisée [Kuhn00].

À partir de données volumiques, plusieurs techniques d'extraction de surfaces existent. Si une région a été préalablement segmentée, une des méthodes les plus utilisées est celle des *Marching Cubes* [Lore87], qui définit et extrait la frontière de cette région sous forme d'un maillage polygonal. D'autres techniques existent pour générer des maillages polygonaux, telles que les méthodes frontales, les algorithmes de Voronoi-Delaunay, les méthodes par décomposition spatiale hiérarchique en quadrees-octrees, et les maillages simplex [Deli94].

La représentation surfacique est limitée lorsqu'il s'agit de modéliser des structures non-homogènes plus complexes dans leur configuration interne. A titre d'exemple la modélisation de fluides, de déchirures tissulaires ou de fractures osseuses, ne peuvent pas être considérées [Gibs98].

La *représentation volumique* permet, quant à elle, de prendre en compte les propriétés internes des structures, en incorporant dans les modèles anatomiques, physiques ou physiologiques, l'information provenant par exemple d'images patient (IRM, TDM, etc.). Un objet volumique est constitué par un ensemble d'échantillons de données 3D régulièrement ou irrégulièrement disposés. Une image TDM, après interpolation des coupes axiales, constitue un exemple de données volumiques régulières.

Ce type de représentation a été utilisé par Gibson et al. [Gibs98], dans la simulation d'une arthroscopie, et repris par Schill et al. pour la simulation d'une vitrectomie [Schi98]; par Terzopoulos et Waters dans la modélisation de muscles faciaux [Wate87] [Terz90], et par Cotin dans la simulation chirurgicale du foie [Coti96]. Le désavantage de la représentation volumique est la taille des données, qui génère des difficultés de manipulation, stockage, rendu, modélisation et temps de calcul. Des représentations hiérarchiques et des techniques de compression de données pourraient rendre les méthodes plus efficaces dans les applications temps-réel. Afin de modéliser les déformations des tissus complexes, il est nécessaire de définir la connexité entre les différents éléments du volume. Gibson a présenté le modèle volumétrique *linked-volume* (volume lié), constitué d'éléments liés entre eux, appelés *linked-element* (élément-lié), utilisé dans sa méthode de simulation de déformations par ChainMail [Gibs99]. À partir de données échantillonnées provenant du scanner, par exemple, il est possible de lier tous les éléments à leurs voisins, selon un schéma de connexité 6, ce qui permet la transmission d'une perturbation dans le volume selon des règles géométriques simples de propagation. Dans cette représentation, l'organisation des éléments du volume

est la même que dans l'acquisition des données, ce qui élimine les erreurs de représentation liées à l'approximation de données volumiques par des surfaces et permet de considérer le comportement interne de la structure.

Dans le cas d'utilisation d'éléments finis [BN97] ou de systèmes masses-ressorts [Terz90], il peut être nécessaire de pré-définir des maillages multi-connexes. Dans ce cas, la représentation est plus simple, mais le problème principal reste encore le temps de calcul. Quelques approches permettent d'obtenir des déformations en temps-réel sur des modèles génériques, mais avec un pré-calcul de matrices gouvernant les déformations [Deli99b], comme nous le verrons dans la suite.

4.3 Modèles déformables

La modélisation de structures déformables a été utilisée dans un grand nombre d'applications : la création de courbes et surfaces complexes [Fole97], la segmentation d'images [Terz97] [McIn99] [McIn96], l'animation en infographie [Lee95], la simulation chirurgicale [Coti99] [Gibs98], etc.

Dans le but de calculer les déformations, différentes approches ont été développées. Elles peuvent utiliser des paramètres physiques issus de l'expérimentation ou seulement prendre en compte des propriétés descriptives ou de forme. La figure 4.1 illustre quelques exemples de modèles déformables en fonction du réalisme obtenu et du coût en temps de calcul.

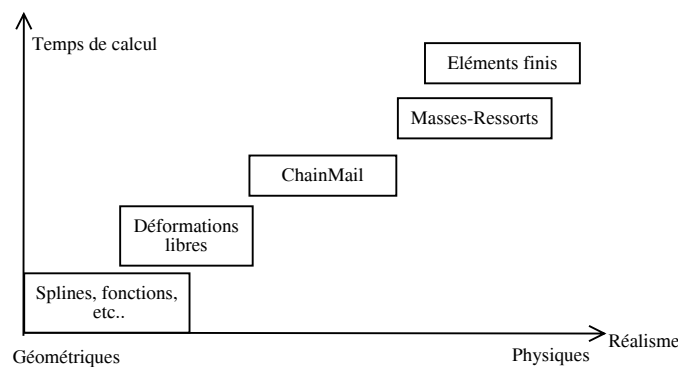


FIG. 4.1: Modélisation de déformations. Des approches géométriques aux approches physiques (d'après [Gibs97b]).

Dans les approches purement géométriques (*non-physics based*), les objets sont déformés soit au moyen du déplacement de points de contrôle, soit par l'ajustement de paramètres. Les approches basées sur des éléments physiques (*physics-based*) incorporent des propriétés mécaniques du matériau, des forces externes, et des contraintes imposées afin de calculer les déformations. Les paramètres de ces modèles correspondent à des phénomènes qui peuvent être mesurés dans le monde réel (énergie, masse, force, déplacement). Une description détaillée de toutes les modalités de déformation en synthèse d'images est présentée par Gibson [Gibs97b].

4.3.1 Modèles basés sur la forme (géométriques)

Les approches géométriques représentent les objets sans exploiter les connaissances de leurs propriétés physiques. Elles modélisent et reproduisent essentiellement un comportement géométrique observé et sont très efficaces en terme de temps de calcul. Un exemple est l'utilisation de matrices d'échelle, de translation, rotation et torsion, pour transformer un ensemble de points. Les courbes et les surfaces peuvent aussi être représentées par un ensemble de points de contrôle, qui apparaissent, disparaissent ou se déplacent vers de nouvelles positions et modifient la forme de l'objet. Les courbes de Bézières, les splines [Fole97] et beaucoup d'autres types de représentation ont été utilisés. Ce type de modélisation permet des modifications interactives très facilement. Cependant, la spécification précise des points de contrôle à manipuler et la modification des courbes et surfaces peut être laborieuse.

La méthode de déformations libres "*free-form deformation*" [Barr84] [Chan94] [Coqu90] [Sede86] fournit un contrôle plus précis et plus efficace. Cette méthode change la forme d'un objet par la déformation de l'espace qui le contient. L'objet à déformer est placé dans une grille de géométrie connue, comme des courbes ou des cylindres. La manipulation des noeuds de la grille produit des déformations de l'espace qui transforment les primitives graphiques constituant l'objet. Un exemple d'utilisation en chirurgie de ce type de modèles, est le simulateur de déformations interactives de la vessie [Cove93] dans un but d'entraînement.

4.3.2 Modèles physiques

Les modèles physiques permettent la construction de simulateurs plus réalistes. En chirurgie, l'addition de propriétés mécaniques rend possible la simulation d'instruments chirurgicaux sur des tissus mous, en particulier les gestes de découpage et de suture [Deli99b].

Dans la réalité, tous ces processus sont continus dans le temps et dans l'espace. Ils peuvent être exprimés en terme d'équations différentielles contenant des variables ayant un sens physique et basés sur la théorie de l'élasticité (voir Annexe A). La résolution numérique suppose une discrétisation. Deux grandes approches sont généralement envisagées : i) la formulation continue à l'origine est discrétisée (cas de la modélisation par éléments finis), ou ii) le problème est déjà formulé d'une façon discrète (cas du modèle masses-ressorts).

4.3.2.1 Éléments Finis

La méthode des éléments finis (MEF) permet de résoudre finement des problèmes de frontière, qui dans le cas de la modélisation de tissus mous se traduisent par des équations dynamiques décrivant le mouvement des tissus à partir de leurs propriétés biomécaniques. Ils sont moins couramment utilisés, car leur implémentation est plus complexe, et leur utilisation plus coûteuse en temps de calcul.

L'idée principale des éléments finis est d'approximer un domaine Ω par un maillage d'éléments discrets de forme simple et régulière (triangles en 2D, tétraèdres en 3D). Des fonctions d'interpolation sont définies pour calculer la valeur d'un point intermédiaire à partir des noeuds voisins. Les problèmes de continuité aux noeuds sont résolus par des fonctions d'interpolation qui peuvent être des polynômes et qui décrivent la distribution de la solution à l'intérieur de chaque élément.

4.3.2.2 Formulation

Un objet déformable, sous l'action de forces externes, prendra la forme qui représente l'état d'énergie potentielle minimale. Pour déterminer cette forme, l'énergie totale U de l'objet :

$$U = \Lambda - W \quad (4.1)$$

où Λ dénote l'énergie de déformation interne de l'objet et W le travail des forces externes. Si Λ et W sont exprimés en terme de déplacement des éléments (équation A.1), l'énergie minimale est obtenue lorsque la dérivée par rapport au déplacement \vec{u} est égale à zéro. Le résultat est une équation différentielle continue, qui résolue, décrit la nouvelle forme de l'objet.

Le travail W est exprimé en fonction du déplacement par :

$$W = \int_V \vec{p}^t \vec{u} dV + \int_S \vec{q}^t \vec{u} dS + \sum_{i=1}^m \vec{F}_i^t \vec{u}_i \quad (4.2)$$

où \vec{p} est une force de volume, \vec{q} une force de surface et \vec{F}_i représente les forces sur chaque élément discret de l'objet.

L'énergie de déformation Λ est donnée par :

$$\Lambda = \frac{1}{2} \int_V \vec{\sigma}^t \vec{\epsilon} dV \quad (4.3)$$

où $\vec{\sigma}$ est le vecteur de contrainte et $\vec{\epsilon}$ le vecteur de déformation selon l'équation A.13. L'équation de Λ peut être ré-écrite comme :

$$\Lambda = \frac{1}{2} \int_V \vec{\epsilon}^t C \vec{\epsilon} dV \quad (4.4)$$

Λ est exprimée en terme de propriétés mécaniques du matériau (relation contrainte-déformation) décrivant le comportement de l'objet déformable sous l'effet de forces. Pour introduire le déplacement \vec{u} dans cette équation, les relations du tenseur de déformation (équation A.4, cf Annexe 1) sont utilisées, où $\vec{\epsilon}$ peut être exprimée comme :

$$\vec{\epsilon} = B \vec{u} \quad (4.5)$$

L'expression de l'énergie potentielle en fonction de \vec{u} est alors donnée par :

$$U = \frac{1}{2} \vec{u}^t \left(\int_V B^t C B dV \right) \vec{u} - \left(\int_V \vec{p}^t \vec{u} dV + \int_S \vec{q}^t \vec{u} dS + \sum_{i=1}^m \vec{F}_i^t \vec{u}_i \right) \quad (4.6)$$

Le calcul de la matrice B ne peut pas être réalisé de façon analytique, et il est parfois difficilement réalisable pour un problème spécifique. Par contre, lorsque les fonctions d'interpolation pour les éléments finis ont été choisies, il est plus facile de dériver la relation 4.5. En général, la formulation des éléments finis s'exprime dans un système linéaire d'équations de la forme :

$$K \vec{u} = \vec{F} \quad (4.7)$$

où K est la matrice de rigidité, qui traduit la géométrie du domaine du problème et contient les paramètres du matériau, \vec{u} est le vecteur de déplacements des noeuds résultant des forces \vec{F} qui agissent sur chacun des éléments. Le système 4.7 peut être résolu par une méthode directe de résolution linéaire. Ces considérations sont valables pour des systèmes en équilibre, ou pour des processus pseudo-statiques (très lents), mais les éléments finis sont aussi utilisés pour résoudre des problèmes dynamiques.

4.3.2.3 Analyse MEF dynamique

Pour calculer des variables dynamiques (vitesse ou accélération), des équations dynamiques doivent être résolues. Les déplacements et positions d'un élément intermédiaire sont interpolés à partir des valeurs des éléments discrets [Maur98] [Szék00]. Pour chacun de ces éléments, les équations différentielles qui gouvernent le mouvement sont formulées selon l'équation suivante :

$$M\ddot{\vec{u}} + C\dot{\vec{u}} + K\vec{u} = \vec{f}_{ext} - \vec{r}_{int} \quad (4.8)$$

qui représente une équation analogue à l'équation du mouvement de Newton, où M est la matrice qui contient les masses des éléments discrets, C est la matrice d'amortissement, K est la matrice de rigidité, u est le vecteur de déplacements, f le vecteur des forces externes, et r le vecteur des forces internes (intra noeuds). Ce système peut être résolu par des techniques numériques d'intégration (voir section 4.3.3.1). Des considérations plus détaillées sur la prise en compte des non-linéarités peuvent être trouvées dans [Maur98].

Les éléments finis ont été utilisés dans plusieurs simulateurs de chirurgie tels que pour la gynécologie laparoscopique [Szék00], la chirurgie hépatique [Coti99], la chirurgie faciale [Koch96]. La principale faiblesse de cette méthode est le temps de calcul élevé, mais différentes techniques d'accélération ont été utilisées. Elles présentent des résultats satisfaisants qui restent très liés à l'application envisagée :

- la condensation [BN97], qui consiste à ne pas traiter les noeuds internes, non visibles, qui n'interagissent pas avec l'observateur.
- le pré-calcul [Coti99] de déformations élémentaires pour chaque noeud de surface. Une combinaison de déformations linéaires peut être appliquée au préalable pour obtenir la déformation finale. Le désavantage est que le précalcul ne permet pas les changements de topologie du maillage et par conséquent la simulation de découpes.
- l'utilisation d'un maillage adaptif de façon à calculer des résultats plus rapidement dans certaines zones. Ceci implique un pré-traitement pour obtenir une hiérarchie dans le maillage.
- l'utilisation de méthodes hybrides [Coti00], utilisant à la fois un modèle élastique précalculé et un modèle "masses-tenseurs" similaire au modèle masses-ressorts mais reposant sur une représentation continue de la structure. Les découpages sont alors restreints à quelques zones prédéfinies.

4.3.3 Masses-Ressorts

Le modèle de masses-ressorts utilise une représentation spatiale purement discrète des matériaux (continue dans le temps). Un objet est modélisé comme une collection de masses

connectées par des ressorts dans une structure de type maillage. Les forces appliquées sont souvent linéaires (suivant la loi de Hooke), mais peuvent aussi être représentées par des ressorts non-linéaires afin de modéliser des tissus plus complexes.

La loi de Hooke déclare que la force f exercée par un ressort hélicoïdal est directement proportionnelle à l'élongation. La constante de proportionnalité k s'appelle la constante de rigidité du ressort. L'élongation du ressort est la différence entre sa longueur réelle et sa longueur au repos. La force agit parallèlement à l'axe du ressort selon la fonction classique :

$$f = -kx \quad (4.9)$$

En considérant la deuxième loi de mouvement de Newton ainsi que la loi d'élasticité de Hooke pour un cas idéal en l'absence des forces d'amortissement (système non-amorti), la position x de la masse peut être décrite par l'équation suivante :

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{k}{m}x = 0 \quad (4.10)$$

Dans la réalité, les oscillations libres n'existent pas car il y a toujours un amortissement au cours du temps. Ces forces d'amortissement s'opposent au mouvement et sont donc de signe opposé aux vecteurs vitesses. La force d'amortissement F_a a pour expression :

$$F_a = \gamma \frac{dx}{dt} \quad (4.11)$$

γ est appelé coefficient d'amortissement visqueux. Ce type d'amortissement se produit à des vitesses faibles pour des surfaces glissantes lubrifiées (amortisseur hydraulique).

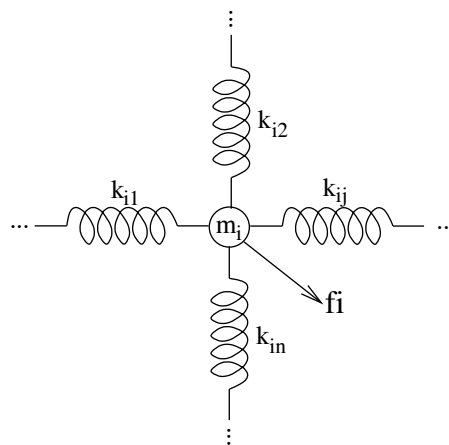


FIG. 4.2: Une masse m_i sous l'effet des forces de plusieurs ressorts.

Dans un modèle de plusieurs masses attachées par des ressorts (figure 4.2), l'équation 4.10 nous conduit à un système d'équations de deuxième ordre qui lie la position ($x_i \in \mathbb{R}^3$), l'accélération ($\frac{d^2x_i}{dt^2}$) et la vitesse ($\frac{dx_i}{dt}$) aux forces dans les noeuds. Pour le i -ème noeud, on a alors :

$$m_i \frac{d^2 x_i}{dt^2} + \gamma_i \frac{dx_i}{dt} + g_i = f_i \quad (4.12)$$

m_i représente la masse du i -ème élément, γ_i le coefficient d'amortissement, g_i la force appliquée par tous les ressorts sur le noeud i , et f_i l'application d'une force externe. g_i est donnée par

$$g_i = \sum s_j \quad (j \text{ pour tous les noeuds voisins de } i)$$

$$s_j = k_{ij} (d_{ij} - l_{ij}) \frac{x_j - x_i}{\|x_j - x_i\|} \quad (4.13)$$

Où d_{ij} est la distance entre les noeuds i et j , l_{ij} est la distance au repos entre les noeuds i et j et k_{ij} représente la constante de rigidité du ressort ij , et est liée à la relation contrainte-déformation du matériau.

Il est possible d'utiliser une constante k_{ij} linéaire, mais elle peut aussi être approximée par un polynôme du second degré [Kuhn00] qui traduit les non-linéarités des tissus biologiques (figure 4.3) :

$$k_{ij} = E \Delta x (1 + \alpha_1 \Delta x + \alpha_2 \Delta x^2) \quad (4.14)$$

où E est un facteur d'échelle et α_1, α_2 les coefficients du polynôme.

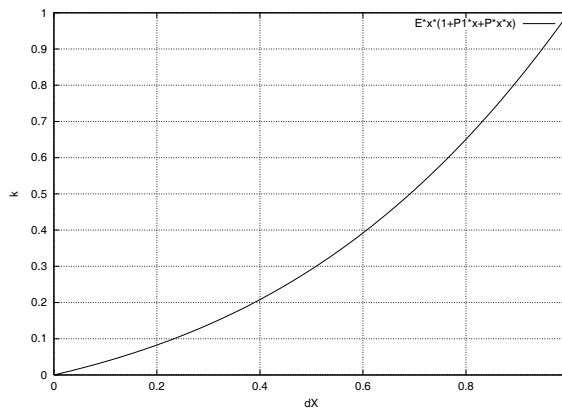


FIG. 4.3: Exemple de courbe typique de la rigidité $[\frac{N}{m}]$ d'un ressort, avec $E = 1/3$, $\alpha_1 = 1$, $\alpha_2 = 1$.

Du fait de sa simplicité de réalisation et de son faible coût en temps de calcul, le modèle masses-ressorts a été largement utilisé pour la simulation de déformations avec des paramètres de rigidité génériques selon les tissus impliqués [Kueh93] [Terz90] [Kuhn00].

Les premières approches pour représenter le comportement de la peau en utilisant des ressorts linéaires ont été réalisées par Platt et Badler [Plat81]. Il ne s'agit pas d'une approche de résolution dynamique, mais plutôt statique (calcul de positions d'équilibre). Le visage est modélisé par un ensemble de nœuds. A partir des forces appliquées sur certains points, la position finale totale puis l'expression faciale résultante est calculée. Cette approche a été

reprise par Waters [Wate87], qui a introduit des ressorts suivant les orientations réelles des muscles du visage. Ultérieurement, Terzopoulos [Terz90] a développé un modèle d'animation faciale dans lequel la peau est connectée aux couches tissulaires internes grâce à trois maillages différents qui vont jusqu'à l'os. Ils permettent de simuler des expressions du visage et les comportements des muscles, les trois couches ayant des constantes de rigidité des ressorts différentes.

Les propriétés élastiques des matériaux sont présentes dans les diverses constantes associées aux ressorts. Un des éléments critiques du modèle masses-ressorts comme de tous ces modèles est la difficulté de définir les paramètres des ressorts, car ils dépendent des paramètres mécaniques des tissus. Le modèle masses-ressorts est moins précis que les éléments finis, et devient progressivement moins précis pour de larges déformations.

4.3.3.1 Modèles et simulateurs

Les équations différentielles qui gouvernent les déformations dans une méthode masses-ressorts ou éléments finis peuvent être résolues par des méthodes d'intégration numériques. Il s'agit de déterminer l'évolution du système entre un instant t et un instant $t + \Delta t$.

La méthode la plus simple d'intégration numérique est celle d'*Euler-Newton*. Pour le modèle masses-ressorts par exemple, à chaque itération, l'accélération du noeud i à l'instant t (a_i^t) est calculée, puis la vitesse et la position à l'instant $t + \Delta t$ (Δt étant le temps d'intégration) sont calculées par intégrations successives.

$$a_i^t = \frac{1}{m_i} (f_i - \gamma_i v_i^t - g_i) \quad (4.15)$$

$$v_i^{t+\Delta t} = v_i^t + \Delta t a_i^t \quad (4.16)$$

$$x_i^{t+\Delta t} = x_i^t + \Delta t v_i^{t+\Delta t} \quad (4.17)$$

Ce processus se répète jusqu'à ce que le déplacement (qui traduit l'énergie) de tous les noeuds soit inférieure à un seuil (position de repos). La rapidité de convergence dépend du pas d'intégration. Il doit être choisi selon la dynamique attendue (vitesse et accélération du système). Avec un pas grand, la solution est atteinte plus rapidement, mais des problèmes d'instabilité peuvent se présenter. Avec des constantes de rigidité k élevées, des forces grandes et par conséquent des accélérations élevées peuvent apparaître. Kühnapfel [Kuhn00] propose le choix d'un Δt dépendant de la rigidité et du facteur d'amortissement selon un critère de stabilité numérique :

$$\Delta t < \frac{\gamma + \sqrt{\gamma^2 + 2mk}}{k} \quad (4.18)$$

Plus la rigidité du ressort est petite, plus le pas d'intégration peut être grand.

Un autre élément important du modèle est le facteur d'amortissement γ_i . Trois types de réponse peuvent se présenter selon la valeur de γ_i : i) non-amortie ($\gamma_i=0$), ii) amortie (γ_i petit), iii) sur-amortie (γ_i grand) (figure 4.4).

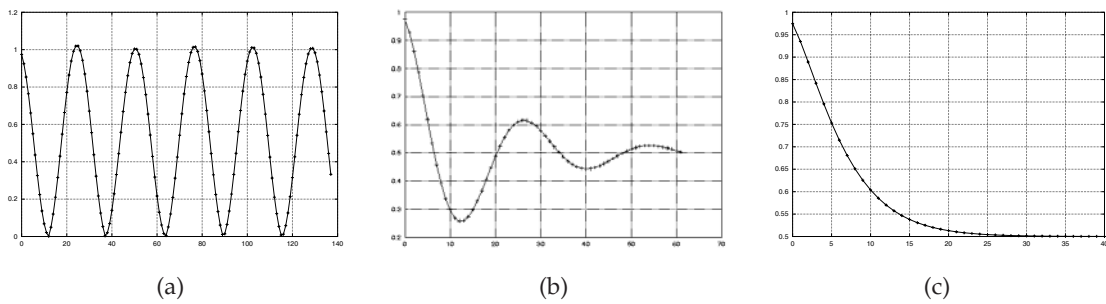


FIG. 4.4: Résolution numérique d'un système de deux ressorts en interaction dont la distance d'équilibre est de 0.5 mm. a) Système non amorti (avec $\Delta t = 1,5s$), b) amorti (avec $\Delta t = 1s$), c) sur-amorti (avec $\Delta t = 1s$).

La figure 4.5 montre un exemple de déformation à partir d'un modèle masses-ressorts sur-amorti.

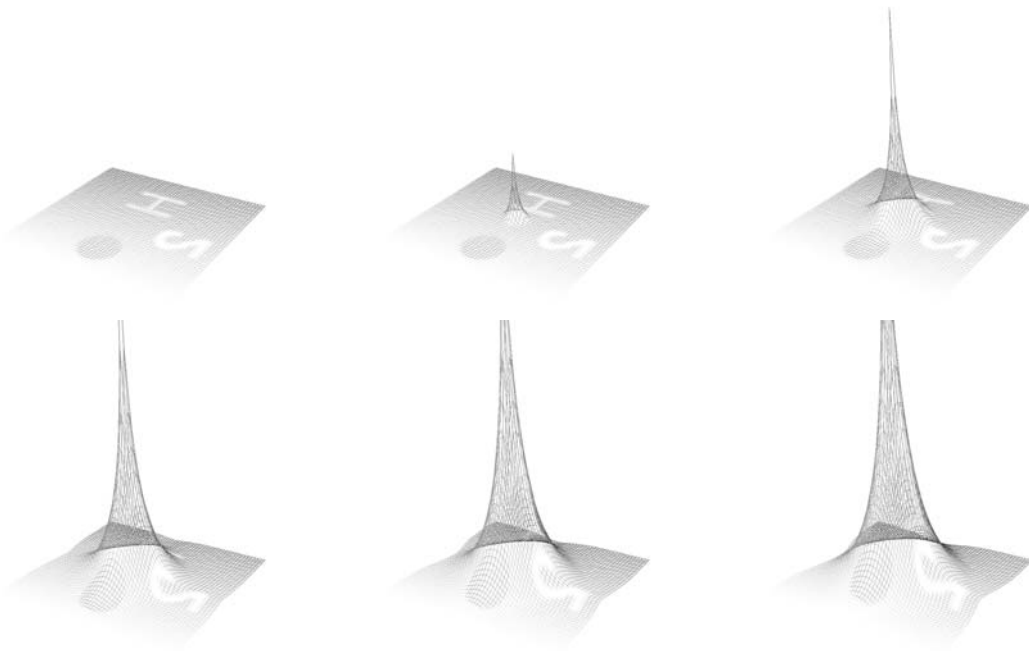


FIG. 4.5: Déformations d'un tissu par un modèle masses-ressorts. Un élément du tissu est déplacé vers le haut.

4.3.4 Modèles combinés

D'autres approches de modèles déformables peuvent être retrouvées dans la littérature. Leur principale contrainte est de garder un bon compromis entre réalisme de la simulation et interactivité. Plusieurs méthodes partent des modèles géométriques en introduisant des

considérations physiques plus réalistes [Mons01], d'autres se basent sur des modèles purement physiques avec des considérations simplificatrices permettant d'accélérer le calcul.

Avec l'addition de quelques propriétés physiques aux modèles descriptifs ou géométriques, le réalisme augmente sans un incrément considérable en temps de calcul. Les modèles de cathéters en interaction avec les vaisseaux, par exemple, utilisent une énergie associée à la forme (torsion) pour calculer une solution analytique [Alde02]. Terzopoulos, Waters et Platt [Terz90] [Terz87] ont été les premiers à combiner les modèles déformables géométriques avec la théorie de l'élasticité dans les techniques d'animation et synthèse d'images. Kass [Kass97] intègre également dans l'animation par ordinateur, des courbes, surfaces et solides qui répondent à des forces externes selon des considérations physiques.

4.3.4.1 ChainMail - Relaxation élastique

Cette approche, proposée par Gibson et al.[Gibs97a], constitue un des exemples de simulation du comportement mécanique qui prend en considération des lois géométriques et physiques. Elle consiste à calculer les déformations en deux étapes : la première vise à obtenir une forme approximée de la déformation de façon rapide par propagation locale d'une perturbation (algorithme de *ChainMail*). La forme d'un objet calculée par ChainMail ne présente pas une configuration d'énergie minimale. Un processus de *relaxation élastique* par minimisation de l'énergie entre les éléments liés est donc nécessaire pour calculer sa forme finale en repos.

Le processus de modélisation de la structure déformable passe par la construction d'une représentation et la définition de contraintes géométriques reprise dans la suite. En se référant au schéma générique de la relation modélisation-simulation (cf. section 2.2.1), les entités basiques impliquées dans la proposition de Gibson sont d'un côté, le modèle (*linked volumes*), qui est construit à partir d'une représentation volumique où l'on définit des contraintes géométriques, et d'un autre côté leurs simulateurs (*ChainMail* et *Relaxation élastique*) (figure 4.6).

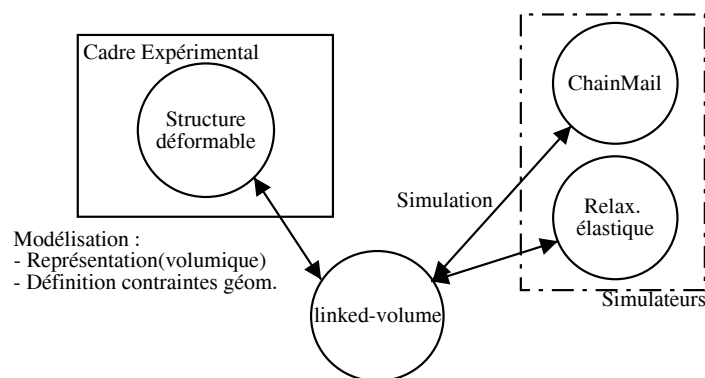


FIG. 4.6: Relation modélisation-simulation pour l'approche ChainMail- Relaxation élastique (cf. section 2.2.1).

Représentation

Les structures à déformer sont considérées comme des objets volumiques [Gibs98], constitués par un ensemble d'éléments 3D régulièrement disposés. Un élément peut être lié à six de ses voisins (figure 4.7) [Gibs99], avec lesquels des lois de configuration géométrique ou mécanique sont établies. Lorsqu'un élément change de position, il transmet à ses voisins l'information concernant son nouvel état pour que ceux-ci actualisent leur position et que la structure se mette à jour globalement.

Avec ce type de représentation volumique, appelée "volumes liés" (linked volumes) par Gibson, des déformations en 1D, 2D ou 3D ainsi que des coupures ou déchirures à l'intérieur même d'une structure peuvent être modélisées. Dans cette configuration, un élément est connecté à ses six voisins (haut, bas, droite, gauche, face, derrière). Une structure est représentée par plusieurs éléments dans une grille 3D où chacun contient des informations du matériau auquel il appartient.

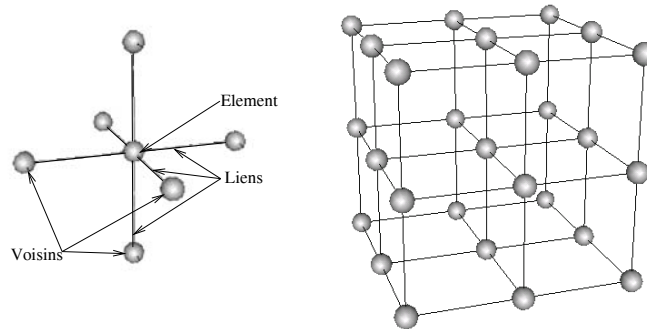


FIG. 4.7: Volume lié (*linked volume*) constitué de plusieurs éléments liés (*linked elements*). chacun des nœuds est connecté à ses six voisins.

Définition de contraintes géométriques

Le comportement des éléments liés est déterminé par un ensemble de propriétés géométriques qui symbolisent des caractéristiques physiques des objets (tension, compression, etc.). Prenons l'exemple 2D pour illustrer comment les contraintes géométriques sont établies entre voisins. Un élément individuel qui a des voisins sur les axes X et Y possède certaines propriétés qui définissent une région de proximité admise pour ses voisins (figure 4.8).

Pour les voisins sur l'axe X (droite et gauche), deux types de contraintes existent :

- Les distances minimale et maximale admises sur l'axe X : $dMinX$ et $dMaxX$, qui représentent les propriétés de tension et compression du matériau.
- Les distances minimale et maximale de déplacement sur l'axe Y : $dMaxHorzdY$. qui représentent les propriétés de cisaillement.

Les contraintes pour les voisins sur l'axe Y (en-haut et en-bas), $dMinY$, $dMaxY$ et $dMaxVertdX$, sont définies de façon analogue.

Les contributions des éléments liés se combinent et définissent les contraintes géométriques globales du matériau simulé (figure 4.9).

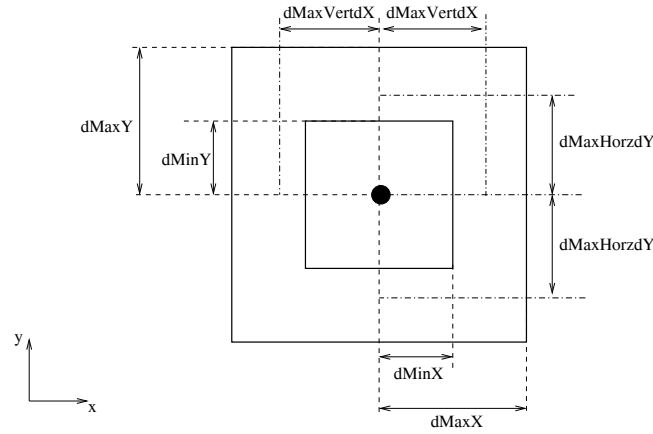


FIG. 4.8: Contraintes appartenant à un élément individuel d'après [Schi98].

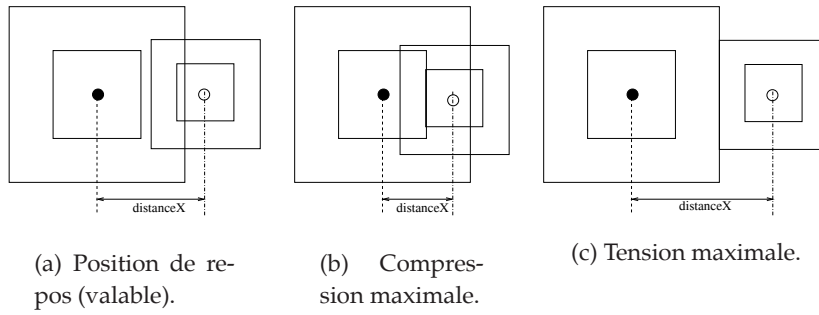


FIG. 4.9: Configurations valables entre voisins qui déterminent la rigidité du matériau dans la direction X. a) Position de repos. b) Compression maximale, $distanceX = \min Dx = dMinX_1 + dMinX_2$. c) Tension maximale, $distanceX = \max Dx = dMaxX_1 + dMaxX_2$.

Les paramètres pour un élément ($dMaxX$, $dMinX$, $dMaxY$, $dMinY$, etc.) peuvent être définis selon un critère qui intègre la rigidité du matériau et le comportement mécanique. Permettre plus ou moins de déplacement dans un sens que dans un autre peut favoriser, au regard des propriétés mécaniques, un comportement de cisaillement ou d'étirement des structures.

La violation des contraintes d'un élément par rapport à un autre est calculée selon les distances maximales ou minimales admises (figure 4.10).

$$dViolContrX = distanceX - dMaxX \quad (4.19)$$

D'une façon générale la valeur de la contrainte en 3D est calculée selon l'équation 4.20.

$$violContr = \sqrt{dViolContrX^2 + dViolContrY^2 + dViolContrZ^2} \quad (4.20)$$

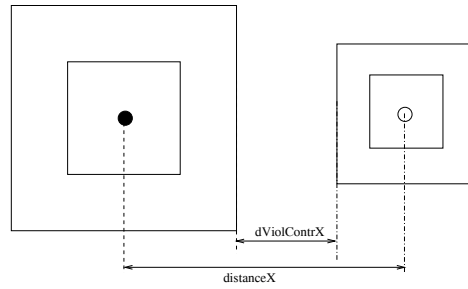


FIG. 4.10: Représentation de la violation de la contrainte entre deux éléments dans l'axe X ($dViolContrX$).

ChainMail

L'algorithme de ChainMail a été appelé de cette façon par similitude avec le comportement d'un ensemble de chaînons liés. Les contraintes géométriques définies entre les éléments de l'objet déterminent que chaque élément doit rester entre deux positions, minimale et maximale par rapport à ses voisins. Une perturbation se produit lorsqu'un des éléments est déplacé et viole ces contraintes. Des règles de traitement de la perturbation sont établies pour qu'elle soit propagée à travers tout le système grâce aux liens et aux contraintes géométriques. Les éléments concernés doivent se déplacer afin de trouver une nouvelle configuration qui satisfasse à nouveau les contraintes.

La première version de ChainMail proposée par Gibson est très rapide car chaque élément n'est considéré qu'une seule fois et ne peut perturber qu'un seul de ses voisins dans chacune des listes associées (perturbations droite-gauche et gauche-droite en 1D). Cependant, cette implémentation n'a pas la capacité de simuler les déformations des objets non-homogènes. Une amélioration qui permet la gestion des structures non-homogènes a été introduite par Schill, Gibson et al. (*Enhanced ChainMail*) [Schi98] pour la simulation d'une vitrectomie [Schi98]. La configuration des éléments volumiques est gardée, mais la différence est l'utilisation d'une seule liste d'éléments candidats à être déplacés. Le processus démarre lorsqu'un élément initial, appelé *sponsor*, est déplacé vers une nouvelle position (*perturbation*). Tous ses voisins sont alors introduits dans la liste triée selon l'amplitude de la violation des contraintes géométriques. De cette manière, l'élément dont la violation de contrainte est maximale sera le premier à être traité. Ce traitement consiste à le déplacer de façon à satisfaire les contraintes géométriques de son sponsor. La perturbation doit être propagée de telle sorte que les nœuds du maillage soient modifiés selon l'ordre chronologique suivant le principe de causalité. Le processus s'achève lorsqu'il n'y a plus d'éléments dans la liste. La figure 4.11 montre les itérations successives après une perturbation introduite en déplaçant l'élément 1 vers la gauche.

Des modifications ont été réalisées par Park et al. [Park02] pour permettre la récupération de la forme initiale des objets élastiques, en conservant l'énergie résiduelle de déformation. Ils introduisent une analogie avec un modèle électrique équivalent (force-tension) afin de calculer des forces de retour simulant des interactions haptiques plus réalistes. Dans leur représentation, la force de retour de l'objet déformé est proportionnelle à la somme des distances de tous les éléments qui ont été déplacés (mémoire de déformation). Une extension

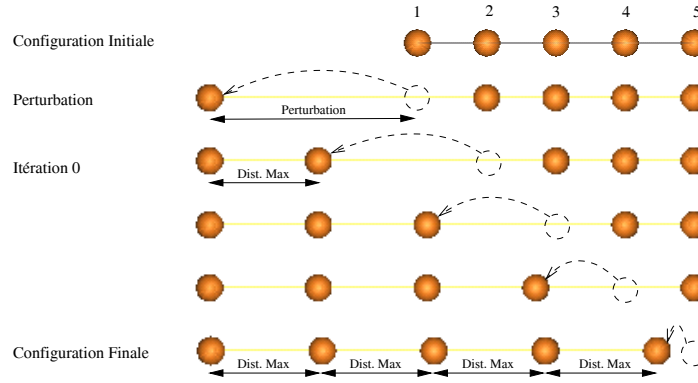


FIG. 4.11: Exemple de propagation d'une perturbation. Le premier élément est éloigné et tous les autres répondent successivement afin de satisfaire les contraintes géométriques.

à des grilles arbitraires en 2D et 3D a été proposé récemment par Li et al. [Li03], pour des volumes homogènes.

Relaxation élastique

L'algorithme de ChainMail produit la déformation de tout le volume pour satisfaire seulement des contraintes géométriques entre les éléments, mais la nouvelle disposition ne garantit pas une configuration d'énergie globale minimale, notamment lorsqu'il s'agit de tissus élastiques qui essaient de récupérer leur forme initiale. Selon les relations contrainte-déformation, il existe une distance entre éléments liés qui représente une position de repos de la structure. Après l'exécution du ChainMail il s'avère nécessaire d'utiliser une méthode de déformation complémentaire qui cherche à minimiser l'énergie de l'objet. Un cas particulier de relaxation élastique est proposé par Gibson [Gibs99]. L'énergie de l'objet est donnée par une fonction qui dépend des distances entre éléments. L'algorithme proposé est inspiré du modèle masses-ressorts dans lequel on considère un facteur d'amortissement très élevé. La position de chaque élément est ajustée séquentiellement en plusieurs itérations en fonction de celle des voisins (Equation 4.21) :

$$(x, y, z) = \left(\frac{1}{N} \sum_{voisins} (x_n - \Delta x_n)_*, \frac{1}{N} \sum_{voisins} (y_n - \Delta y_n)_*, \frac{1}{N} \sum_{voisins} (z_n - \Delta z_n)_* \right) \quad (4.21)$$

$$\Delta x_n = \begin{cases} -\Delta x : n = \text{gauche} \\ +\Delta x : n = \text{droite} \\ 0 : \text{sinon} \end{cases}$$

$$\Delta y_n = \begin{cases} -\Delta y : n = \text{bas} \\ +\Delta y : n = \text{haut} \\ 0 : \text{sinon} \end{cases}$$

$$\Delta z_n = \begin{cases} -\Delta z : n = \text{arrière} \\ +\Delta z : n = \text{face} \\ 0 : \text{sinon} \end{cases}$$

où $()_*$ indique si le voisin existe, et Δx , Δy et Δz sont les longueurs de liens initiaux pour les paires gauche-droite, bas-haut et arrière-face.

Le processus de relaxation élastique peut être réalisé autrement, par exemple avec un modèle de type masses-ressorts. Il peut être utilisé pour calculer les forces qui vont faire évoluer le volume vers une configuration optimale. En effet, la relaxation élastique pourrait intégrer des considérations physiques plus proches de la structure, c'est à dire associer des paramètres élastiques à la déformation.

4.4 Événements dans l'environnement virtuel de simulation

Dans un processus de simulation d'actions de type mécanique sur un organe, l'action des outils ne se limite pas à l'application de forces ou de déplacement sur des régions tissulaires particulières. Préalablement à l'application des déformations il est nécessaire de détecter le point (ou la zone) de collision sur la structure anatomique ou la lésion. D'autre part l'action de l'outil peut engendrer une réponse tissulaire qui n'est pas de la même nature que les déformations décrites jusqu'à présent et se traduit par des modifications topologiques (coupures, sutures, etc.).

4.4.1 Gestion de collisions

D'une manière générale, la gestion de collisions consiste à définir des règles de détection des interactions entre les objets et la façon dont cet événement sera communiqué pour générer une réponse selon les modèles utilisés. L'interaction concerne le contact, la pénétration et la proximité. Dans un environnement de simulation, trois types d'interaction entre éléments existent : outil-tissu, tissu-tissu, outil-outil.

Les contraintes de vitesse dans la résolution d'un événement de collision sont liées à l'application. Plusieurs stratégies peuvent être adoptées selon les différentes techniques de simulation. La collision peut être modélisée comme un événement qui doit être surveillé : i) dans un domaine continu spatio-temporel (résolution spatiale infinie), ou ii) dans des intervalles discrets dans un domaine temporel et spatial.

La détection de collision peut être réalisée selon deux approches : i) Partition de l'espace 3D d'interaction et surveillance dans cet espace, ii) Surveillance de chacun des objets présents dans la simulation.

La première consiste à partitionner l'espace en petites régions de surveillance (cartes d'occupation). Si plus d'un élément occupe une de ces régions, une collision est en train de se produire [Gibs99] [Coti99]. L'algorithme de détection surveille en continu toute la partition dans l'attente d'une violation d'occupation. Cette implémentation est typiquement utilisée lorsqu'il s'agit d'objets volumiques. La partition de l'espace en régions de taille fixe présente plusieurs avantages : rapidité, temps de calcul constant, facilité d'application des déformations. En contre partie, une grande capacité de mémoire est requise. Une alternative

peut être la partition hiérarchique de l'espace (octrees, etc.) en donnant plus de résolution aux endroits où il y a plus de probabilité de collision.

Dans la seconde approche, il s'agit de surveiller au voisinage de chaque objet la proximité ou contact avec un autre élément. Des tests d'intersection entre surfaces sont alors considérés. Dans un souci de rapidité, les objets peuvent être placés dans des volumes englobants simples pour lesquels les tests d'intersection sont plus faciles à réaliser (sphères, cubes, cylindres) [Szék00].

4.4.2 Changement de topologie

Des gestes de découpage, de déchirement, de perforation ou de suture [Gibs99] peuvent être réalisés par une modification de la connexité dans un maillage, entraînant alors un changement de topologie. La complexité de la simulation de ces événements dépend du type de représentation utilisé. La simulation des coupures ou déchirures dans un modèle surfacique est un problème complexe qui implique la création de nouvelles surfaces suivant la trajectoire de découpage-rupture. Lorsqu'il s'agit de maillages structurés, rectangulaires ou hexahédriques par exemple, la coupure est souvent restreinte aux directions des liens, mais lorsqu'il s'agit d'éléments non-structurés, la géométrie est plus difficile à calculer [Deli00a]. En revanche, dans un modèle volumique, le découpage et la déchirure peuvent être représentés par la simple disparition de liens entre les éléments suivant un chemin particulier.

Gibson et al. [Gibs99] proposent un environnement permettant de faire des modifications topologiques sur le modèle volumique. L'attitude de l'outil est détectée dans la carte d'occupation. À la suite d'une détection de la collision entre l'outil et l'objet, le découpage des tissus s'effectue en effaçant les liens entre les éléments (nœuds) ; pendant une perforation, les éléments et liens rencontrés pendant le déplacement de l'outil sont éliminés ; la déchirure se produit lorsque deux éléments sont séparés au-delà d'un seuil de rupture, situation qui produit un effacement des liens ; la suture crée de nouveaux liens entre les éléments d'objets différents.

Cotin et al. [Coti00] ont implémenté les changements de topologie (principalement découpages) en utilisant un modèle hybride : Celui-ci est fondé sur un modèle élastique de type éléments finis, avec déformations pré-calculées correspondant à une topologie donnée [Coti99] et un modèle "masses-tenseurs" semblable au modèle masses ressorts, mais défini spatialement en continu, permettant la modification de la topologie de certaines zones.

Sur un modèle d'éléments finis proposé par Nienhuys et al. [Nien01], qui ne nécessite pas de pré-calcul sur les déformations, les découpages sont autorisés le long des faces du maillage sur la structure complète. Les coupures sont réalisées en trois étapes : les faces les plus proches de la trajectoire du scalpel sont d'abord sélectionnées, ensuite les nœuds de ces faces sont déplacés suivant la trajectoire du scalpel et le maillage est finalement modifié pour refléter l'incision.

4.5 Bilan

La modélisation de tissus mous est une composante fondamentale de la simulation en chirurgie. L'interaction mécanique est privilégiée, car plus fréquente dans le cas des chirurgies mini-invasives. Cependant, de nouvelles procédures, en voie de développement,

utilisent d'autres types d'interaction à des échelles plus fines, pour lesquels des modèles exclusivement mécaniques ne sont pas adaptés. Dans le domaine de la chirurgie endovasculaire, par exemple, bien que l'accès signifie un processus mécanique, la thérapie peut être réalisée sous d'autres formes (p.ex. au travers le rayonnement comme dans la Curiethérapie). Des modèles adaptés qui répondent au type d'interaction doivent être définis pour les représenter.

La modélisation mécanique des tissus mous, quant à elle, fait appel à la théorie de l'élasticité. Un grand nombre d'études a été réalisé en vue de l'identification des paramètres mécaniques de certaines structures par des techniques différentes. L'élastographie, par exemple permet la mesure de ces propriétés *in vivo*. Des techniques pour lier la réalité patient aux modèles génériques des structures, utilisés dans les simulations sont indispensables. L'implémentation de cadres expérimentaux différents avec d'autres types de formalismes devront permettre d'affiner les mécanismes d'observation, par exemple, des considérations de type macroscopique sur des comportements qui ne sont pas explicables par les modèles pré-établis (p.ex. l'écrasement d'une lésion sans récupération de leur forme sous l'effet des outils).

S'agissant de la plupart des cas de structures de nature élastique, la simulation du comportement des tissus mous fait appel aux modèles déformables, qui sont utilisés dans des applications différentes. Ils comportent une représentation spatiale, qui peut être de type surfacique ou volumique. Les modèles volumiques s'avèrent plus performants pour représenter des objets non-homogènes. Leur topologie est plus facilement modifiable, ce qui représente un atout au moment de simuler des déchirures ou des découpes. Par contre, pour simuler des interactions en temps réel quand les éléments internes de la structure ne sont pas nécessairement à prendre en compte, la représentation surfacique s'avère plus performante.

Étant donnée que la structuration du maillage conditionne les paramètres de simulation et la réponse, des solutions hybrides (surfacique-volumique) pourraient être envisagées afin d'améliorer les performances globales. Dans ce cas, une partie du calcul pourrait se faire au niveau de la surface, notamment le calcul de collisions, et une autre partie au niveau du volume.

Nous avons décrit les principaux types des modèles déformables. Leur comportement élastique peut être considéré soit au vue des propriétés purement géométriques soit en incluant des considérations physiques. La méthode la plus adaptée dépend de l'application et de l'information disponible sur la structure anatomique. Les méthodes géométriques, plus rapides, décrivent simplement un comportement de la déformation sans aucune considération physique. Elles ne peuvent être validées pour des comportements du monde réel que sous certaines hypothèses. Dans les modèles physiques, les principales difficultés sont le temps de calcul et la définition des paramètres mécaniques (module de Young et relation de Poisson). Parmi ces modèles physiques, les éléments finis offrent la meilleure précision tandis que le modèle masses-ressorts se résoud plus simplement et plus rapidement. La plupart des applications utilisent des paramètres mesurés sur des organes typiques ou des cadavres.

Lorsque dans les applications spécifique-patient, les modèles classiques ne suffisent pas à expliquer le comportement ou lorsque les paramètres mécaniques ne sont pas disponibles, d'autres types de considérations et d'hypothèses doivent être faites. Une des méthodes qui présente à la fois des considérations géométriques et physiques est le modèle de ChainMail-Relaxation élastique. Grâce à la définition de contraintes définies dans un modèle volu-

mique, les informations de différente nature peuvent être traduites en contraintes géométriques qui définissent la façon dont une perturbation se propage le long de la structure. L'algorithme de ChainMail permet de résoudre les modifications structurelles en ajustant les positions des éléments en fonction de leurs contraintes géométriques. Cette technique pourrait être adaptée à de multiples applications où des paramètres autres que mécaniques peuvent se traduire en restrictions géométriques. Le modèle volumique créé permet de propager localement les modifications au travers de ses liens sans recalculer le résultat sur tout un volume, ce qui le rend efficace pour des petits déplacements. La solution repose sur des considérations géométriques simples et non sur des formulations mathématiques complexes.

Deuxième partie

Navigation exploratoire virtuelle et description des données patient

Chapitre 5

Méthodologie proposée

Si les interventions mini-invasives, telles que les procédures endovasculaires, présentent d'énormes bénéfices pour le patient et le contexte institutionnel (durée d'intervention plus courte, récupération plus rapide des patients, coût réduit d'hospitalisation, ...), elles présentent des difficultés supplémentaires pour le chirurgien (accès réduit, repérage dans la zone d'intervention difficile, positionnement délicat des instruments, gestuelle complexe). Pour que ces procédures soient efficaces et sécurisées, leur exécution requiert au préalable la construction d'une stratégie opératoire précise, qui puisse être mise en oeuvre par le chirurgien pendant l'intervention.

A titre d'illustration, certains éléments de planification (trajectoire, taille, forme, paramètres physiques, ...) ainsi que les caractéristiques des structures anatomiques et des lésions (localisation, étendue, caractéristiques morphologique et pariétale, ...) intervenant dans le choix des outils, pour les procédures décrites au chapitre 1, sont repris de manière synthétique dans le tableau 5.1.

Comme alternative à la chirurgie ouverte, la chirurgie endovasculaire permet par exemple l'exclusion d'un anévrisme aortique abdominal à l'aide d'une endoprothèse bifurquée, modulaire, voire fenêtrée (ouvertures au niveau des artères rénales), introduite par cathétérisme aortique à partir des artères fémorales. Pour que la procédure soit efficace, l'endoprothèse qui peut être personnalisée, choisie dans une large gamme de modèles prédéfinis, ou encore choisie dans une gamme restreinte en situation d'urgence, doit s'adapter au mieux à la morphologie endovasculaire du patient. Le dimensionnement précis de l'endoprothèse à partir de l'imagerie de l'examen préopératoire est donc un élément préalable et essentiel qui conditionne le succès et par conséquent le bénéfice apporté par ce type d'intervention. Le même type de considération peut être établi dans le cas du traitement endovasculaire des sténoses par angioplastie transluminale. Le phénomène de resténose qui apparaît dans 20 à 40 % des cas constitue en effet une limite de ces interventions. Des solutions sont à rechercher au niveau de la planification de la procédure elle-même, voire dans l'élaboration de nouvelles procédures, encore plus complexes, telles que la brachythérapie endovasculaire.

Dans ce contexte la phase de planification préopératoire, qui s'inscrit dans le processus de décision qui précède la chirurgie, passe par la manipulation et l'interprétation de l'information spécifique au patient. Elle détermine l'ensemble des choix réalisés : des outils, des voies d'accès et du geste en lui-même. Elle peut être envisagée selon trois niveaux différents (figure 5.1) :

Type d'intervention	Lésion	Outils	Paramètres Structure-lésion	Paramètres des outils
ATL	Sténose	- Ballon - Cathéter	- Localisation - % sténose - Longueur - Qualité pariétale	- Taille ballon (diamètre et longueur) - Localisation
Pose de stents	Sténose	-Ballon -Stent - Cathéter	- Localisation - % sténose - Longueur - Qualité pariétale	- Taille stent (diamètre et longueur) - Localisation
Brachythérapie	Resténose	- Source d'irradiation -Système de centrage - Cathéter	- Localisation - Étendue de lésion - Volume cible	- Trajectoire - Temps de pose - Localisations
Pose Endoprothèse Aortique	AAA	- Endoprothèse - Cathéter	- Localisation - Diamètres - Longueurs - Qualité pariétale - Tortuosité des artères iliaques	- Dimensions de prothèse. - Localisation - Voie d'abord - Orientation

TAB. 5.1: Exemples de paramètres d'outils endovasculaires.

i) Le niveau *analyse* où l'extraction, la description, la quantification et la caractérisation des structures anatomiques et des lésions permet une détermination indirecte des paramètres des outils.

ii) Le niveau *action* dans lequel les outils et les procédés thérapeutiques sont introduits de manière explicite. La simulation du comportement des tissus sous l'action des outils, à partir des données spécifiques au patient doit permettre d'anticiper les conséquences d'un geste particulier et d'adapter le plan chirurgical au patient traité.

iii) Le niveau *stratégie* qui concerne l'enchaînement des différentes actions et qui peut faire intervenir des fonctions intelligentes afin d'optimiser la procédure interventionnelle.

Quelque soit le niveau considéré, la finalité de la planification assistée par ordinateur est l'aide à la décision. Bien que la connaissance de l'expert soit à la base de toute planification, son intégration dans un processus de simulation est d'autant plus difficile que sa description formelle reste un problème ouvert et fait partie des défis à relever à terme. Dans l'objectif de constituer les bases d'un système de planification d'interventions endovasculaires opérationnel et évolutif, nos travaux qui se concentrent sur l'exploitation des données patients ont porté essentiellement sur le niveau *analyse*, pour établir les fondements d'une approche de simulation d'interactions outils/tissus au niveau *action*.

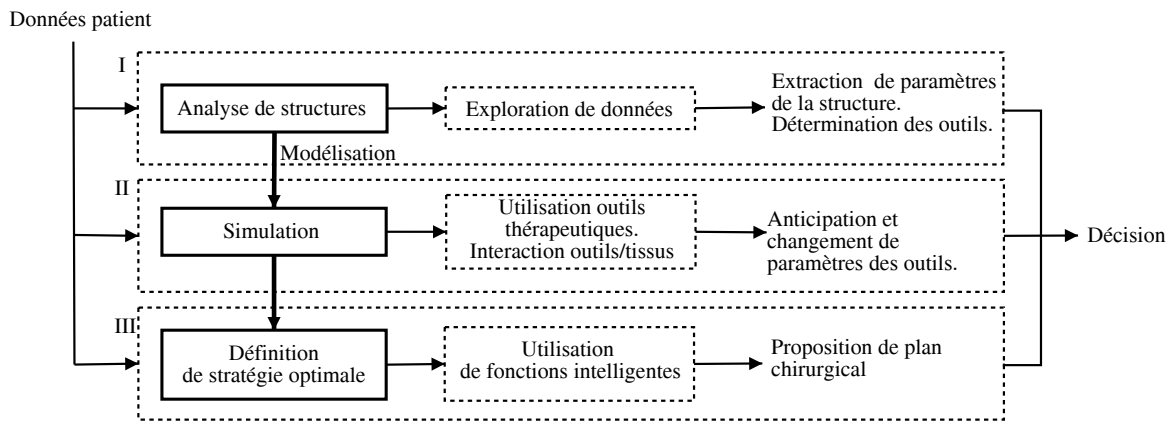


FIG. 5.1: Différents niveaux de planification préopératoire à partir de données patient.

5.1 Analyse de la structure vasculaire

L'extraction des paramètres quantitatifs et qualitatifs de la structure est réalisée par analyse des données au cours de l'examen préopératoire. Il s'agit de la démarche classique du chirurgien ou du radiologue interventionnel pour la planification du geste endovasculaire. Les techniques manuelles d'analyse peuvent être fastidieuses et leur résultat dépend de l'expérience de l'opérateur. De plus, l'information 3D doit pouvoir être mieux exploitée, en améliorant les conditions d'observation des structures. Il est nécessaire de faire appel à des traitements appropriés, rendus possibles par les progrès en matière de traitement d'image et d'imagerie virtuelle, qui permettent d'envisager une exploration et une analyse plus précises et plus rapides des structures vasculaires. L'étude de la structure et de la lésion, est une étape préalable à la détermination, entre autres, des risques liés à l'accès et aux possibilités d'action des outils. La reconstruction d'un modèle géométrique 3D, par exemple, peut mettre en évidence les détails des structures anatomiques et leurs relations spatiales plus facilement que dans la représentation par coupes après l'acquisition des images 3D. Il s'agit notamment d'extraire la ligne centrale ou une trajectoire à l'intérieur des structures vasculaires, et de décrire la géométrie de la surface délimitant la paroi endoluminale en présence de lésion.

L'angioscopie virtuelle, qui permet de réaliser une exploration endoluminale, présente l'intérêt de fournir une vision à la fois très proche et relativement distante du point d'observation. Toutefois elle a principalement été employée comme moyen de visualisation. Les problèmes d'analyse quantitative des structures anatomiques et de navigation dans un objectif de description géométrique n'ont été que partiellement abordés. Ainsi les processus d'analyse du volume, d'estimation de trajectoire sont généralement dissociés et préalables au processus de vision qui fournit néanmoins une information riche sur l'environnement exploré.

En s'appuyant sur les travaux réalisés précédemment au LTSI en matière d'endoscopie virtuelle et de navigation (interactive et active), qui envisagent le problème sous l'hypothèse de ne pas réaliser de segmentation ou de modélisation préalable à l'exploration virtuelle des données patient, notre approche consiste à considérer l'angioscope (capteur) virtuel comme un élément d'analyse de données volumiques. Le terme capteur est de préférence utilisé à

celui d'angioscope, car il est plus large en ce qui concerne la perception. En fait, l'endoscopie fait principalement référence à la perception visuelle et donc à un modèle de capteur essentiellement de type optique qui est utilisé pour construire des images virtuelles. Plusieurs possibilités d'extension du modèle du capteur peuvent être envisagées, afin d'élargir ses facultés de perception de l'environnement dans lequel il se déplace et qui lui est inconnu. Il s'agit ici de doter le capteur initial des fonctionnalités qui lui permettent de réaliser, au cours de la navigation et suivant l'axe des structures anatomiques, une analyse opérateur-indépendante de la structure vasculaire, en particulier en présence de lésions. Les difficultés posées concernent :

i) Analyse suivant l'axe du capteur. Il s'agit d'étendre les capacités d'analyse locale et de visualisation en envisageant une détection précise et rapide de la surface interne de la paroi vasculaire, en présence de différents types de lésion et d'inhomogénéités du contraste, ainsi qu'une exploration de la structure au delà de la lumière par le lancer de rayons. La fonction d'analyse doit aussi permettre d'adapter le seuil nécessaire à la formation de l'image endoscopique virtuelle.

ii) Positionnement et orientation du capteur. Afin de réaliser l'analyse de la structure, le capteur est contraint à rester près de la ligne centrale du vaisseau et à s'orienter perpendiculairement à son axe principal. Ces aspects doivent être pris en compte dans les stratégies de navigation considérées (navigation interactive et navigation active), pour lesquelles des opérations de centrage et d'orientation sont à introduire.

iii) Description géométrique. La structuration des points de surface détectés est un éléments à prendre en considération dans la construction d'un modèle surfacique de la structure explorée au cours du déplacement du capteur virtuel. Plutôt que d'exploiter l'ensemble des points de surface détectés par une méthode simple de seuillage dans la formation de l'image virtuelle, nous avons choisi de traiter le problème au niveau de la fonction d'analyse (i).

La figure 5.2 représente le schéma général de l'approche envisagée. Dans la navigation exploratoire virtuelle, pour chaque position de la trajectoire, déterminée soit par navigation interactive (où l'utilisateur définit K points de passage, P_0, \dots, P_k), soit par navigation active (navigation automatique basée sur l'analyse de la scène observée [Bell99]), le capteur effectue localement (autour de la position) l'analyse du volume image. Il doit pouvoir réaliser la détection de la lumière interne, l'extraction des paramètres quantitatifs de la structure et la détermination automatique d'un seuil de détection utilisable dans le calcul de l'image virtuelle. Pour chaque position, le résultat de la détection est un contour représentant la lumière interne, qui peut être associé aux contours détectés positions successives du capteur le long de la trajectoire. Les stratégies de déplacement adoptées doivent permettre d'assurer le positionnement et l'orientation du capteur pour réaliser la description géométrique de la structure.

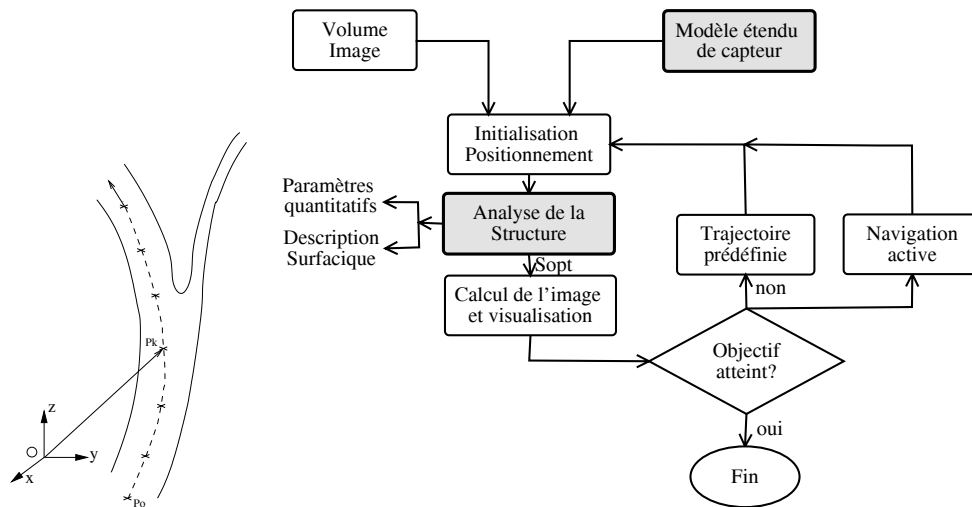


FIG. 5.2: Schéma de navigation exploratoire virtuelle.

5.2 Éléments de simulation des interactions outils-tissus

Les premières générations de système de chirurgie assistée par ordinateur ont traité des applications où les tissus étaient supposés monolithiques et/ou rigides [Gall01]. Que ce soit pour l'apprentissage ou le planning interventionnel, un environnement virtuel dédié à la simulation d'interventions mini-invasives assistées par ordinateur doit ou devrait intégrer dans l'idéal une modélisation physique des interactions outils / tissus. En raison de la diversité des outils et de la nature intrinsèquement molle et inhomogène (notamment en présence de lésion) de certains tissus, la modélisation de ces interactions est un problème majeur sur lequel de nombreuses équipes se sont penchées.

Nous avons vu au chapitre 4 que les modèles utilisés combinent une composante géométrique pour décrire la forme ou la morphologie des objets et une composante physique pour décrire le comportement des tissus, en particulier leurs déformations sous l'effet d'actions mécaniques. La déformation de modèles surfaciques au moyen d'approches de type masses-ressorts, ou par contrôle interactif de surfaces splines, a ainsi été utilisée dans certains simulateurs de chirurgie sur tissus mous. Bien que ces approches présentent l'avantage d'être peu coûteuses en temps de traitement et autorisent des interactions et retours d'efforts en temps réel, des méthodes volumétriques faisant intervenir une analyse par éléments finis ont été élaborées afin de prendre en compte la structure interne des objets 3D manipulés. Toutefois la représentation volumique est le plus souvent construite à partir d'une représentation surfacique. D'autre part la détermination des paramètres physiques des modèles reste basée sur des données génériques. Ces approches sont principalement orientées vers la simulation d'apprentissage et d'entraînement, le problème de la simulation réaliste pour le planning d'interventions restant plus que jamais ouvert. Ainsi elles se réfèrent du point de vue mécanique aux modèles d'élasticité. Or si le comportement de la paroi saine peut être représenté par un modèle visco-élastique, son comportement sous l'action d'un ballonnet de dilatation atteint les limites de l'élasticité. De plus, une plaque molle va adopter un comportement d'écrasement alors qu'une plaque calcifiée et rigide va se déplacer ou se

rompre.

Dans un objectif de planning interventionnel, nos travaux sur la simulation spécifique patient ont été abordés de manière pragmatique en faisant l'hypothèse que les observations image (TDM, IRM) obtenues à partir d'examens préopératoires classiques pouvaient apporter une information, certes macroscopique et partielle, sur la réalité patient et les comportements physiques impliqués dans certaines interactions outils / tissus. Plutôt que de chercher à identifier les paramètres physiques de modèles, à caractère générique à la base, à partir d'observations obtenues par exemple à partir de techniques spécifiques, telle que l'élastographie, il s'agit ici de partir des données patient déjà disponibles et de l'expérience du praticien sur le comportement des tissus sous l'effet de certains outils afin d'établir le modèle.

Nos travaux se sont focalisés sur la simulation géométrique et physique de l'inflation d'un ballon d'angioplastie non-compliant en intégrant les données de l'analyse pariétale. De ce fait, les variations de diamètre théorique en inflation en fonction de la pression appliquée restent très limitées et négligeables.

Ce type d'outil peut être modélisé par un modèle géométrique simple, les forces réactives de la paroi n'étant prises en compte que dans l'estimation de l'orientation et de la position de l'outil virtuel. La zone d'interaction outil / tissu peut être obtenue par une détection de collision entre le modèle géométrique de l'outil ou bien être ramenée à une surface fictive (surface interne du vaisseau) qui se déforme au cours de la dilatation. La perturbation due à la dilatation du ballon se propage (atténuation, transmission) sur les éléments volumiques de la paroi afin de simuler les réactions de cette dernière dans un processus itératif. L'enjeu est bien entendu d'établir le lien avec les données patient qui sont issues dans cette étude d'un volume TDM. A partir de la caractérisation de la paroi artérielle par formation de régions de densités homogènes (zones calcifiées, hyperplasiques, à faible, moyenne ou à changement brutal de densité ...), des scénarios de comportement macroscopique de la plaque sous l'effet d'une perturbation peuvent être établis. A titre d'exemple, les voxels appartenant à une classe de densités élevées imposeront des liens rigides entre les nœuds du maillage volumique qui resteront solidaires sous l'effet d'une perturbation, ou qui seront rompus (rupture de plaque) au-delà d'un seuil à définir. A l'opposé, les voxels appartenant à une classe de densités très faibles imposeront des liens souples entre les nœuds du maillage volumique qui toléreront une déformation (compression) sous l'effet de la perturbation.

Afin de mettre en œuvre cette approche, nous nous sommes tout particulièrement intéressés à la méthode ChainMail introduite par [Gibs97a] dans le cadre de la chirurgie arthroscopique du genou. Cette approche fournit un cadre méthodologique modélisation-simulation complet et général basé sur la propagation de la perturbation en prenant en considération les contraintes géométriques locales. Outre la possibilité d'envisager des comportements non homogènes et non élastiques, l'avantage est que le calcul de déformations n'est pas réalisé globalement pour toute la structure, mais seulement autour de l'élément à l'origine de la perturbation, ce qui le rend très efficace pour des petites déformations. De plus cette représentation peut se combiner à un processus de relaxation élastique qui permet d'ajuster la position des éléments du maillage afin de réduire l'énergie locale du système, cette énergie étant fonction des distances entre éléments voisins. Dans le cadre de la simulation de dilatation nous envisageons une première approche basée sur la représentation ChainMail qui doit notamment permettre la gestion des collisions et la propagations d'in-

teractions multiples entre le ballon et la paroi.

5.3 Évaluation et application

Outre les composantes méthodologiques évoquées précédemment, l'évaluation de l'analyse est abordée d'une part à partir d'un modèle animal de resténose et d'autre part à partir de données patient dans le cadre du dimensionnement des endoprothèses aortiques. L'application de la simulation de dilatation est envisagée à la fin de ce document dans le cadre de la brachythérapie endovasculaire. La figure 5.3 donne sous forme schématique la présentation de nos travaux dans le reste du document.

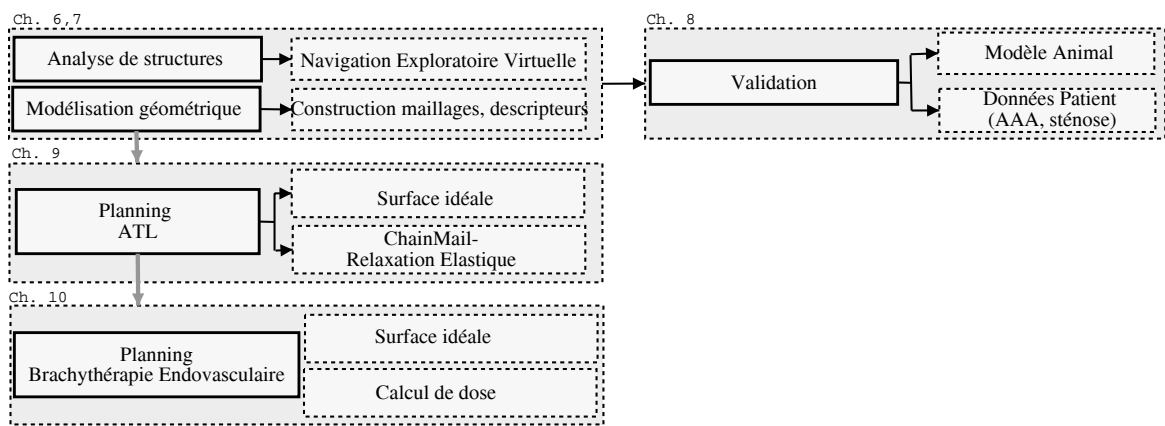


FIG. 5.3: Présentations des travaux.

Chapitre 6

Analyse de structures vasculaires par navigation exploratoire virtuelle

Dans ce chapitre, nous décrivons la méthode d'analyse de structures vasculaires par navigation exploratoire virtuelle. Comme évoqué dans le chapitre précédent, notre approche s'inscrit dans une démarche de navigation exploratoire virtuelle dans un volume image non segmenté préalablement. Nous rappelons tout d'abord les caractéristiques du capteur virtuel élémentaire, et présentons les extensions proposées. Nous décrivons ensuite la stratégie de déplacement pour la navigation interactive. Une première intégration du capteur virtuel étendu dans un schéma de navigation active (automatique) est aussi envisagée.

6.1 Capteur virtuel élémentaire

Le modèle géométrique du capteur optique est fondé sur une projection perspective classique (figure 6.1). Le plan image virtuel perpendiculaire à l'axe optique est localisé à une distance focale f du centre optique [Haig96]. La taille de l'image virtuelle et la valeur de la focale définissent le champ de vision.

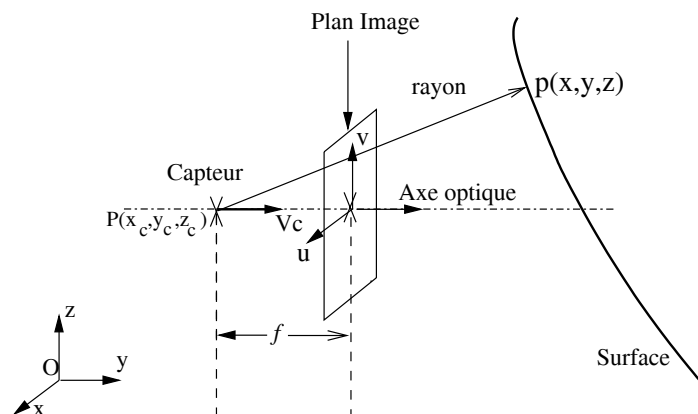


FIG. 6.1: Construction d'une image d'endoscopie virtuelle par lancer de rayons en projection perspective.

La formation de l'image virtuelle fait appel à une technique de lancer de rayons [Dill92].

La détection de la surface interne de la paroi vasculaire est réalisée par des opérateurs d'analyse le long de chacun des rayons lancés à partir du centre optique. En supposant une source d'illumination ponctuelle localisée au centre optique (figure 6.2), un modèle classique d'illumination de Phong [Phon75] est utilisé pour calculer la lumière reflétée par la surface dans l'image virtuelle 2D, et par conséquent la valeur du pixel (u_i, v_j) associé à un rayon parcourant l'espace 3D.

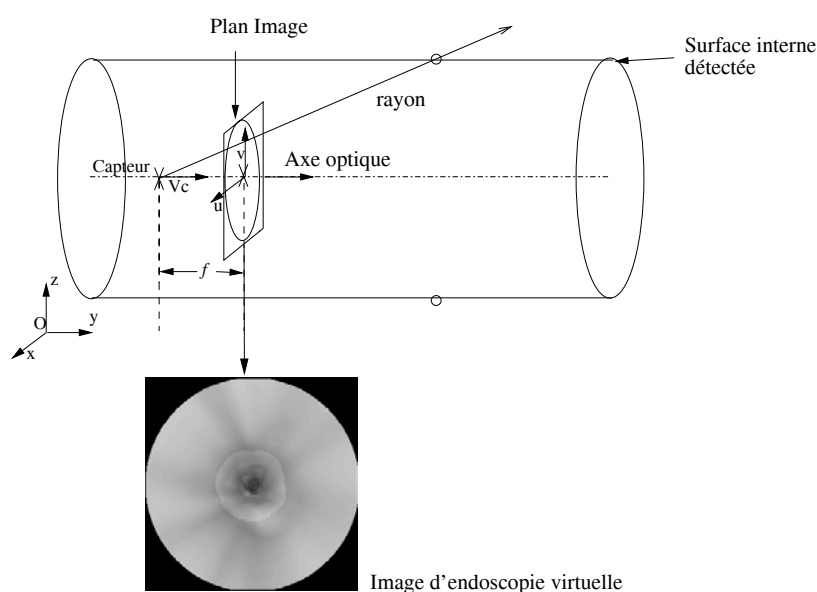


FIG. 6.2: Capteur à l'intérieur du volume image d'une structure tubulaire. Une image endoscopique est construite dans le plan image par lancer de rayons en perspective.

En considérant un référentiel global attaché au volume image et un référentiel local attaché au capteur virtuel, la position et l'orientation de ce dernier sont contrôlées par six paramètres. La translation 3D de l'endoscope virtuel matérialisé par son centre optique dans le repère du volume image est exprimée au moyen des coordonnées ponctuelles $P(x_c, y_c, z_c)$. La rotation 3D entre le référentiel local et le référentiel global est exprimée par les angles de Euler / Cardan. Les angles de rotation Yaw (lacet) et Pitch (tangage) sont utilisés pour décrire l'orientation de l'axe de visée du capteur virtuel. L'angle de rotation Roll (roulis) autour de l'axe de visée est fixé à zéro.

Le seul pré-traitement sur le volume image issu d'une acquisition de routine consiste à réaliser une interpolation tri-linéaire afin de le rendre isotrope. Sans pré-segmentation ou pré-modélisation des structures anatomiques, une des principales difficultés consiste à détecter précisément les zones de transition ou d'interface entre la lumière et la paroi vasculaire. Le capteur virtuel n'a initialement pas de connaissance sur les niveaux de densité de la paroi vasculaire ni sur ceux des voxels rencontrés le long des rayons. Plusieurs opérateurs de détection peuvent être utilisés tels que le seuillage sur la densité, le gradient combiné à un filtre gaussien ou les moments géométriques. L'option la plus simple, qui a été adoptée dans cette version élémentaire, est la première. La surface délimitant la lumière vasculaire correspond au point où la différence entre la valeur du voxel situé à l'origine du rayon (centre optique) et la valeur du voxel courant situé le long du rayon est supérieure à

un seuil défini par l'utilisateur. Afin de détecter plus précisément les zones de transition, un sur-échantillonnage des données est réalisé. La progression le long du rayon est réalisée avec un pas faible (typiquement 1/10 voxel) à proximité de la zone de transition, la valeur d'un point étant obtenue par une interpolation tri-linéaire sur les huit voxels voisins. Le seuil de détection peut être réglé interactivement ou défini a priori si la nature des transitions entre les surfaces anatomiques à étudier est connue. La présence de lésions, l'orientation des vaisseaux par rapport aux coupes réalisées lors de l'acquisition TDM (coupes axiales), et la variabilité des dimensions des structures observées (couverture spatiale élevée), peuvent être la cause d'une distribution inhomogène du produit de contraste et donc des valeurs des voxels situés dans la lumière vasculaire. Ces éléments limitent le choix interactif d'un seuil unique valable pour tout un volume. Ce choix est pourtant un élément déterminant dans le calcul de l'image virtuelle et dans la quantification des structures anatomiques. Sa détermination arbitraire peut être source d'erreurs non-négligeables.

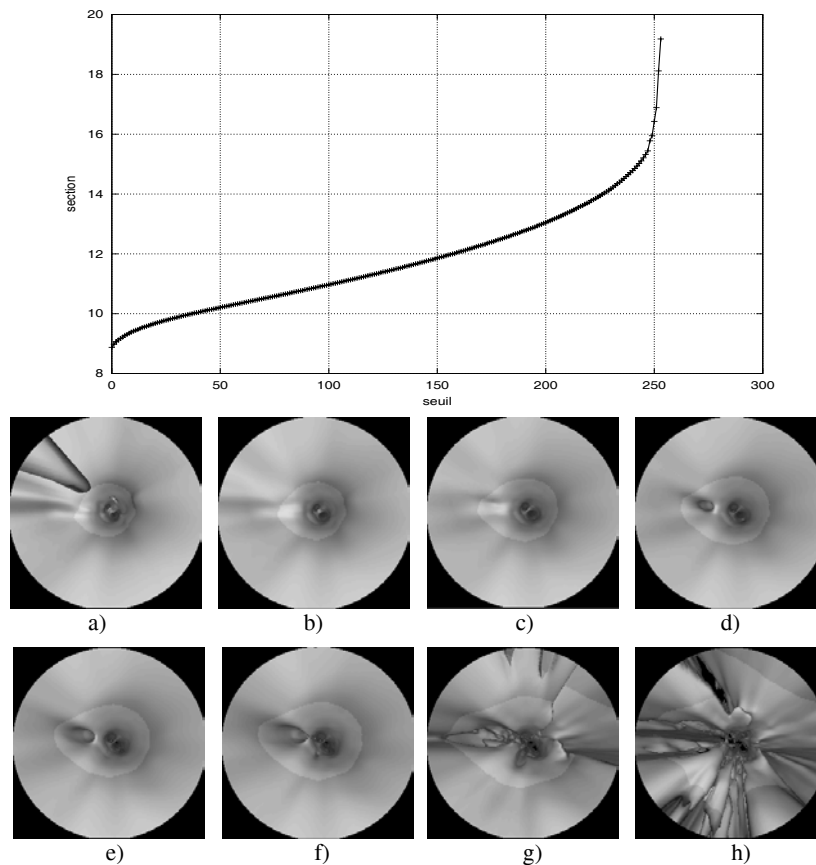


FIG. 6.3: Variation de la section de la lumière interne en fonction du seuil. La section de la lumière vasculaire apparaît en transparence sur les images virtuelles.

Une illustration de l'influence du seuil sur les images apparaît dans la figure 6.3. Les différentes images ont été calculées pour une même position, orientation et focale du capteur virtuel. Pour des valeurs de seuil très basses ou très élevées, des artefacts de détection apparaissent. Pour les valeurs faibles (a,b,c) la présence d'une petite bifurcation n'est pas détectée. Lorsque le seuil est trop élevé (g,h) l'image n'a plus de sens. Dans une plage limi-

tée de valeurs intermédiaires l'image semble qualitativement correcte (e,f) et la section de la lumière évolue linéairement en fonction du seuil.

6.2 Extension du modèle du capteur

L'algorithme de lancer de rayons fournit, pendant le calcul d'une image, un ensemble riche d'informations telles que les coordonnées tridimensionnelles de points, la densité ou le gradient 3D du volume image. Étant données la position et l'orientation du capteur, celui-ci doit être capable d'analyser et de structurer l'information extraite suivant son axe optique. Cette information peut être exploitée de plusieurs manières : il est possible, d'une part, d'effectuer l'exploration au-delà de ce qui est visible sur l'image d'endoscopie virtuelle (extension de la perception) et, d'autre part, d'accéder aux propriétés morphologiques de la surface interne de la structure (mesurer l'évolution des dimensions de la lumière, la courbure interne, le parallélisme de la paroi, la circularité, etc.).

6.2.1 Extension des facultés perceptuelles

Dans l'approche décrite précédemment, il n'est pas possible de discerner sur l'image virtuelle les régions correspondant à des points de surface détectés dans des zones de densité élevée (calcifications) de celles correspondant à des points de surface détectés dans des zones de densité faible (muscle, graisse, thrombus). Cependant, cette information présente dans le volume image exploré est exploitable dans la construction de l'image virtuelle. La figure 6.4 montre un exemple d'utilisation de l'information de densité, combinée avec le modèle d'illumination classique, mettant en évidence la présence de calcifications.

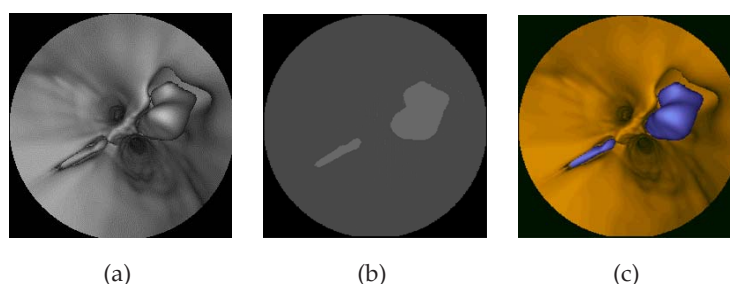


FIG. 6.4: a) Image d'endoscopie virtuelle classique. b) Carte de densité de la surface interne du vaisseau. c) Image virtuelle avec information de densité intégrée (calcifications en couleur).

Du fait que le capteur peut être positionné et orienté n'importe où dans le volume image, une ou plusieurs images reformatées (perpendiculaires à l'axe optique du capteur) peuvent être extraites. La combinaison de ces images avec des vues endoscopiques virtuelles peut être réalisée pour différentes valeurs de la focale ou du champ de vision afin de constituer une image mixte (vue endoscopique virtuelle - coupe reformatée). Un plan perpendiculaire à l'axe optique est défini à une distance dc (plan coupe) du centre optique. Deux types de rayons sont alors considérés par rapport à ce plan de coupe (figure 6.5) : les rayons ri pour

lesquels un point de surface (sa) est détecté entre le centre optique et le plan de coupe, et les rayons r_j pour lesquels un point de surface (sb) est détecté au-delà du plan de coupe. Les premiers sont prolongés jusqu'au plan de coupe et la densité au point correspondant (intersection rayon - plan de coupe) calculée par interpolation tri-linéaire est reportée sur le plan image (coupe reformatée). Les seconds, rayons (r_j), permettent de calculer l'illumination associée au pixel selon le principe de formation de la vue endoscopique virtuelle décrit précédemment. La figure 6.6 illustre la construction de ce type d'images. Dans une artère carotide sténosée, la présence d'une calcification (densité élevée) peut être vérifiée sur l'image mixte.

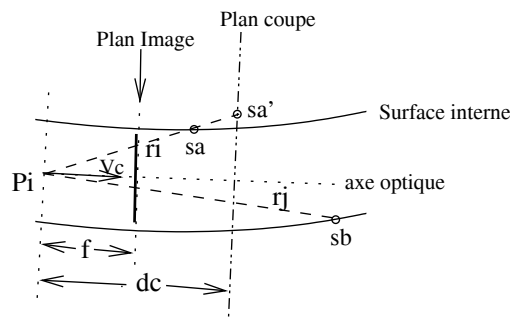


FIG. 6.5: Combinaison d'une image endoscopique virtuelle et d'une coupe reformatée (plan coupe situé à une distance dc du centre optique et perpendiculaire à l'axe optique).

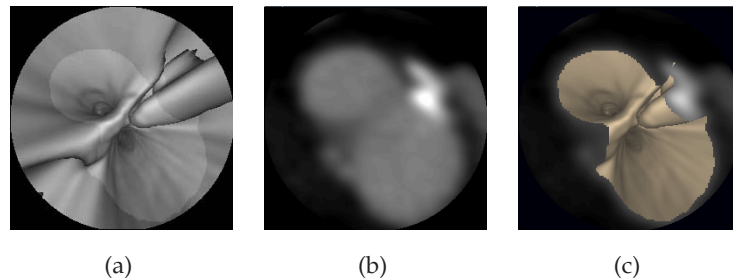


FIG. 6.6: a) Image d'endoscopie virtuelle classique, avec une section en transparence à une distance dc du capteur. b) Coupe reformatée en dc et c) image combinée.

La possibilité de former une image mixte constitue une extension des facultés de perception visuelle de l'endoscopie virtuelle. Ce type d'image permet aussi de vérifier le choix correct du seuil ou de constater des erreurs de détection de la lumière interne. La figure 6.7 reprend l'exemple de la figure 6.3. On constate pour un seuil bas (images a, b, c et d) une sous-estimation de la lumière interne. En effet, la présence de produit de contraste autour de la portion d'image endoscopique permet de vérifier que l'image virtuelle ne correspond pas à la paroi du vaisseau, et que d'ailleurs la présence de bifurcations n'est pas détectée. En revanche, pour des seuils élevés (images g et h) le rendu obtenu correspond à des surfaces au-delà de la paroi. Subjectivement, le seuil offrant la meilleure qualité visuelle est celui utilisé pour calculer l'image e .

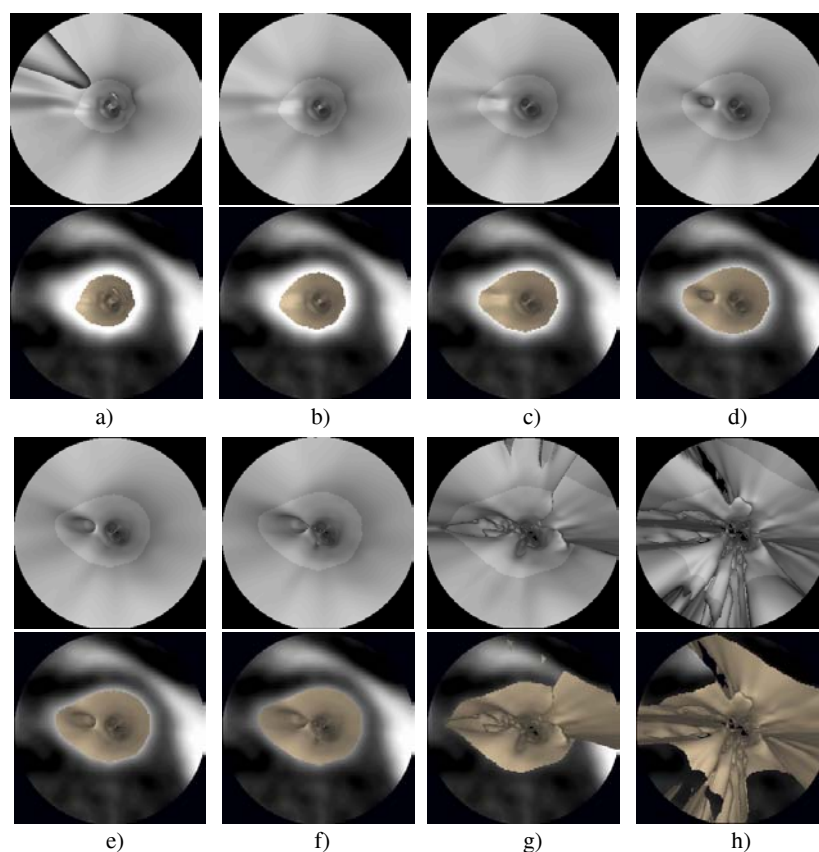


FIG. 6.7: Variation de l'image d'endoscopie virtuelle et de l'image combinée en fonction du seuil de détection.

6.2.2 Extension du modèle du capteur virtuel

Comme nous l'avons déjà souligné, la connaissance précise des paramètres géométriques des artères et de leurs lésions (sténoses, anévrismes, ..) est nécessaire au diagnostic pré-opératoire et au choix d'outils endovasculaires adaptés (ballonnet, endoprothèse, source de brachythérapie,...). Dans cet objectif, la détection robuste et opérateur indépendante de la surface délimitant la lumière vasculaire est un élément primordial. Sans remettre en cause les différentes approches d'analyse d'images élaborées dans cet objectif, tels que les moments géométriques [Toum01] [Luo93], les modèles déformables ou contours actifs [dB04a] [HH02] [Cocq95] [McIn96], ou encore les level-sets [Desc01] [Seth99], le problème majeur réside dans le nombre et la nature des paramètres impliqués, dont le réglage dépend le plus souvent d'un opérateur expérimenté, tout spécialement lorsqu'il s'agit de traiter des zones lésionnelles.

Si de premières études combinant des mesures interactives sur des images endoscopiques virtuelles et sur des données TDM ont été reportées dans la littérature [Gobb98], l'angioscopie virtuelle n'a pas été abordée, ni validée d'ailleurs, comme outil d'exploration et d'analyse quantitative dans des conditions réalistes d'utilisation. Principalement utilisée comme outil d'inspection visuelle des structures anatomiques et de leurs pathologies, elle doit migrer de l'outil de visualisation diagnostique vers un outil d'exploration et d'analyse

quantitative de structures vasculaires pour la planification et l'assistance de l'acte interventionnel. Afin d'extraire localement les propriétés morphologiques de la surface interne suivant l'axe de la structure explorée, nous présentons ici une extension du capteur virtuel portant sur le modèle géométrique et la fonction de détection de surface.

L'extension du modèle géométrique est fondée sur l'introduction d'un plan de quantification (Q) perpendiculaire à l'axe optique du capteur V_c . L'extraction et l'analyse des données du volume image sont réalisées dans ce plan défini par le centre et l'axe optiques du capteur (figure 6.8 a). En complément de l'image endoscopique virtuelle formée en associant un rayon à chaque pixel, une détection plus précise peut être effectuée dans le plan de quantification (P_n, V_n), en utilisant un nombre limité de rayons uniformément distribués, typiquement 48 contre 65536 pour la vue endoscopique.

Outre la détection de la transition lumière-paroi, cette analyse fournit une caractérisation locale de la densité qui peut être exploitée pour déterminer le seuil de détection, pour des surfaces localisées près du capteur, dans le processus de formation de l'image endoscopique virtuelle tel que décrit précédemment.

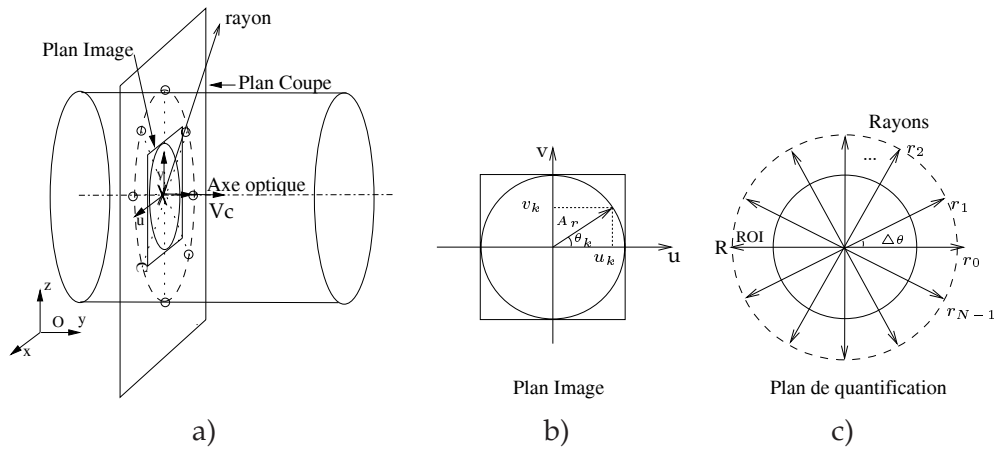


FIG. 6.8: a) Position du capteur dans la structure, b) détermination du plan Image et c) construction du plan de quantification par les rayons lancés.

En considérant sur le plan de quantification un cercle virtuel de rayon A_r centré sur le centre optique (figure 6.8 b), les rayons d'analyse sont déterminés par un nombre limité de points (u_k, v_k) de ce cercle tels que :

$$u_k = A_r \cos(\theta_k), v_k = A_r \sin(\theta_k) : 0 \leq \theta_k < 2\pi \quad (6.1)$$

Pour une position (P_i) et une orientation (V_{c_i}) données, le capteur extrait l'information de densité et de gradient du plan de quantification (Q_i) dans une région d'intérêt (ROI) définie par un rayon d'exploration R (figure 6.8 c). Ce rayon R est choisi interactivement, mais il peut s'adapter pendant la navigation à la taille des structures anatomiques rencontrées. Dans Q_i , N rayons de taille R sont lancés. Le k -ème rayon r_k envoyé correspond à $\theta_k = k\Delta\theta$ de l'équation 6.1, où $\Delta\theta = \frac{2\pi}{N}$.

Dans le plan de quantification, les rayons sont parcourus avec un pas donné (typiquement d'un dixième de voxel). La valeur de densité $d(p_k)$ et la norme du gradient 3D de den-

sité $\|g(p_k)\|$ sont obtenues par interpolation trilinéaire en chacun des points p_k des rayons r_k sur-échantillonnés (figure 6.9). Plusieurs contours $\Gamma_a, \Gamma_b, \Gamma_c$, peuvent être formés par des points p_k le long des rayons r_k . Ils sont exprimés dans un repère cylindrique $O(R, \theta, L)$ par rapport à la position du capteur P_i . Il est possible de construire sur Q_i un contour polygonal $\Gamma_n = (p_0, p_1, \dots, p_{N-1})$, en choisissant un point par rayon.

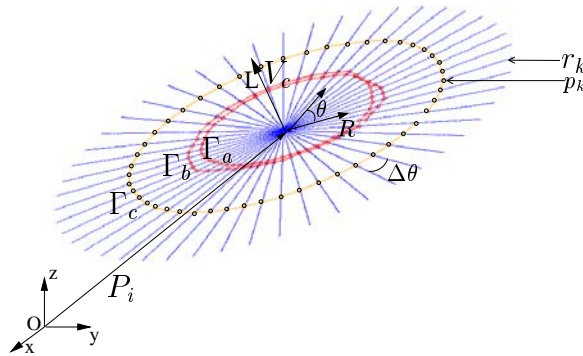


FIG. 6.9: Construction du plan de quantification Q_i à 48 rayons.

Pour Γ_n , les fonctions moyenne de densité et moyenne de gradient sont définies par :

$$dm = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} d(p_k) \quad (6.2)$$

et

$$gm = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \|g(p_k)\| \quad (6.3)$$

6.2.2.1 Détection de la surface interne

La détection du contour Γ_f dans le plan de quantification fait intervenir deux étapes (figure 6.10). La première étape concerne la détection initiale d'un contour global Γ_{gMAX} qui maximise la norme du gradient. Pour chaque valeur d'un seuil S_i relatif à la densité au centre optique P_i , et évoluant vers la solution optimale, sont calculés l'iso-contour $\Gamma(S_i)$ représenté par un contour polygonal, ainsi que la valeur moyenne de la norme du gradient en chacun de ses points.

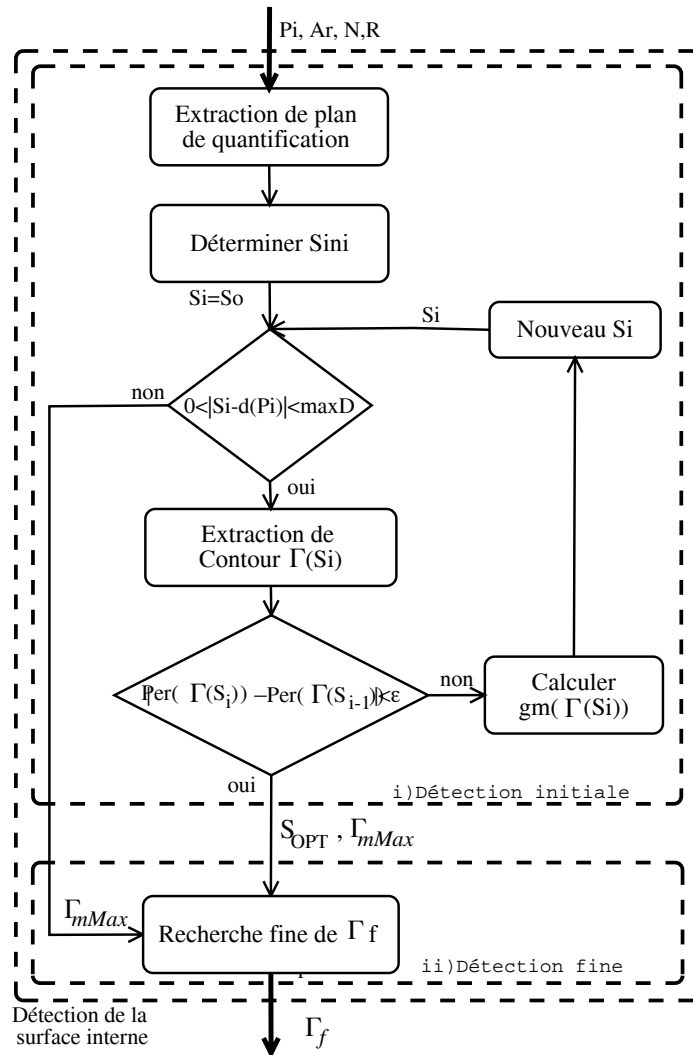


FIG. 6.10: Schéma général de la méthode de détection. i) Un seuil initial pour lequel $\Gamma_{gMAX} = \Gamma(S_{OPT})$ est calculé et ii) recherche fine de Γ_f dans la zone de transition.

La figure 6.11 illustre la construction d'un iso-contour $\Gamma(S_n)$ de niveau $|d(P_i) - S_n|$ dans le plan Q_i à partir d'un seuil de densité (S_n). La deuxième étape consiste, quant à elle, à réaliser une détection fine du contour Γ_f par recherche locale des points de transition le long des rayons.

Recherche de Γ_{gMAX}

La détection de la zone de transition est réalisée à partir du contour $\Gamma(S_i)$ qui évolue jusqu'à atteindre la frontière de la lumière interne. La figure 6.12 montre un exemple de variation de la moyenne de la norme du gradient gm en fonction du seuil dans un plan de quantification Q_i pour une structure typique. S_{OPT} est le seuil qui produit le contour (Γ_{gMAX}) recherché, c'est-à-dire présentant une valeur gm maximale. S_{max} représente sur

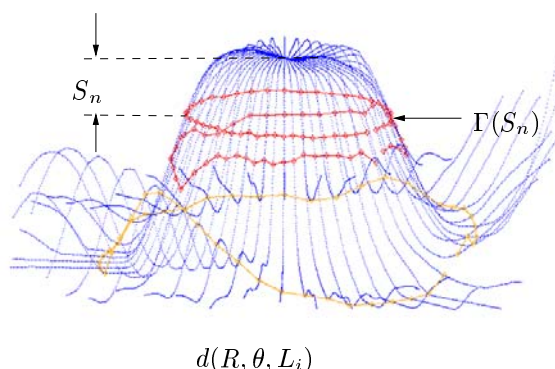


FIG. 6.11: Fonction de densité $d_{Q_i} = d(R, \theta, L_i)$ sur un plan Q_i avec $\Gamma(S_n)$ un iso-contour de niveau $|d(P_i) - S_n|$.

cette figure la valeur de seuil limite sur Q_i :

$$S_{max} = \max(|d(P_i) - \max(d_{Q_i})|, |d(P_i) - \min(d_{Q_i})|) \quad (6.4)$$

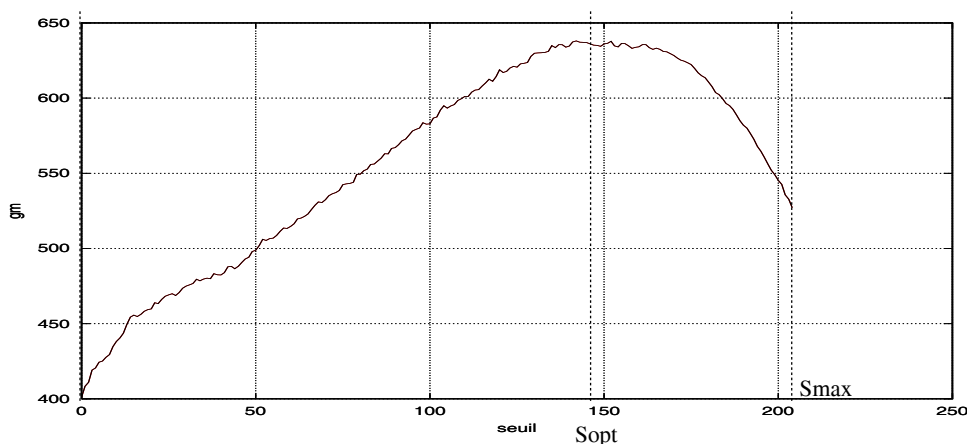


FIG. 6.12: Variation de gm en fonction du seuil dans un plan de quantification typique. Γ_{gMAX} est le contour correspondant au seuil S_{OPT} .

Afin d'éviter la recherche exhaustive et le calcul de tous les contours jusqu'à Γ_{gMAX} , un seuil initial optimal (S_{ini}) est tout d'abord calculé par analyse de l'histogramme des valeurs de densité dans Q_i . A partir de l'information de densité contenue dans le plan de quantification Q_i , la recherche d'un seuil S_{ini} est possible en utilisant des techniques de seuillage simples et peu coûteuses en temps de calcul. Sahoo [Saho88] fait une revue complète des techniques de seuillage les plus utilisées, dont celles basées sur l'histogramme. Dans sa description, Glasbey [Glas93] distingue les approches paramétriques des approches non para-

métriques. Dans les premières, une distribution gaussienne est supposée pour chaque classe. L'idée est de chercher les paramètres de la distribution des valeurs par une minimisation aux moindres carrés. Toutefois ces méthodes sont très coûteuses. Dans les approches non-paramétriques, le principe consiste à rechercher les niveaux de séparation des classes en utilisant des critères de discrimination tels que la maximisation de la variance interclasses [Otsu79], ou l'entropie [WA89].

Nous avons utilisé une méthode très rapide, basée sur la maximisation de la variance. Il s'agit de l'algorithme proposé par Reddi [Redd84], version accélérée de la méthode d'Otsu et étendue à plusieurs seuils. Le nombre de seuils ou de classes doit être connu à l'avance, et la fonction de probabilité est supposée continue (cf Annexe C). Afin d'initialiser plus précisément la recherche en différenciant grossièrement produit de contraste, niveaux élevés (calcifications) et niveaux bas (thrombus), une approche tri-modale (trois modes séparés par deux seuils, $T1$ et $T2$) a été adoptée. S_{ini} est choisi comme la différence minimale entre les deux valeurs de seuil $T1$ et $T2$ et la valeur de densité au centre optique du capteur $d(P_i)$, soit :

$$S_{ini} = \min(|d(P_i) - T1|, |d(P_i) - T2|) \quad (6.5)$$

Une recherche accélérée de S_{OPT} conduisant à Γ_{gMAX} (figure 6.12) est alors réalisée à partir de S_{ini} pour une fonction gm supposée relativement régulière. La figure 6.13 montre le schéma de recherche dichotomique d'un seuil sur une courbe typique de gm , prenant sa valeur maximale D en S_{OPT} . Les valeurs de seuil 0 et S_{max} correspondent aux bornes de validité du paramètre gradient. Initialement, l'intervalle de recherche $[S_a, S_b]$ est défini autour de S_{ini} par :

$$S_a = S_{ini} - \frac{S_{ini}}{2} \quad (6.6)$$

et

$$S_b = S_{ini} + \frac{S_{ini}}{2} \quad (6.7)$$

Si la valeur en S_{ini} est supérieure aux valeurs de gm en S_a et S_b , l'intervalle de recherche est divisé par deux autour de S_{ini} . Sinon, l'intervalle de recherche est recentré autour du seuil pour lequel gm est maximal. Dans l'exemple considéré, l'intervalle est recentré autour de S_b à la première itération. Le critère d'arrêt est une fonction d'erreur définie par :

$$|Per(\Gamma_{i-1}) - Per(\Gamma_i)| < \epsilon \quad (6.8)$$

où $Per(\Gamma)$ est le périmètre du contour Γ . Le temps de calcul de cette méthode dépend de la nature de la structure, mais il est de l'ordre de quelques milisecondes pour une structure typique.

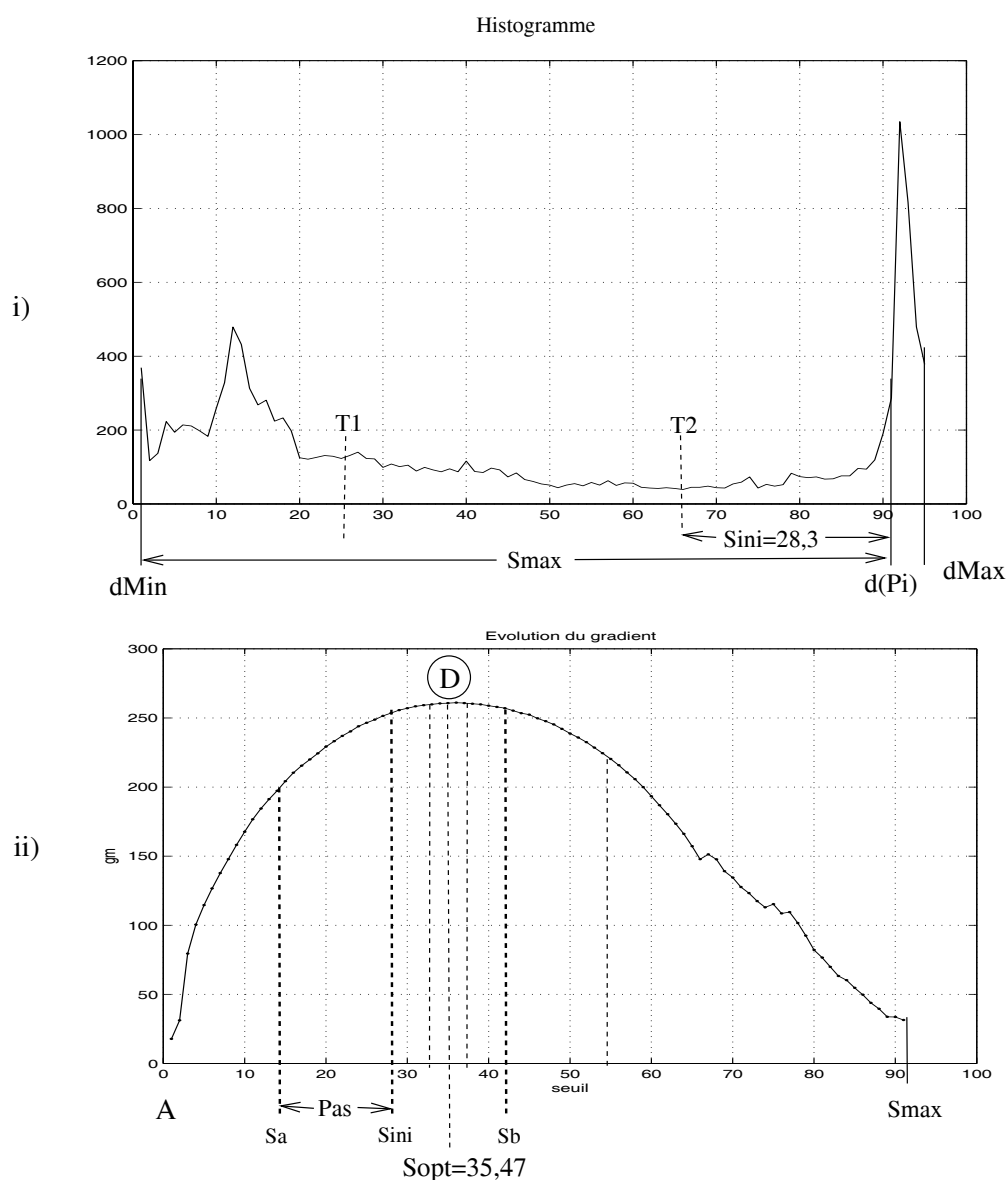


FIG. 6.13: Schéma de recherche du seuil à partir de : i) l'histogramme de Q_i dans une ROI (T1 et T2 sont obtenus par Reddi) et ii) Recherche dichotomique du maximum de $g_m(s)$, à partir de S_{ini} .

Recherche fine de Γ_f

A partir de Γ_{gMAX} , une recherche fine des maxima locaux de gradient pour chaque point p_k conduit au contour Γ_f correspondant à la région de transition lumière-paroi. Sur la figure 6.14, les contours Γ_{gMAX} et Γ_f sont superposés sur la fonction $\|g_{Q_i}\|$ qui représente l'amplitude du gradient en chaque point des rayons sur le plan de quantification. Pour traiter les points de contour éventuellement aberrants, un filtre médian est finalement appliqué sur les valeurs de distance entre point de contour et centre optique.

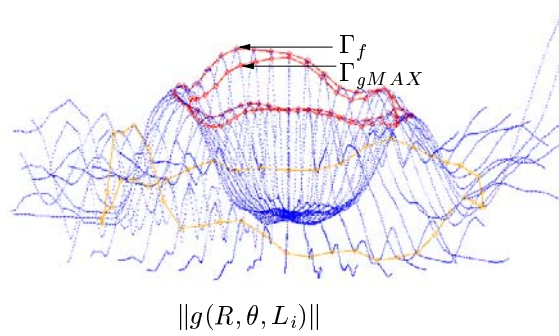


FIG. 6.14: Superposition des contours Γ_{gMAX} et Γ_f sur la fonction $\|g_{Q_i}\| = \|g(R, \theta, L_i)\|$.

6.2.2.2 Résultats

Les figures 6.15 à 6.18 illustrent quelques résultats du processus de détection sur des données patient TDM acquises en conditions cliniques. Pour quatre localisations différentes dans une structure aortoiliaque, les images correspondant à des coupes reformatées selon le plan de quantification représentent respectivement : l'artère aorte saine, le collet aortique calcifié, le thrombus, et les artères iliaques calcifiées (taille du voxel=0,4882mm). Elles illustrent les différentes étapes de la méthode pour plusieurs tailles de la ROI (35, 50 et 75 voxels). Dans ces exemples nous avons utilisé des contours à 48 rayons ($\Delta\theta = 7,5^\circ$) et un pas d'échantillonnage des rayons égal à 0,5voxels. Les temps d'extraction de la ROI, sur une machine PC PIV 2,66 GHz 500MB RAM, sont respectivement $t(R_{35}) = 9,85ms$, $t(R_{50}) = 13,37ms$, $t(R_{75}) = 20,3ms$. Le temps de calcul du contour final est de l'ordre de 1ms.

$\Gamma(S_{ini}), \Gamma_{gMAX}, \Gamma'_f$, et Γ_f sont les différents contours intermédiaires. Dans tous les cas, le périmètre (P) a été mesuré. Ces contours, ainsi que la ROI (Q_i) apparaissent superposés aux coupes reformatées extraites par le capteur virtuel. La densité au centre du capteur virtuel $d(P_i)$ est également reportée. Elle permet d'apprécier les variations de distribution de produit de contraste dans la lumière vasculaire. S_{opt} est le seuil issu de la dichotomie, qui permet de calculer Γ_{gMAX} . Γ'_f est le contour affiné localement et Γ_f le contour final après filtrage médian. S_f correspond au seuil calculé en faisant la moyenne des niveaux de densité sur le contour Γ_f . Il peut être utilisé pour calculer l'image endoscopique virtuelle. Sur ces figures, les valeurs de densité sont données en unités Hounsfield.

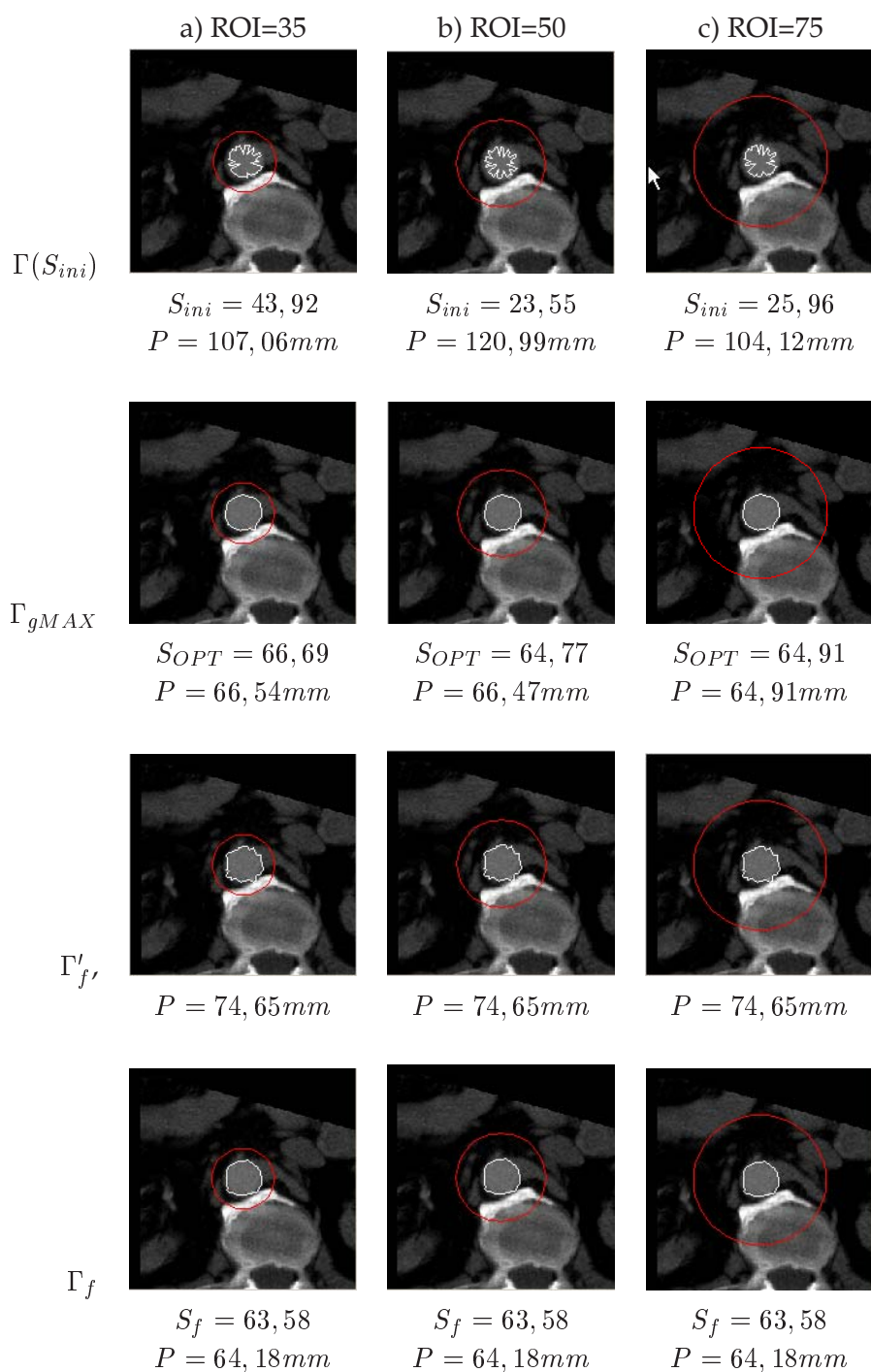


FIG. 6.15: Position 1, aorte saine. $P_i = (184, 174, 27)$, $Yaw=288,2$, $Pitch=174,6$, $Roll=0$.
 $d(P_i) = 155,84$ UH. a) ROI=35, b) ROI=50, c) ROI=75 voxels.

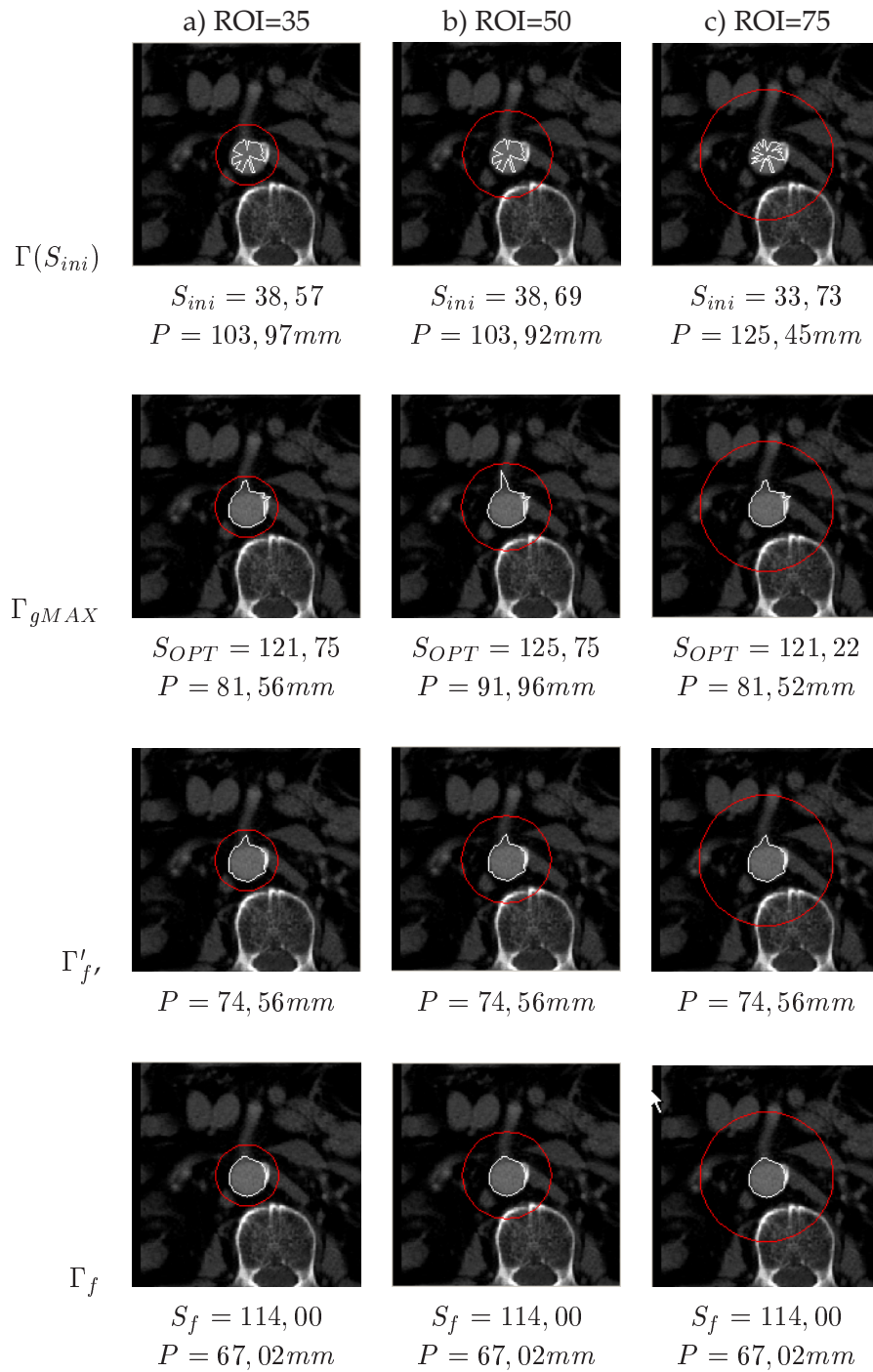


FIG. 6.16: Position 2, collet aortique. $P_i = (180, 162, 55)$, $Yaw=285,7$, $Pitch=203,3$, $Roll=0$. $d(P_i) = 140,83$ UH. a) ROI=35, b) ROI=50, c) ROI=75 voxels.

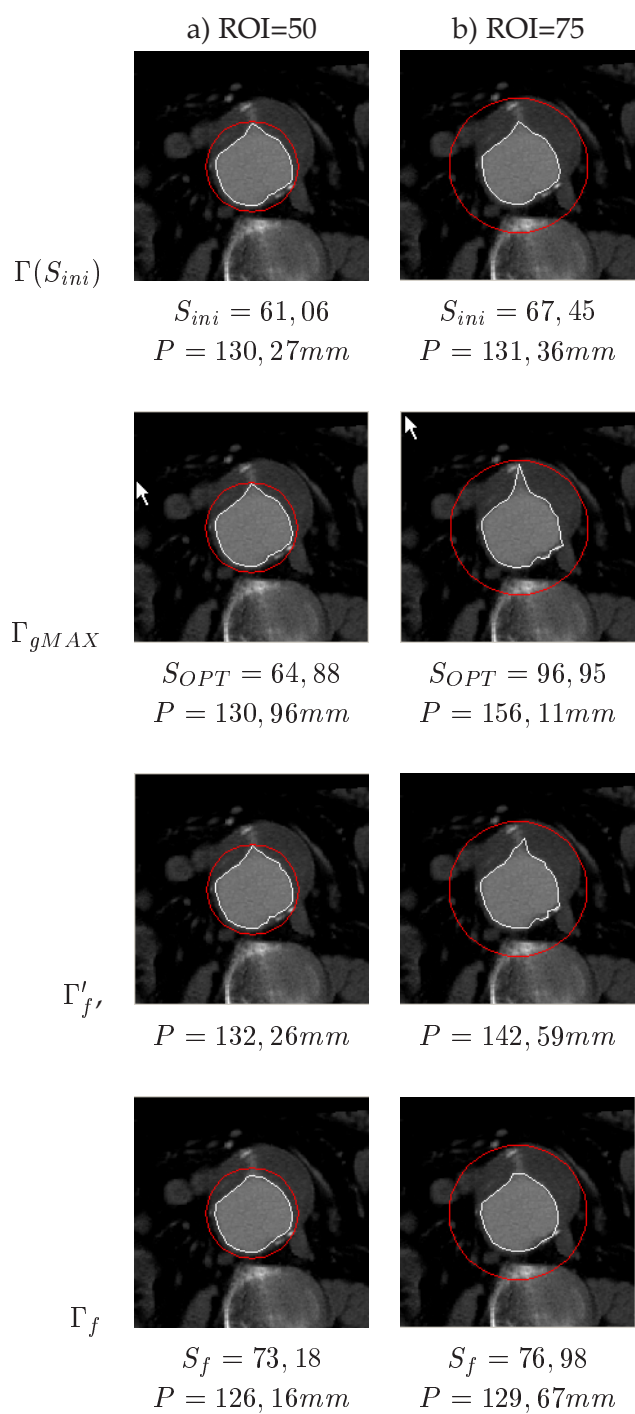


FIG. 6.17: Position 3, thrombus. $P_i = (167, 8, 106, 3, 175, 3)$, $Yaw=264,2, Pitch=203,3, Roll=0$. $d(P_i) = 183, 22$ UH. a) ROI=35, b) ROI=50.

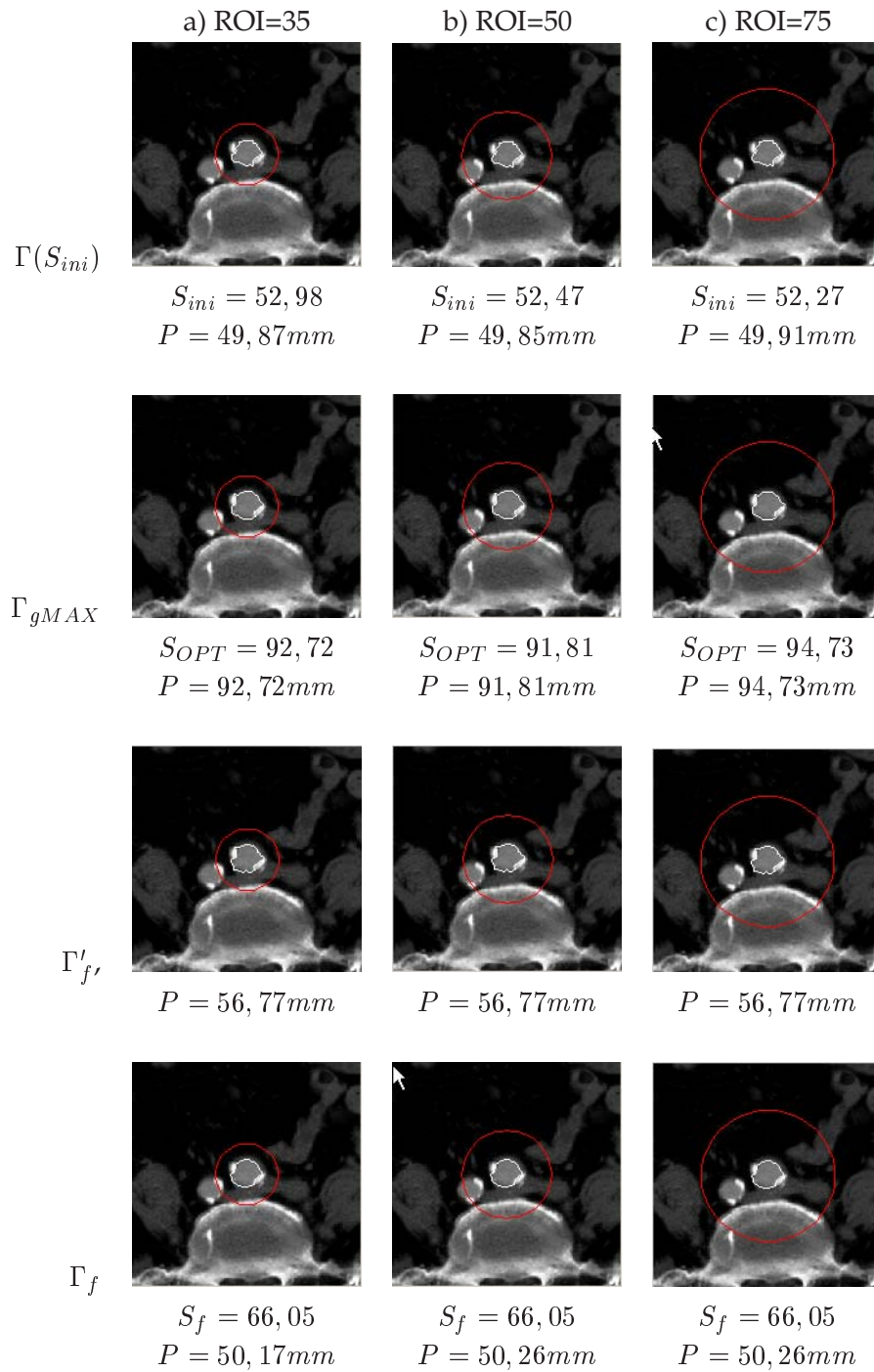


FIG. 6.18: Position 4, artère iliaque. $P_i = (162, 166, 334)$, $Yaw=265,5, Pitch=183,0, Roll=0$. $d(P_i) = 200, 44$ UH. a) ROI=35, b) ROI=50, c) ROI=75 voxels.

La taille de la ROI, définie par l'utilisateur, affecte l'histogramme et donc le calcul du premier contour trouvé $\Gamma(S_{ini})$. Le seuil initial S_{ini} , trouvé par maximisation de la variance sur l'histogramme, n'est pas suffisant pour établir correctement la frontière entre le produit de contraste. Toutefois, les contours ajustés dans les étapes suivantes d'une manière simple

et rapide dépendent moins de la taille de la ROI que de l'information de gradient de densité utilisée soit globalement soit localement. On constate également que les transitions entre produit de contraste et calcifications ainsi qu'entre produit de contraste et thrombus sont bien délimitées. Les périmètres mesurés sur Γ_f indiquent une bonne convergence de l'algorithme. Dans le cas de la position 3 (thrombus), une ROI de 35 voxels de rayon n'a pu être considérée car elle était incluse dans la lumière. Pour les deux ROI considérées, une légère différence sur les valeurs de périmètre peut être constatée (3,51 mm). Cette différence est due à une sous-estimation du seuil maximum par dichotomie lorsque la ROI n'est pas assez grande et n'inclut pas suffisamment d'informations du voisinage de la paroi.

Pendant les déplacements successifs du capteur, la taille de la ROI peut être réglée automatiquement. En faisant l'hypothèse d'une variation limitée de la lumière vasculaire entre deux positions successives du capteur virtuel, le rayon d'exploration à la prochaine position $i + 1$ peut être déterminé à partir du contour détecté à la position courante i . Afin de couvrir une région incluant la paroi, le rayon d'exploration à la position $i + 1$ a été fixé à deux fois le rayon moyen (\overline{R}_i) du contour obtenu à la position i (équation 6.9). Cette considération présente d'ailleurs l'avantage de rendre adaptative la recherche de la ROI, après initialisation manuelle à la position de départ.

$$R_{i+1} = \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \|P_i - p_{kf}\| \quad (6.9)$$

où p_{kf} est un point du contour Γ_f et P_i la position du capteur.

Le suréchantillonnage du volume par 10 pénalise globalement la détection en temps de calcul, car pour chaque point le long des rayons, la densité et le gradient doivent être déterminés par interpolation tri-linéaire. Une amélioration pourrait être réalisée en utilisant le principe de cohérence objet-espace (cf. Chapitre 3).

L'opération de détection réalisée pour différentes positions du capteur en navigation exploratoire virtuelle nous permet d'extraire la structure complète. Une validation quantitative de la méthode est présentée dans le Chapitre 8.

6.3 Stratégie de déplacement.

Nous avons vu dans la section 3.2 que trois stratégies pour la planification de trajectoires existent en endoscopie virtuelle : i) l'approche manuelle, dans laquelle l'utilisateur définit au préalable les points de déplacement ; ii) l'approche semi-automatique, où à partir des points choisis par l'opérateur, une interpolation (linéaire, spline, etc.) est effectuée ainsi qu'un lissage ou ajustement de la trajectoire à l'intérieur de la structure ; et finalement iii) l'approche automatique, où à partir de certaines conditions initiales un chemin dit optimal est calculé. L'optimalité peut être définie selon différents critères. Dans notre cas, la navigation doit garantir que le capteur reste à l'intérieur de la structure suivant une trajectoire proche de la ligne centrale et qui permette d'effectuer une analyse suivant l'axe principal de la structure. Les stratégies adoptées ici, navigation interactive et navigation active (figure 5.2), incluent des opérateurs qui modifient la position et l'orientation du capteur, dans le but de satisfaire ces contraintes.

6.3.1 Navigation interactive (semi-automatique)

Dans ce premier cas, quelques points de passage sont fixés à l'intérieur de la structure vasculaire et une trajectoire initiale est interpolée par des fonctions splines cubiques. Le capteur se déplace le long de cette trajectoire, qui est corrigée et recentrée dans la lumière.

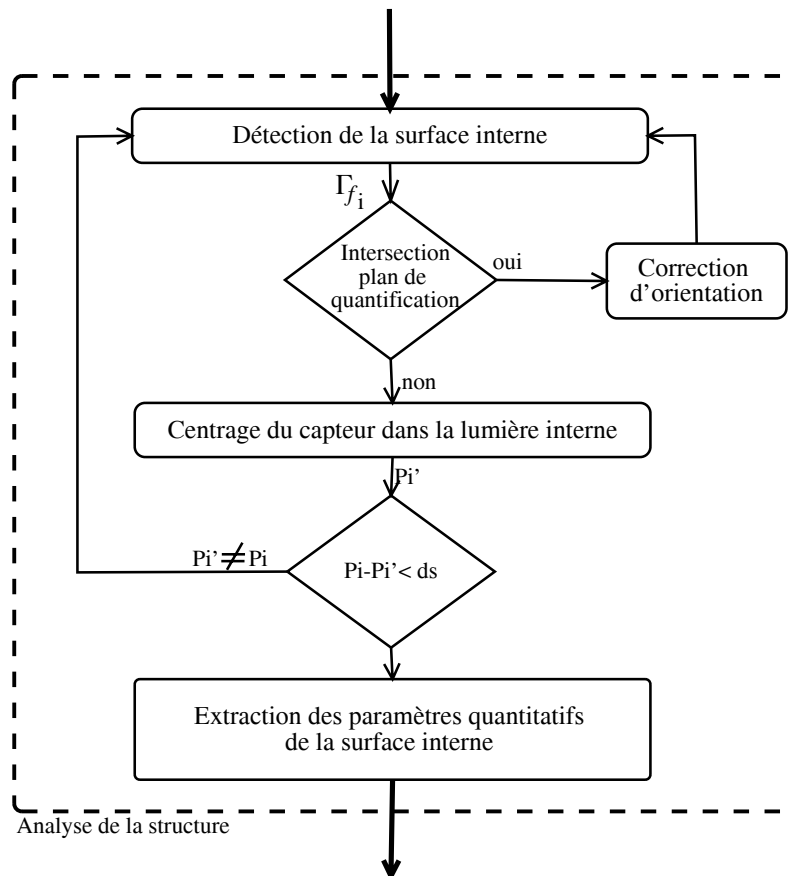


FIG. 6.19: Détermination de la trajectoire centrée.

La figure 6.19 présente les différents composants de l'extraction de la trajectoire centrée. La détection de la surface interne est réalisée dans le plan de quantification $Q_{i,r}$, où l'on obtient pour chaque position, un contour Γ_f . Afin d'éviter des croisement de deux contours consécutifs, un test d'intersection et une éventuelle réorientation du capteur sont réalisés. Ensuite, le capteur est centré par rapport au contour Γ_f . Si la distance entre la position initiale P_i et la position actuelle P_i' du capteur est trop importante, un nouveau contour est recalculé dans le plan de quantification. Les opérations concernant le positionnement du capteur dans la lumière (correction d'orientation et centrage) sont détaillées dans la suite.

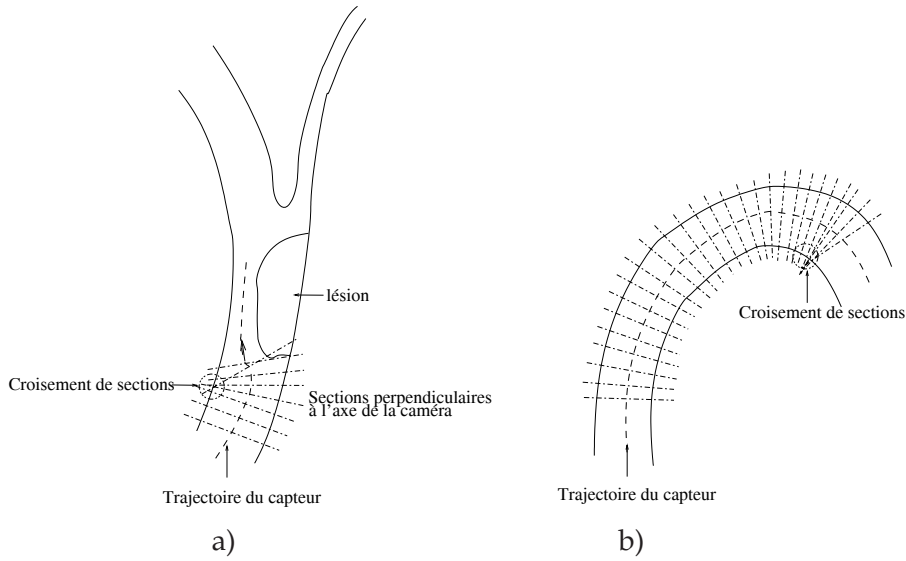


FIG. 6.20: Situations de croisement de sections consécutives. Elles sont dues au changement abrupte de la lumière : a) présence de lésions ou b) courbure élevée du vaisseau.

Intersection

Le test d'intersection consiste à vérifier si le croisement de deux plans consécutifs contenant chacun un contour se fait à l'intérieur de la lumière vasculaire (figure 6.20). Géométriquement, il consiste à calculer la droite d'intersection des deux plans et déterminer sa distance à la position P_i du capteur. Les plans Π_i et Π_{i+1} considérés (correspondant aux plans de quantification Q_i et Q_{i+1}) sont définis par les vecteurs position $\vec{P}_i = (x_i, y_i, z_i)$, $\vec{P}_{i+1} = (x_{i+1}, y_{i+1}, z_{i+1})$ et les vecteurs orientation $\vec{V}_{c_i} = (a_i, b_i, c_i)$ et $\vec{V}_{c_{i+1}} = (a_{i+1}, b_{i+1}, c_{i+1})$ du capteur virtuel. Un point se trouvant à l'intersection de Π_i et Π_{i+1} , défini par le vecteur $\vec{X} = (x, y, z)$, vérifie les relations suivantes :

$$\vec{X} \cdot \vec{V}_{c_i} + h_i = 0 \quad (6.10)$$

$$\vec{X} \cdot \vec{V}_{c_{i+1}} + h_{i+1} = 0 \quad (6.11)$$

avec :

$$h_i = -\vec{V}_{c_i} \cdot \vec{P}_i \quad (6.12)$$

$$h_{i+1} = -\vec{V}_{c_{i+1}} \cdot \vec{P}_{i+1} \quad (6.13)$$

Dans le cas où les plans ne sont pas parallèles, l'intersection est en une droite D perpendiculaire à \vec{V}_{c_i} et à $\vec{V}_{c_{i+1}}$, qui peut être décrite par l'équation paramétrique suivante :

$$\vec{X} = \vec{p} + t\vec{V} \quad (6.14)$$

où \vec{p} est un point sur cette droite D , t est le paramètre, et \vec{V} est le vecteur directeur perpendiculaire à \vec{V}_{c_i} et à $\vec{V}_{c_{i+1}}$, on peut alors écrire :

$$\vec{X} = \vec{p} + t(\vec{V}_{c_i} \times \vec{V}_{c_{i+1}}) \quad (6.15)$$

où \vec{p} est donné par :

$$\vec{p} = \alpha \cdot \vec{V}_{c_i} + \beta \vec{V}_{c_{i+1}} \quad (6.16)$$

avec :

$$\alpha = \frac{-h_i(\vec{V}_{c_{i+1}} \cdot \vec{V}_{c_{i+1}}) + h_{i+1}(\vec{V}_{c_i} \cdot \vec{V}_{c_{i+1}})}{(\vec{V}_{c_i} \cdot \vec{V}_{c_i}) \cdot (\vec{V}_{c_{i+1}} \cdot \vec{V}_{c_{i+1}}) - (\vec{V}_{c_i} \cdot \vec{V}_{c_{i+1}})^2} \quad (6.17)$$

$$\beta = \frac{-h_{i+1}(\vec{V}_{c_i} \cdot \vec{V}_{c_i}) + h_i(\vec{V}_{c_i} \cdot \vec{V}_{c_{i+1}})}{(\vec{V}_{c_i} \cdot \vec{V}_{c_i}) \cdot (\vec{V}_{c_{i+1}} \cdot \vec{V}_{c_{i+1}}) - (\vec{V}_{c_i} \cdot \vec{V}_{c_{i+1}})^2} \quad (6.18)$$

Si $\|\overline{P_i D}\| < (Ar + Ad)$ (figure 6.21), alors l'intersection des plans dans la lumière est vérifiée. $\|\overline{P_i D}\|$ est calculé selon l'équation suivante :

$$\|\overline{P_i D}\| = \frac{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}}{\|\vec{V}\|} \quad (6.19)$$

où $A = [V_z(P_{iy} - p_y) - V_y(P_{iz} - p_z)]^2$, $B = [V_x(P_{iz} - p_z) - V_z(P_{ix} - p_x)]^2$ et $C = [V_y(P_{ix} - p_x) - V_x(P_{iy} - p_y)]^2$.

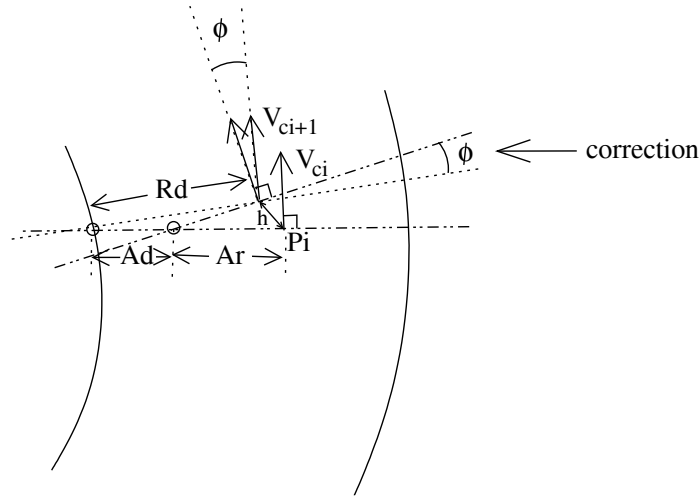


FIG. 6.21: Le capteur corrige son orientation d'un angle ϕ .

Afin de faciliter le calcul, la distance $\|\overline{P_i D}\|$ est comparée à $DistMax = \frac{R_i + \overline{R_{\Gamma_{f_i}}}}{2}$, c'est à dire, la distance moyenne entre le rayon d'exploration R_i déterminant la taille de la ROI et le rayon moyen du contour Γ_{f_i} calculé à partir de la position \vec{P}_i . Cette situation entraîne la correction de l'orientation autour de \vec{V} d'un angle ϕ . Celui-ci est estimé d'après l'équation suivante :

$$Ad^2 = Rd^2 + (\|\overline{P_i D}\|)^2 + 2Rd \cdot (\|\overline{P_i D}\|) \cos \phi \quad (6.20)$$

Centrage Automatique dans la lumière interne

Pour chaque position de la trajectoire, le contour fermé calculé $\Gamma_f(p_{0f}, p_{1f}, \dots, p_{N-1f})$ est un polygone qui représente la lumière interne détectée. L'opérateur de centrage du capteur dans Γ_f est basé sur le calcul du centroïde d'un polygone à partir des centroïdes des triangles qui le constituent. La position du centroïde est pondérée par la surface individuelle de chaque triangle [O'Ro98]. Le centroïde (xc_k, yc_k, zc_k) de chaque triangle T_k est l'isocentre de ses sommets. Les coordonnées du centroïde (X_c, Y_c, Z_c) du polygone constitué de N triangles sont alors données par :

$$X_c = \frac{1}{A_\Gamma} \left[\sum_{k=0}^{N-1} xc_k \cdot A(T_k) \right], \quad (6.21)$$

$$Y_c = \frac{1}{A_\Gamma} \left[\sum_{k=0}^{N-1} yc_k \cdot A(T_k) \right] \quad (6.22)$$

$$Z_c = \frac{1}{A_\Gamma} \left[\sum_{k=0}^{N-1} zc_k \cdot A(T_k) \right] \quad (6.23)$$

où $A(T_k)$ est la surface du k -ème triangle, et A_Γ est la surface totale du polygone.

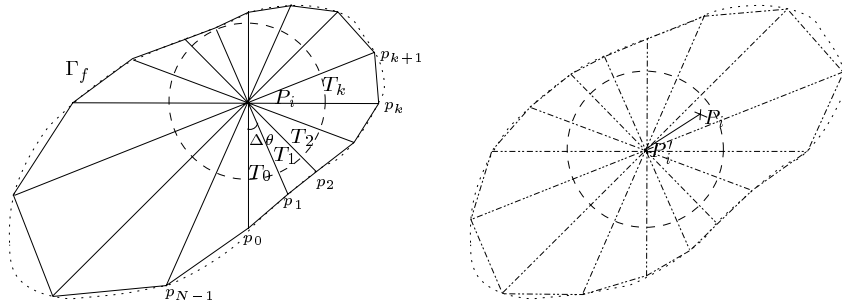


FIG. 6.22: Formation de la triangulation à partir de P_i et de Γ_f dans la lumière interne et nouveau centroïde calculé (P'_i).

Pendant la navigation, la triangulation du polygone est déjà faite dans le plan de quantification, grâce à la géométrie des rayons (figure 6.22). Les triangles sont construits entre la position du capteur (P_i) et chacun des points du contour (p_k). Cette propriété permet un calcul très simple des surfaces des triangles (T_k) :

$$A(T_k) = \frac{1}{2} \|(p_{k+1} - P_i) \times (p_k - P_i)\| \quad (6.24)$$

et

$$A_\Gamma = \sum_{k=0}^{N-1} A(T_k) \quad (6.25)$$

6.3.2 Application en navigation interactive

Dans les conditions de navigation interactive, l'utilisateur choisit quelques points de repère qui sont interpolés par une fonction spline cubique afin d'obtenir une trajectoire lisse à l'intérieur de la structure. La trajectoire est ensuite centrée par le capteur virtuel au cours de navigation. Quelques exemples illustrent la méthode. Les images viennent de volumes TDM acquis dans des conditions cliniques standard.

La figure 6.23 montre une représentation par Maximum d'Intensité Projeté (MIP) sur les plans axial, sagittal et frontal d'un fantôme des artères coronaires¹. Nous avons choisi une région contenant une sténose serrée ainsi que deux bifurcations successives. Le volume isotrope est constitué de 252x 256x256 voxels d'une taille de 0.1953 mm.

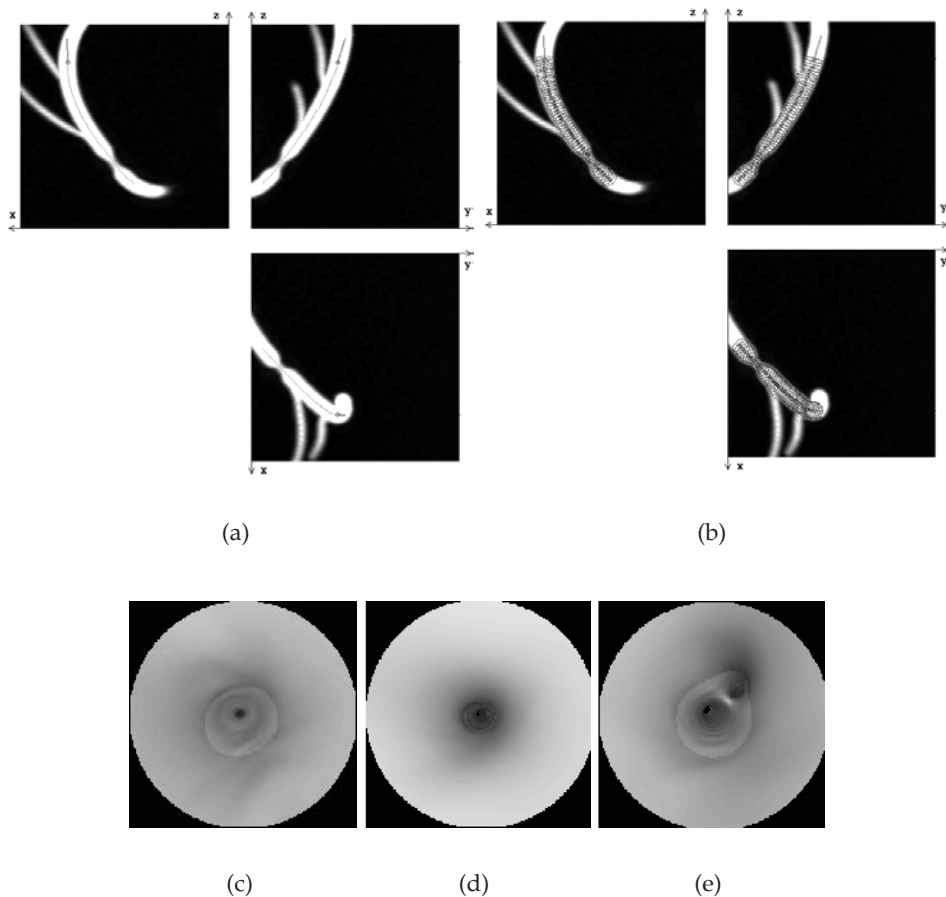


FIG. 6.23: a) Représentation MIP du fantôme avec la trajectoire superposée. b) Points de surface détectés à l'intérieur de la structure. c,d,e) Images endoscopiques calculées.

La superposition des points de surface détectés le long de la trajectoire est présentée, ainsi que des images endoscopiques obtenues pendant la navigation avec le seuil adaptatif (S_{OPT}), lorsque le capteur est : c) en amont de la sténose, d) traverse la sténose et e) arrive près de la première bifurcation. Ce seuil retenu par l'algorithme de détection restant valable

¹Ce fantôme réalisé par le laboratoire CREATIS de Lyon.

pour des surfaces localisées près du capteur, il peut être choisi pour calculer l'image endoscopique virtuelle correspondante à une position donnée. La figure 6.24 montre la variation de $d(P_i)$ et le seuil S_{OPT} ($i = 1, \dots, 50$), le long de la trajectoire du capteur à l'intérieur d'une artère carotide. En-haut, la trajectoire suivie et la surface interne détectée, superposées sur une coupe TDM et en bas les courbes de variation de densité et du S_{OPT} . Nous constatons la diminution de densité du produit de contraste dans les plus petits vaisseaux.

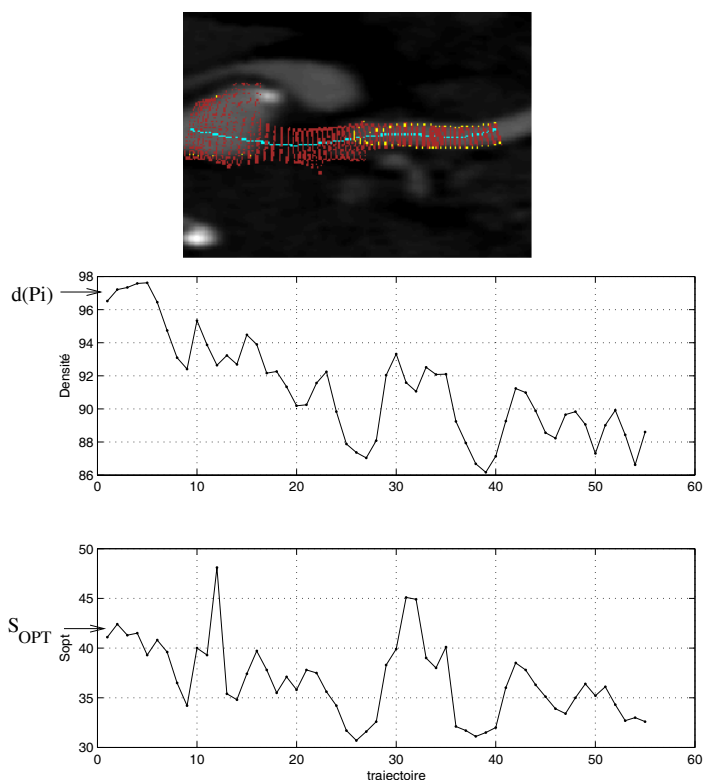


FIG. 6.24: Navigation interactive dans une artère carotide.

6.3.3 Navigation active

En s'écartant des approches exploitant une pré-modélisation des structures anatomiques et une pré-estimation de trajectoire pour l'endoscopie virtuelle, le schéma de la navigation active utilise la notion de capteur virtuel actif capable de déterminer automatiquement sa trajectoire, guidé par la vision, au cours du déplacement. Cette notion a été définie par Bellemare dans son travail de thèse [Bell00]. Le système de perception et de contrôle du capteur, au cœur de la navigation active, repose sur une analyse locale de la scène sans segmentation préalable des structures d'intérêt (cf. annexe D). Au cours du déplacement, des descriptions structurelles locales basées sur l'exploitation de l'information de profondeur sont mises en correspondance pour construire progressivement un modèle descriptif des structures explorées.

Dans la stratégie de déplacement adoptée ici, le capteur virtuel calcule, à partir de l'analyse de la carte de profondeur, le maximum de profondeur M qui le rapproche de son objectif. Dans ce schéma, l'utilisateur doit déterminer les positions initiale et finale de navigation,

et le capteur calcule automatiquement sa trajectoire afin de rester à l'intérieur de la structure anatomique. Toutefois, afin d'explorer une structure particulière, la direction de visée du capteur fixée sur le maximum de profondeur détermine l'ensemble des points de surface associés à la vue endoscopique virtuelle. Le déplacement étant estimé à partir de ces points de surface, la trajectoire estimée au cours de la navigation virtuelle dépend fortement du point de vue et n'est pas correctement centrée dans la lumière. L'intégration du modèle étendu dans le processus de navigation active permettrait d'envisager une meilleure estimation de la ligne centrale, de la section de la lumière ainsi qu'une génération de maillage surfacique sans définition interactive préalable de la trajectoire.

Afin de répondre à ces objectifs, nous proposons une première version de navigation active intégrant le modèle étendu du capteur virtuel et basée sur une fonction d'analyse de scène simplifiée qui ne requiert que la détection des maxima de profondeur dans la carte de profondeur associée à l'image endoscopique virtuelle. Le schéma de l'approche proposée est représenté par la figure 6.25.

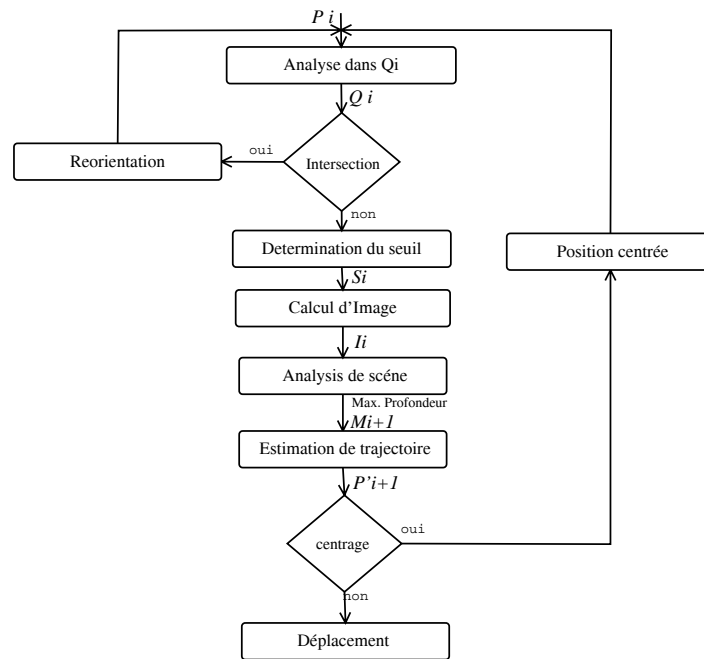


FIG. 6.25: Navigation active intégrant le modèle étendu du capteur virtuel.

Outre sa fonction primaire de visualisation, l'image endoscopique virtuelle est utilisée dans ce schéma pour analyser la scène et fixer une direction de déplacement initiale (figure 6.26). Les points de surface détectés à la périphérie du champ de vision, c'est-à-dire placés à moins d'une distance d du centre optique situé à la position P_i , permettent de calculer une estimation de la prochaine position P'_{i+1} du centre optique. Un premier plan de quantification Q'_{i+1} est alors déterminé par P'_{i+1} et la direction donnée par le maximum de profondeur suivi M_{i+1} . Un centrage effectué dans ce plan de quantification permet de déterminer le point centré P_{i+1} et le nouveau plan de quantification Q_{i+1} dont la direction est fixée par $\overrightarrow{P_i P_{i+1}}$. Un contour polygonal délimitant la lumière est calculé et le centre est éventuellement réajusté. L'image virtuelle peut alors être calculée pour cette nouvelle posi-

tion P_{i+1} et une direction de visée fixée sur M_{i+1} afin d'analyser la scène. De la même façon qu'en navigation interactive, le plan de quantification peut être réorienté afin d'éviter des intersections de contours.

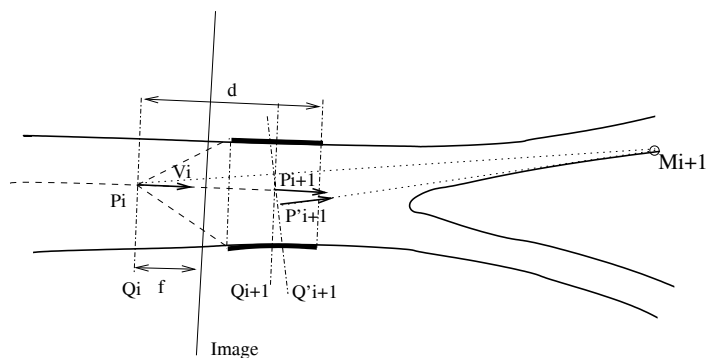


FIG. 6.26: Modèle géométrique de capteur actif. M_{i+1} représente le maximum de profondeur détecté à partir de la i^{eme} position. P_i est le centre optique du capteur, et Q_i le plan de quantification correspondant.

6.4 Bilan

L'information visuelle de la surface interne, la planification de trajectoires et les relations spatiales entre les structures sont des éléments essentiels pour la planification d'interventions endovasculaires. Une extension géométrique et fonctionnelle du modèle de capteur virtuel a été développée dans cet objectif. Les fonctions de la navigation fournissent, d'une part, les éléments indispensables au positionnement et à l'orientation à l'intérieur de la structure et le capteur étendu réalise, d'autre part, sa description locale. Cette description, basée sur l'exploration des données volumiques non pré-segmentées, passe par la détection automatique de la lumière interne du vaisseau, l'extension de la visualisation dans l'image endoscopique et la construction d'un contour, s'adaptant aux inhomogénéités de contraste le long de la structure.

Afin d'envisager une application effective aux données patient, la détection de surface est l'une des difficultés principales que nous avons du relever dans le cadre de l'approche de navigation exploratoire virtuelle proposée. Il s'agit d'un élément fondamental pour décrire quantitativement des structures anatomiques et pour produire des images endoscopiques de qualité. Une détection incorrecte peut conduire à la création d'artéfacts dans l'image et à des erreurs de mesure non négligeables. Les fonctions développées permettent de s'affranchir de cette problématique avec des opérateurs de détection de surface qui autorisent l'extraction d'un contour délimitant la lumière vasculaire dans un plan perpendiculaire à la trajectoire centrée. Le seuil issu de cette analyse est utilisable en navigation pour générer les images endoscopiques virtuelles. Par ailleurs, l'extension de la vision permet d'identifier les structures qui se trouvent au delà de la lumière interne et qui correspondent à des plaques de nature différente qui ne sont pas identifiables sur les images d'endoscopie virtuelles classiques.

Dans le modèle du capteur, le seul paramètre à déterminer est un rayon d'exploration

initial pour la définition de la ROI (et de Q_i). Au vu des premiers tests présentés dans ce chapitre, il affecte peu le résultat final. L'avantage de la méthode proposée est que la détection est réalisée depuis l'intérieur d'une structure supposée tubulaire. La rapidité de l'algorithme dépend du nombre de rayons N choisis pour représenter la section et la taille de la ROI. Nous utilisons dans les exemples $N = 48$. La diminution de N affaiblit la qualité de la description du contour car la représentation est polygonale. Toutefois, il pourrait être plus faible dans certaines structures où une résolution angulaire plus fine n'est pas nécessaire.

Les deux possibilités de navigation ont été exploitées : semi-automatique qui permet de définir quelques points à l'intérieur de structures anatomiques et qui sont ensuite interpolées avec des fonctions spline ; et active qui offre les fonctionnalités qui permettent au capteur de se déplacer automatiquement à l'intérieur de la structure par l'analyse de l'environnement perçu. Les tests ont été réalisés sur des images TDM, mais d'autres modalités pourraient être utilisées. Avec le modèle étendu proposé, les données patient peuvent être analysées qualitativement et quantitativement. À partir de ce schéma nous envisageons dans les prochains chapitres l'extraction d'une représentation 3D et de descripteurs géométriques de la structure, ainsi qu'une évaluation plus complète.

Chapitre 7

Description des données patient

Les éléments de planification issus de l'étape *d'analyse* par navigation exploratoire virtuelle doivent être complétés par une description de la structure et par le calcul de paramètres quantitatifs nécessaires à la détermination indirecte des outils. Outre les techniques de modélisation analytique de surfaces, la description géométrique de la structure vasculaire peut être réalisée au moyen d'un maillage représentant la morphologie de la lumière interne. Le maillage polygonal présente l'avantage de réduire considérablement la taille des données en focalisant sur des structures d'intérêt sans nécessairement en compromettre la précision, ce qui en fait un support spatial privilégié pour le calcul numérique, la visualisation, et la transmission de données.

Une des principales difficultés dans la construction de ce type de maillage est la présence de bifurcations. Parmi les solutions possibles de construction de maillages de topologie complexe [Bake89] [Baja96a] [Bois88] [Baja96b], une des plus adaptées aux conditions de navigation du capteur est l'extraction séquentielle des maillages de branches simples puis leur fusion après calcul d'intersection. En effet, le lancer de rayons permettant de maîtriser la répartition des points de surface détectés, il est possible de construire facilement des maillages individuels représentant la surface interne pour un parcours particulier. Dans ce cas, il est nécessaire de réaliser plusieurs explorations à partir d'un même point de départ et de fusionner *a posteriori* les maillages correspondants. Nous présentons dans la suite l'approche proposée et la manière dont la description obtenue est exploitable pour la détermination de paramètres interventionnels.

7.1 Extraction de la structure

7.1.1 Représentation par maillage polygonal

La difficulté des différentes approches proposées pour la génération de maillages, repose sur la structuration des données représentées, qui peuvent être régulièrement ou irrégulièrement distribuées. Dans le premier cas, un échantillonnage uniforme de géométrie simple peut être utilisé. Dans le cas contraire, d'autres approches peuvent être envisagées telles que les méthodes de frontière [Jin93], les algorithmes de Voronoi/Delaunay [Geor98a] et les méthodes par décomposition spatiale hiérarchique en quadtrees/octrees [Wilh92] [Shep91]. Les méthodes de frontière fonctionnent très bien dans le cas de surfaces lisses sans chan-

gement abrupte de courbure. Le maillage est généré à partir d'une triangulation initiale définie sur la frontière du domaine spatial (front initial). Chaque arête de ce front sert alors de support à la construction d'un triangle. Un nouveau front est formé et traité de la même façon. Le maillage final est obtenu quand le front courant est vide. Les algorithmes de Voronoi/Delaunay, quant à eux, fournissent une triangulation optimale à partir de quelques noeuds préexistants. La triangulation de Delaunay d'un ensemble de points P de l'espace euclidien, est définie comme l'ensemble des triangles en 2D (ou de tétraèdres en 3D) dont les enveloppes circonscrites ne contiennent aucun point de P . Les méthodes par décomposition hiérarchique partent d'un père (cellule englobant le domaine) et divisent cette cellule en 4 ou 8 sous-cellules de même nature selon un critère prédéfini. Un arbre est ainsi formé puis analysé et divisé de manière récursive (selon le critère) jusqu'à obtention de certaines propriétés. L'arbre final donne alors naissance aux éléments du maillage.

Plus récemment Delingette et al. ont introduit le concept de maillage simplexe [Coti99], une maille simplexe étant le dual d'une maille triangulaire : chaque triangle d'une maille triangulaire correspond à un sommet (noeud) d'une maille simplexe. De même, chaque paire de triangles adjacents correspond à une arête d'une maille simplexe. Des méthodes contrôlant la régularité du maillage, permettant des opérations telles que l'assemblage de maillages, et utilisant une mémoire de forme a priori, ont été développées afin de créer des modèles géométriques complexes et de modéliser des déformations élastiques [Deli99b].

7.1.2 Construction du maillage par le capteur virtuel

Les points de la surface interne extraits pendant la navigation sont distribués par coupes, autour de l'axe optique du capteur. Un maillage polygonal peut être construit facilement en les associant le long des positions successives. De cette façon, les points pour une image I_i (position P_i du capteur virtuel) sont associés aux points de surface correspondants pour une image I_{i+1} (position P_{i+1} du capteur virtuel) selon la figure 7.1. Soit Np le nombre de points de la surface reconstruite, N le nombre de points extraits par coupe, K le nombre de points de la trajectoire et $N\Delta$ le nombre de triangles générés, alors $Np = N \times K$ et $N\Delta = 2(Np - N)$. Afin de disposer de surfaces fermées et d'en distinguer l'intérieur de l'extérieur, $2N$ triangles qui convergent vers un point central sont ajoutés au début et à la fin des structures. Les figures 7.2 et 7.3 illustrent l'association de coupes pour la construction du maillage.

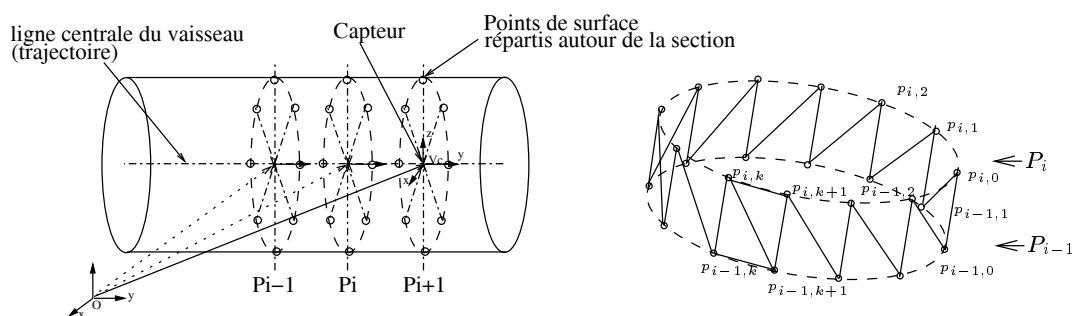


FIG. 7.1: Association de sections successives pendant la trajectoire du capteur virtuel.

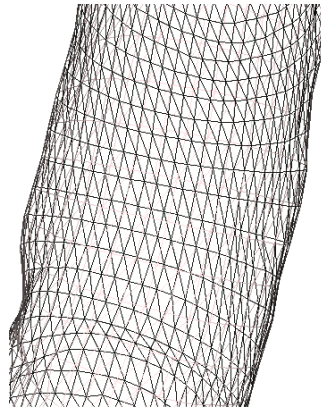
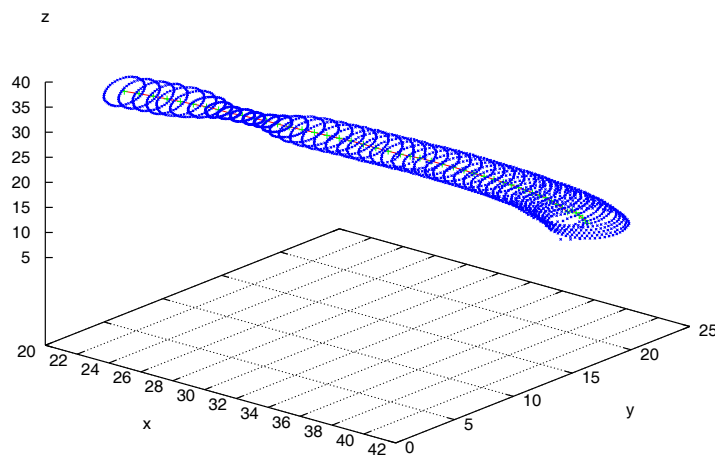
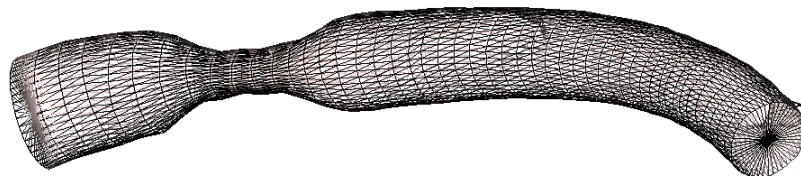


FIG. 7.2: Détail de la construction d'un maillage par association de sections successives.



(a) Reconstruction de la surface interne par coupes.



(b) Représentation par un maillage polygonal.

FIG. 7.3: Reconstruction et représentation par maillage du fantôme de voies coronaires.

Nous présentons à la suite, deux exemples de construction de maillages à partir de navigations dans des données patient TDM. Les volumes images ont été acquis en routine

clinique sur des patients présentant des lésions de type sténose. Le premier, sur une artère fémorale sténosée (figure 7.4) avec une taille voxel de $0,623047mm$. Le deuxième, sur une artère carotide (figure 7.5) et des voxels de $0,2394mm$.

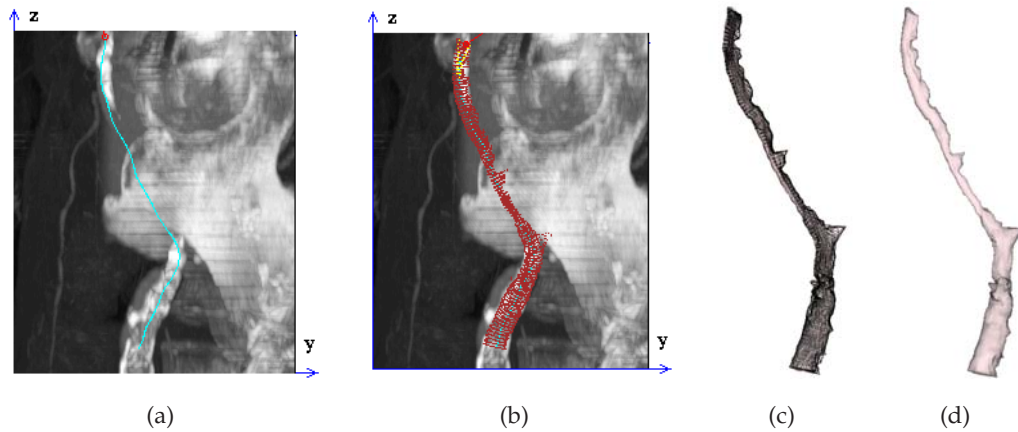


FIG. 7.4: Navigation dans une artère fémorale sténosée. a) Trajectoire suivie par le capteur. b) Sections extraites pendant la navigation. c,d) Représentation de de la surface extraite.

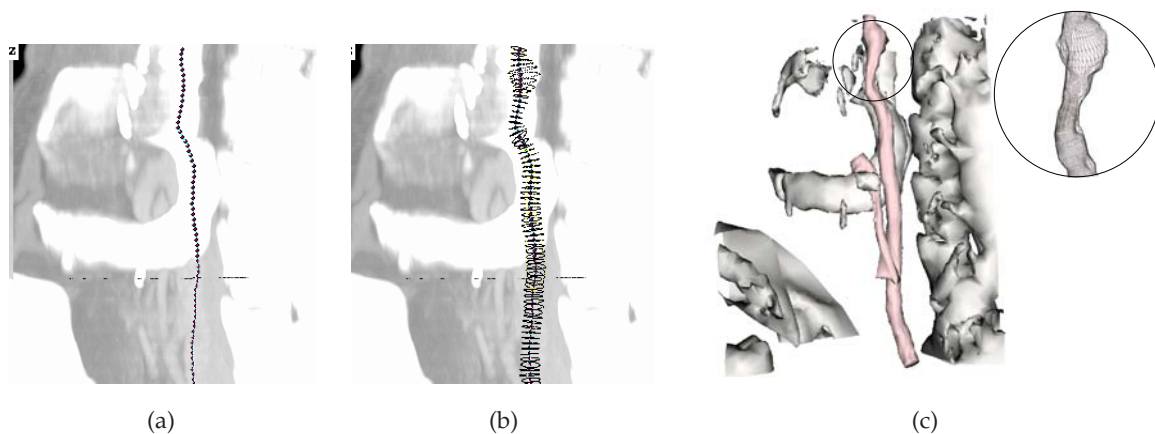


FIG. 7.5: Navigation dans une artère carotide sténosée. a) Superposition sur la représentation MIP du volume image et de la trajectoire suivie par le capteur. b) Surface extraite. c) Superposition de la surface extraite sur une représentation seuillée du volume. Détail du maillage de la zone sténosée.

7.1.3 Les bifurcations

Les différentes surfaces, extraites au cours de plusieurs explorations à partir d'un même point de départ, sont fusionnées afin d'obtenir la description complète de la structure. Deux méthodes ont été envisagées, qui s'inspirent des méthodes proposées dans la littérature pour la fusion de maillages :

i) Extraction et triangulation, dans une grille régulière, de l'iso-surface de valeur zéro de la fonction distance aux surfaces à fusionner. La précision de cette méthode est limitée par la résolution de la grille. Cebral et al. [Cebr01] utilisent une grille multi résolution 3D plus fine dans les régions proches des surfaces, ce qui permet d'augmenter la précision dans les zones d'intersection.

ii) Calcul d'intersections, qui consiste à trouver les droites d'intersection entre les polygones des deux maillages, afin d'en conserver les parties d'intérêt [Shos99] [Lo95]. La précision de cette méthode dépend de la résolution initiale des maillages.

Ces méthodes ont été implémentées à l'aide de fonctions de la librairie VTK (*The Visualization Toolkit*¹[Schr00]). Dans les deux cas, une première étape de prétraitement est réalisée.

7.1.3.1 Prétraitement

Les entrées dans cette phase, consistent en deux maillages surfaciques polygonaux (\mathcal{A}_0 et \mathcal{B}_0) définis par les coordonnées de leurs noeuds et les connections entre eux (arêtes). Les maillages sont représentés par l'ensemble des triangles T_{ia} et T_{ib} ($\mathcal{A} = T_{1a}, T_{2a}, \dots, T_{na}$ et $\mathcal{B} = T_{1b}, T_{2b}, \dots, T_{mb}$), réunissant les conditions suivantes après une étape de raffinement (figure 7.6) :

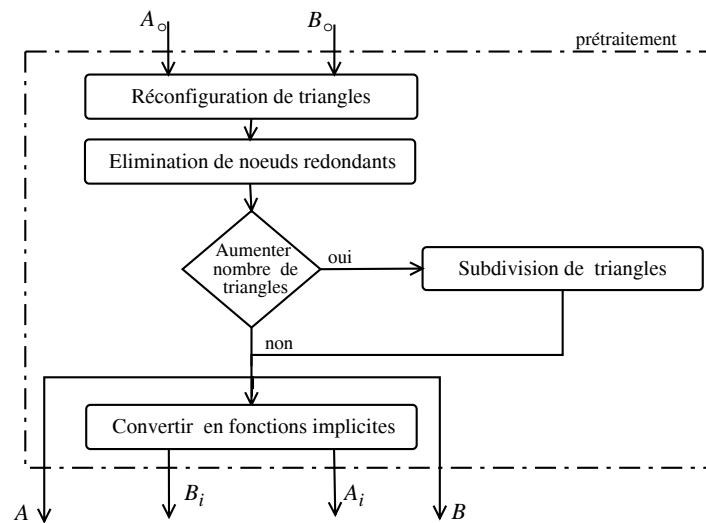


FIG. 7.6: Prétraitement réalisé sur les maillages (\mathcal{A}_0 et \mathcal{B}_0) à fusionner.

1. Les triangles doivent être définis selon la règle de la main droite dans le sens contraire des aiguilles d'une montre. Les vecteurs normaux sont alors orientés vers l'extérieur de la structure. Si nécessaire, l'ordre des liens entre les noeuds est modifié.

2. Les polygones adjacents doivent partager les mêmes arêtes, ce qui implique qu'il n'y ait pas de subdivisions intermédiaires des arêtes des triangles (figure 7.7). Les triangles incohérents sont éliminés.

¹<http://www.vtk.org/doc/nightly/html/>

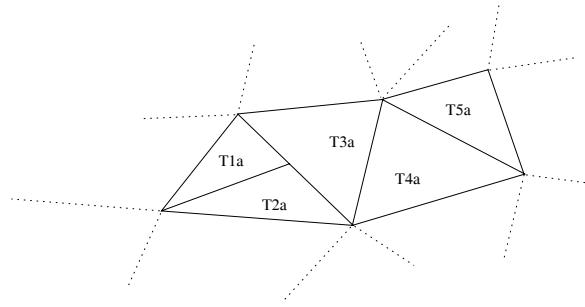


FIG. 7.7: Situation d'incohérence dans la construction de triangles entre T1a, T2a et T3a.

Cette étape de raffinement peut également inclure une augmentation du nombre de triangles. Un paramètre (Nd) contrôle le nombre de subdivisions de chaque triangle.

Les deux maillages (\mathcal{A} et \mathcal{B}) sont ensuite exprimés sous la forme de fonctions implicites (\mathcal{A}_i et \mathcal{B}_i). La représentation implicite caractérise une surface comme le niveau zéro d'une fonction $w = f(x, y, z)$. \mathcal{A}_i et \mathcal{B}_i sont déduites des fonctions implicites associées à chaque face, représentée alors par un plan décrit par un point et sa normale orientée vers l'extérieur de la surface. Elles sont positives à l'extérieur des surfaces et négatives à l'intérieur.

7.1.3.2 Méthode par calcul de l'iso-surface

Après la phase de prétraitement, le maillage final est calculé de la façon suivante :

1. Exécution des opérations booléennes entre fonctions implicites. $\mathcal{C}_i = \mathcal{A}_i \uplus \mathcal{B}_i$, où \uplus définit l'union entre deux fonctions implicites. Cette opération équivaut à prendre la valeur minimale de toutes les fonctions implicites définies comme entrées, et se traduit par la récupération exclusive de la partie extérieure à toutes les surfaces, éliminant ainsi l'intersection. La figure (7.8) illustre les différentes opérations (Union, Intersection, Différence) qui peuvent être effectuées entre fonctions implicites.

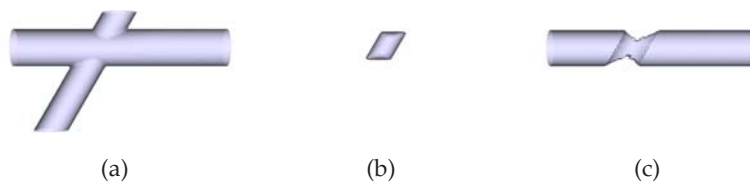


FIG. 7.8: Différentes opérations booléennes avec des fonctions implicites, sur une grille échantillonnée. a) union, b) intersection et c) différence.

2. Échantillonnage du résultat \mathcal{C}_i sur une grille régulière et calcul du maillage final, par une méthode de reconstruction classique telle que *Marching Cubes* [Lore87]. Pour limiter le domaine spatial de calcul, les coordonnées maximales et minimales des maillages sont prises en compte. Afin d'améliorer le maillage final, une optimisation de la triangulation peut être effectuée. Les résultats de l'union pour deux cylindres de longueurs 50 et 25 voxels et de rayons 5 et 4 voxels respectivement, sont présentés sur la figure 7.9 avec différentes valeurs d'échantillonnage de la grille, ainsi que le temps de calcul (T_c) dans chaque cas.

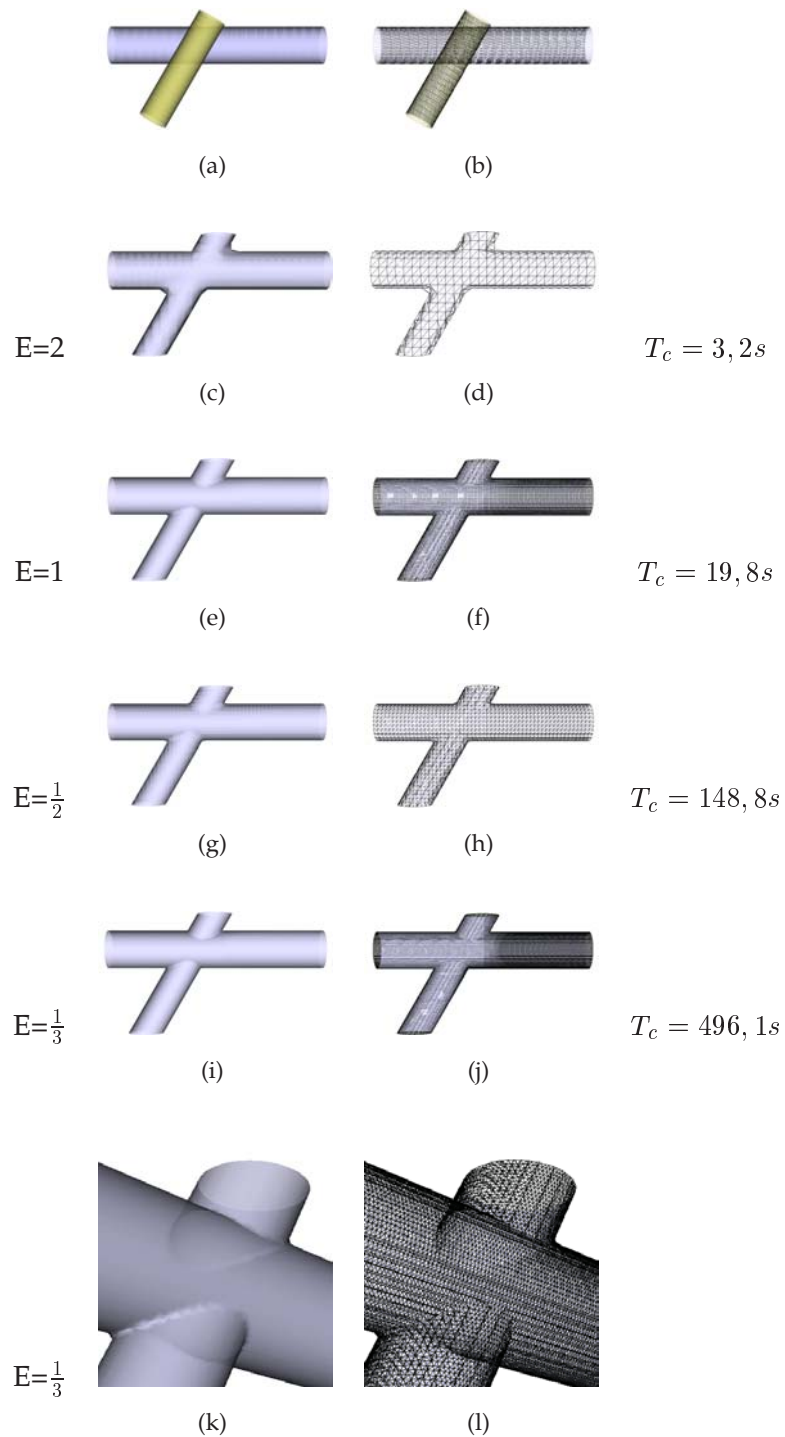


FIG. 7.9: Résultats de l'intersection. a,b) Surfaces et maillages originaux. c,d) Intersection avec un échantillonnage de la grille tous les deux voxels, e,f) Tous les voxels, g,h) les 1/2 voxels et i,j) les 1/3 voxels. k,l) Détail de la région d'intersection.

7.1.3.3 Méthode par calcul d'intersections.

Le but est de calculer l'intersection entre les triangulations pour ensuite couper les maillages par la ligne d'intersection obtenue. La figure 7.10 illustre le principe.

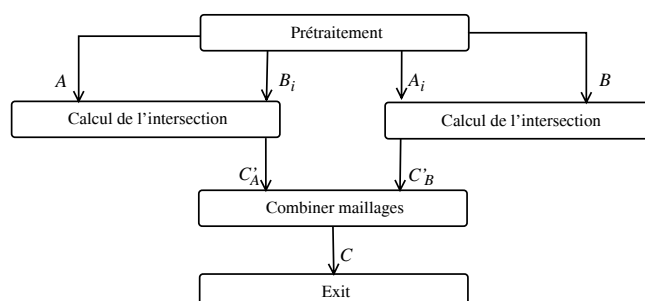


FIG. 7.10: Schéma de la méthode de calcul d'intersections.

Le maillage (A) est coupé par la fonction implicite (B_i). Dans ce processus, la distance de chacun des triangles T_{ia} de A est évaluée par rapport à la fonction implicite B_i . Trois situations sont possibles : i) si T_{ia} se trouve à l'intérieur de B_i , T_{ia} disparaît, ii) si T_{ia} se trouve à l'extérieur de B_i , T_{ia} est préservé, iii) si T_{ia} intersecte B_i (T_{ia} contient des noeuds de part et d'autre de B_i), la ligne d'intersection est calculée, et de nouveaux triangles sont créés. On notera $C'_A = A \bar{\cap} B_i$ le résultat de cette opération, où $\bar{\cap}$ indique l'opérateur de découpage de A par B_i . On obtient de la même façon $C'_B = B \bar{\cap} A_i$. Le résultat final est la réunion des deux maillages découpés : $C = C'_A \cup C'_B$. Un lissage ou une décimation (diminution du nombre de noeuds) de ce maillage peuvent être appliqués. La figure 7.11 montre sur l'exemple précédent les résultats de cette méthode d'intersection. Les figures 7.12 et 7.13 montrent le résultat de la reconstruction de la structure carotidienne par calcul d'intersections.

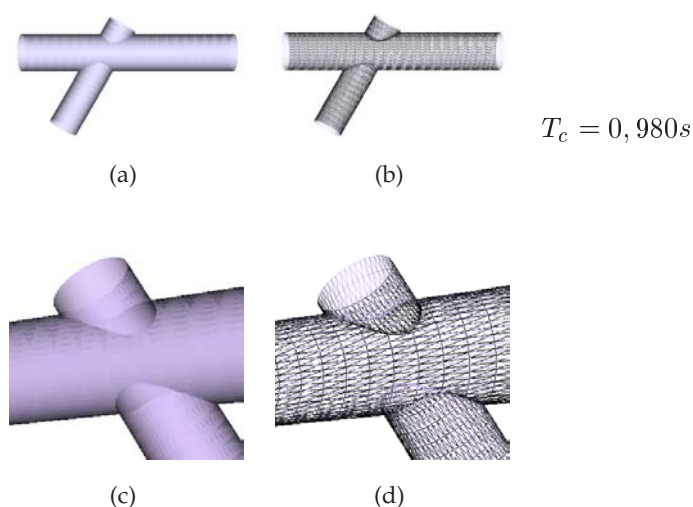


FIG. 7.11: Illustration de la méthode par calcul d'intersections. a,b) Intersection. c,d) Détail de la région d'intersection.

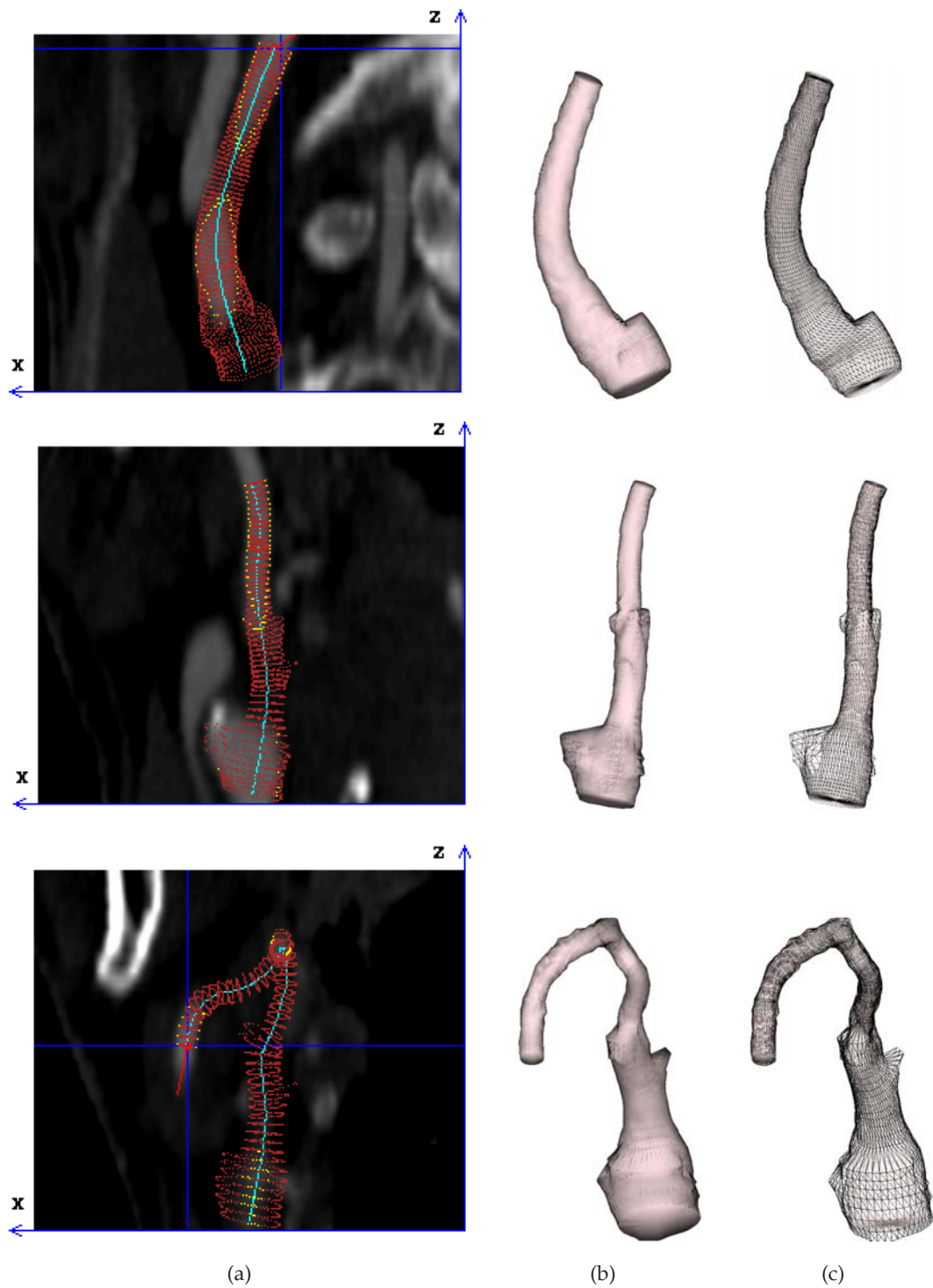


FIG. 7.12: Navigation exploratoire virtuelle dans la structure carotidienne partant de l'artère carotide commune. a) Superposition de surfaces détectées sur des coupes scanner reformattées dans le plan xz . b,c) Surfaces extraites et représentation par maillages.

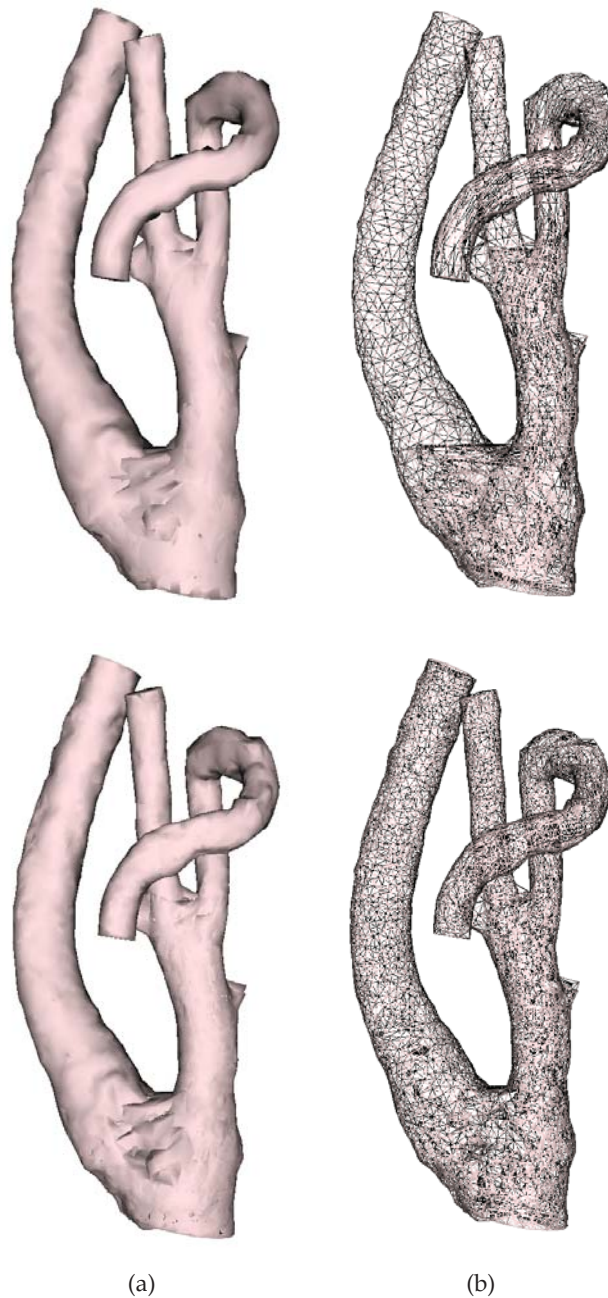


FIG. 7.13: Reconstruction complète de la structure en utilisant la méthode de calcul d'intersections. a) $Nd=0$ et b) $Nd=1$.

Les trois surfaces ont été extraites par navigation interactive en partant de la carotide commune : carotide externe, carotide interne, artère faciale. Dans un premier temps, la structure est calculée sans régénération de triangles additionnels ($Nd = 0$), mais il est constaté que des erreurs peuvent apparaître au niveau des intersections. Si Nd augmente (test pour $Nd = 1$), la résolution de la maille augmente et en conséquence, les intersections seront calculées plus précisément. Le tableau 7.1 résume le nombre de points et de triangles utilisés.

	Carotide Interne	Carotide Externe	Artère Faciale	Structure complète Nd=0	Structure complète Nd=2
NC	72	55	56		
Np	3456	2640	5376	5570	14634
$N\Delta$	6912	5280	5376	9254	22240

TAB. 7.1: Nombre de points et de triangles générés pour les différentes surfaces de la structure carotidienne. NC correspond au nombre de contours le long de la trajectoire centrée. Np au nombre total de points de surface. $N\Delta$ au nombre total de triangles.

La figure (7.14) montre la fusion de différents maillages, provenant de navigations interactives dans un anévrisme de l'aorte abdominale. Comme dans le cas précédent, la reconstruction complète de la structure aortoiliaque est réalisée à partir de différentes surfaces extraites suivant des trajectoires différentes. La première partant d'une des iliaques remonte jusqu'au dessus des artères rénales en passant par la zone de lésion (le thrombus). La seconde, partant de la seconde iliaque, arrive à la position finale de la trajectoire précédente. Une troisième et quatrième trajectoires commencent dans les artères iliaques internes, et une cinquième et sixième correspondant aux artères rénales.

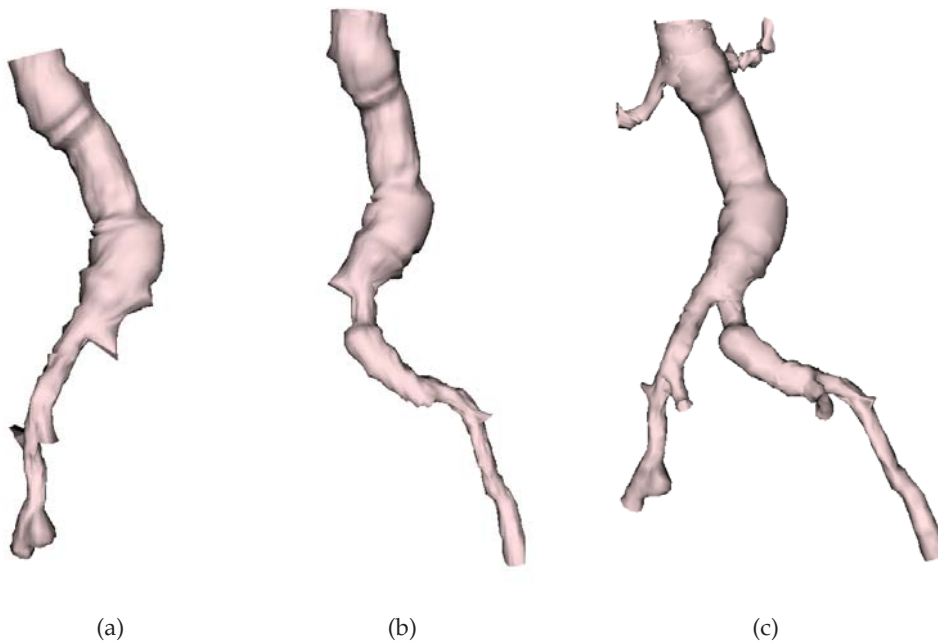


FIG. 7.14: Reconstruction de la structure aortoiliaque. a) Surface interne correspondant à l'iliaque gauche. b) Surface interne correspondant à l'iliaque droite. c) Surface complète reconstruite. Nd=2.

7.1.3.4 Comparaison des méthodes

La rapidité et la précision de la première méthode (calcul d'iso-surface) dépendent de la taille initiale des données, de la résolution de la grille d'échantillonnage et du nombre de facettes des maillages initiaux, soit du facteur suivant :

$$\alpha = (n_1 + n_2)N^3 |X_{max} - X_{min}| |Y_{max} - Y_{min}| |Z_{max} - Z_{min}| \quad (7.1)$$

où $\frac{1}{N}$ est la taille de l'échantillon isotrope, n_1 et n_2 sont les nombres de facettes de deux maillages initiaux et $(X_{max}, Y_{max}, Z_{max})$, $(X_{min}, Y_{min}, Z_{min})$ sont les coordonnées extrémales du plus petit pavé englobant les structures :

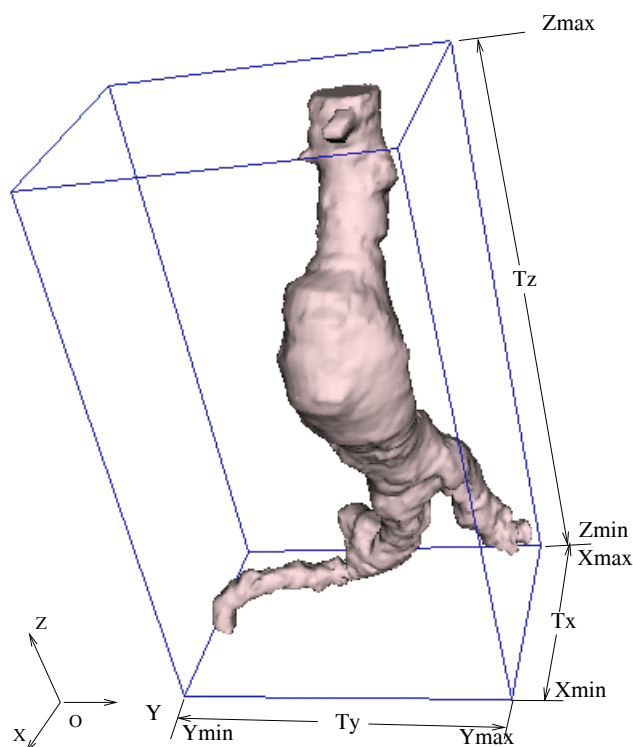


FIG. 7.15: Détermination de l'espace d'intersection et du facteur d'échantillonnage.

Les maillages obtenus par le calcul d'isosurface sont fermés et réguliers. Un des avantages de cette méthode est par ailleurs la possibilité de fusionner plus de deux surfaces simultanément. Pour des petites structures simples, cette méthode semble optimale, mais lorsque la taille de la structure augmente, elle devient rapidement complexe. Pour pouvoir préserver la précision des surfaces originales, la résolution de la grille doit être supérieure à la résolution initiale des maillages. Alternativement, des représentations hiérarchiques multi-échelle (définition de plus petits blocs près des surfaces) pourraient permettre d'accélérer cette méthode. La figure 7.16 montre des maillages obtenus pour différentes valeurs du paramètre N .

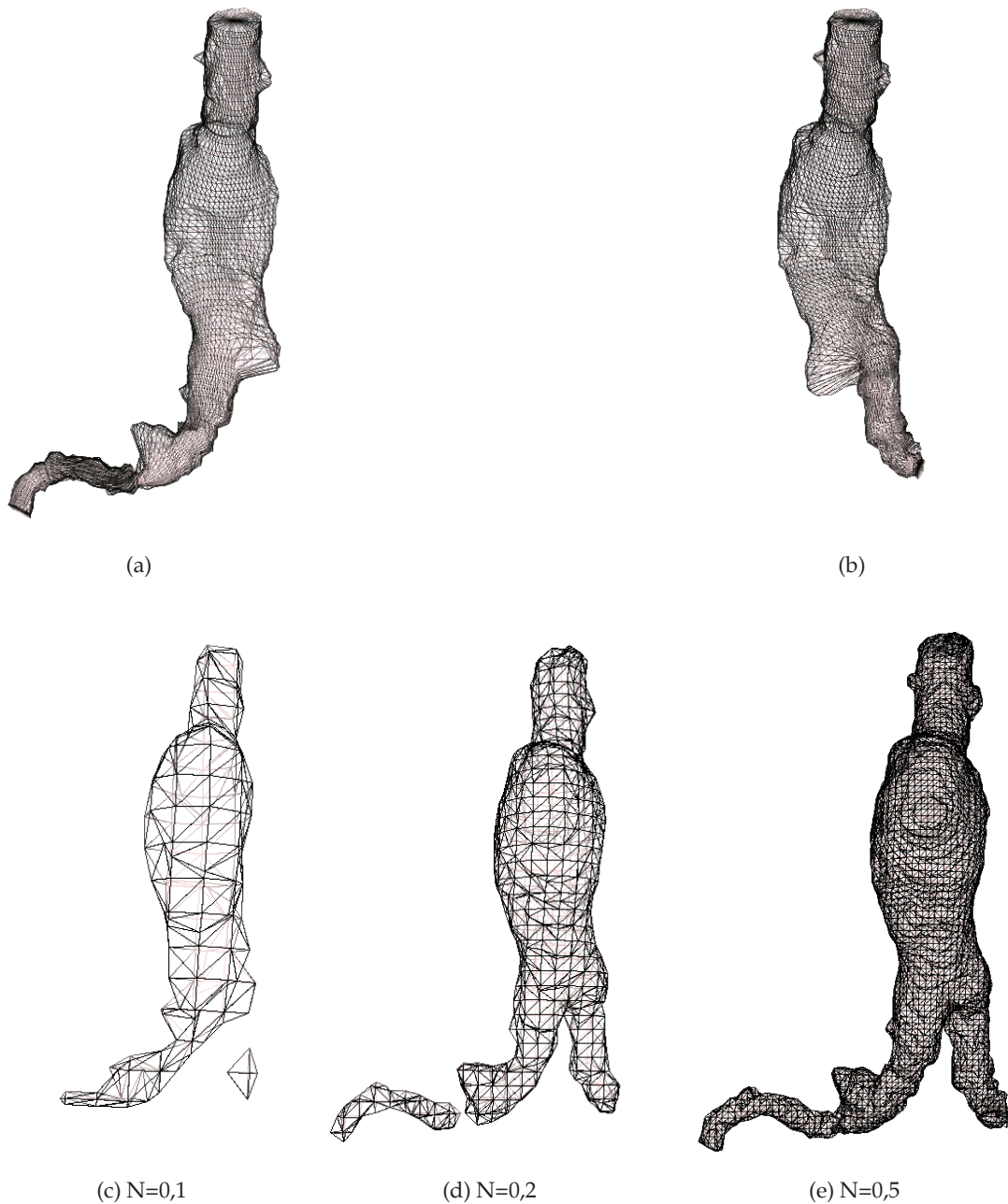


FIG. 7.16: Résultats de la fusion de deux surfaces par la méthode d'iso-surface. a,b) Les deux branches de la structure aortoiliaque à fusionner ; c,d,e) les résultats pour différentes valeurs de N .

La figure 7.17 permet la comparaison visuelle entre les deux méthodes. Visuellement les surfaces sont similaires, mais le détail du maillage montre que le maillage est beaucoup plus régulier pour la méthode par iso-surface. Cependant, le temps de calcul dans ce cas est plus important. Le tableau 7.2 montre le nombre de points et de triangles générés dans les deux cas.

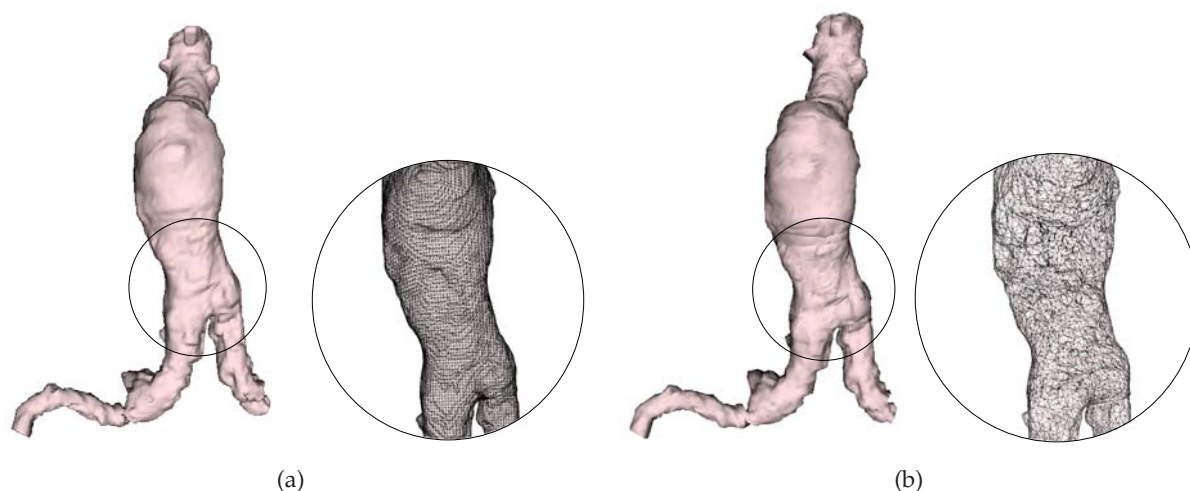


FIG. 7.17: Comparaison des méthodes de fusion de maillages. a) Méthode par iso-surface ($N=1$); b) méthode par calcul d'intersections ($Nd=1$).

	Surface 1	Surface 2	Surface résultat Mét.1 $Nd=1, N=1$	Surface résultat Mét. 2 $Nd=1$
NC	103	81		
Np	4946	3890	32784	16020
$N\Delta$	9888	7776	65332	23500

TAB. 7.2: Nombre de points et de triangles pour les deux surfaces initiales et pour les surfaces obtenues par les deux méthodes.

Nous privilégions l'utilisation de la deuxième approche (calcul d'intersections), car elle permet de préserver la précision au niveau de la segmentation obtenue par navigation exploratoire virtuelle pour des temps de calcul faibles. Avec un paramètre $Nd=1$ les maillages obtenus sont suffisamment réguliers.

7.2 Description géométrique

À partir de la description géométrique caractérisant la structure anatomique et de la trajectoire déterminée dans le processus de navigation, un ensemble de paramètres, notamment géométriques peuvent être extraits. Ils sont nécessaires à la construction d'une stratégie interventionnelle précise. En effet, nous avons montré que lors du traitement des lésions par voie endovasculaire, la connaissance la plus précise possible des caractéristiques géométriques de l'artère est fondamentale dans le choix des outils et détermine en même temps les conditions d'accès pour parvenir jusqu'à la lésion.

Outre le *diamètre*, la *surface* endoluminale ou la *longueur* de la lésion, qui permettent de calculer par exemple, la taille d'un ballon d'ATL ou les dimensions d'une endoprothèse pour l'exclusion d'un AAA, la *tortuosité* permet de prévoir des complications et de planifier des cathétérismes complexes. Par ailleurs, d'autres paramètres de la structure, déterminés à partir de la navigation exploratoire virtuelle, peuvent être exploités afin d'ajouter plus d'information au plan d'intervention. Parmi ces paramètres, nous trouvons, entre autres, le *facteur de circularité*, le *parallélisme de la paroi* et l'*angulation* qui ne sont pas mesurés quantitativement par le médecin mais qui sont saisis qualitativement lors de la construction de la stratégie opératoire. L'exploitation de ces paramètres montrés ici à titre exploratoire nécessiterait une évaluation sur plusieurs cas pour montrer son utilité. Nous nous focalisons ici sur les paramètres géométriques communément utilisés et indispensables à la planification. Une évaluation de ces paramètres (*longueur*, *périmètre*) dans le planning interventionnel est envisagée dans le chapitre suivant.

7.2.1 Longueur, périmètre et section

Pendant l'exploration, le capteur virtuel extrait l'information des sections successives donnant notamment l'évolution du périmètre et de l'aire de la lumière interne le long de la trajectoire. La longueur (L) de la structure est la somme des déplacements successifs, pour une trajectoire constituée de K points consécutifs $L = \sum_{k=0}^{K-2} \|P_{k+1} - P_k\|$. Pour une position P_i du capteur, le contour fermé $\Gamma_f(p_0, p_1, \dots, p_{N-1})$ décrit la lumière interne. Le périmètre $Per(\Gamma_f)$ et la surface A_{Γ_f} de Γ_f sont donnés par :

$$Per(\Gamma_f) = \sum_{k=0}^{N-2} \|p_{k+1} - p_k\| + \|p_0 - p_{N-1}\| \quad (7.2)$$

$$A_{\Gamma_f} = \frac{1}{2} \left(\sum_{k=0}^{N-2} \|(p_{k+1} - P_i) \times (p_k - P_i)\| + \|(p_0 - P_i) \times (p_{N-1} - P_i)\| \right) \quad (7.3)$$

La figure 7.18 illustre, pour le fantôme des artères coronaires (cf. figure 6.23), l'évolution du périmètre et de la section le long de la trajectoire. On peut constater une augmentation locale de la section au niveau des bifurcations, ainsi que l'existence d'une sténose très serrée entre les points placés à $4mm$ et à $16mm$. Des marqueurs de couleur ont été ajoutés sur la représentation de la surface reconstruite lorsque la section est inférieure à $10mm^2$, de façon à mettre en évidence le rétrécissement. Si les sections rétrécies et normales sont comparées, une sténose de 82% est estimée. (tableau 7.3).

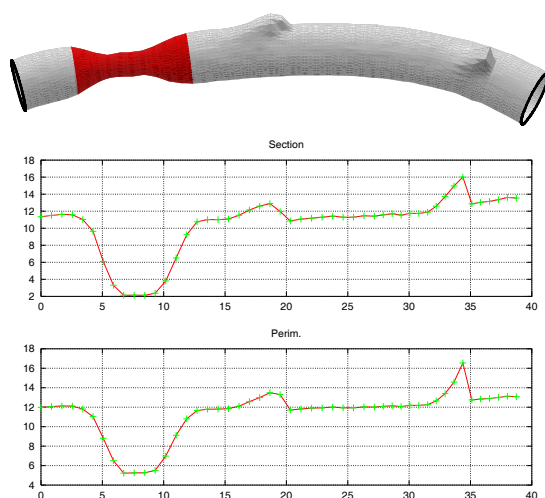


FIG. 7.18: Evolution de la section (mm^2) et du périmètre (mm) de la surface interne du fantôme calculés à partir de l'information par sections extraite par navigation exploratoire virtuelle.

	Périmètre (mm)	Section (mm^2)	Longueur (mm)
Ref 1	12,05	11,48	4,02
Section sténosée	5,08	2,010	7,97
Ref 2	11,96	11,28	16,63

TAB. 7.3: Mesures de la sténose du fantôme.

7.2.2 Facteur de Circularité

Dans certains types de lésion ou dans les zones de bifurcation, la forme tubulaire idéale disparaît et les sections évoluent vers des formes plutôt élargies ou étoilées. Une grandeur qui pourrait permettre de détecter ce changement de forme est le facteur de circularité (C), qui établit la relation entre le Périmètre (P) et l'Aire d'une section (A) comme suit :

$$C = 4\pi \frac{A}{P^2} \quad (7.4)$$

Il sert à quantifier le degré de circularité d'un contour fermé. Pour un cercle parfait, on a un facteur de circularité égal à 1. Dans le cas contraire, le facteur de circularité est inférieur à 1. Nous avons choisi de représenter le descripteur $\overline{C} = 1 - C$, soit la non-circularité, afin de faciliter l'interprétation visuelle. De cette façon les valeurs élevées mettent en évidence des variations morphologiques de la forme circulaire. La figure 7.19 montre l'évolution de \overline{C} pour le fantôme. On constate que lors du passage du capteur par les zones de bifurcation, \overline{C} augmente, témoignant d'un changement dans la forme tubulaire de la section.

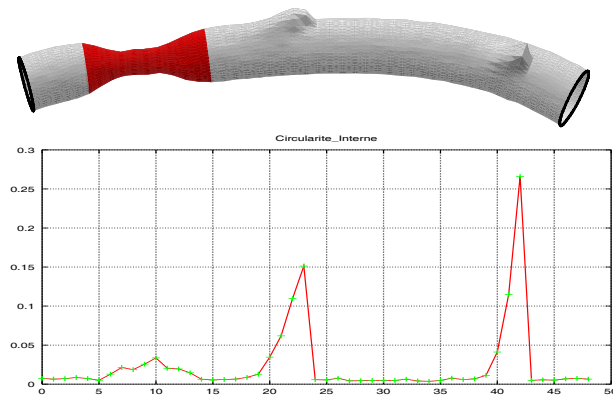


FIG. 7.19: Évolution de \overline{C} le long de la trajectoire pour la surface du fantôme.

Ce paramètre est plus sensible à certaines variations que le périmètre ou l'aire de la section dans les structures anatomiques réelles. Dans la carotide, par exemple (figure 7.20), les courbes de section et de périmètre montrent des changements importants de la lumière, mais la présence de petites bifurcations est seulement rehaussée par le facteur de circularité.

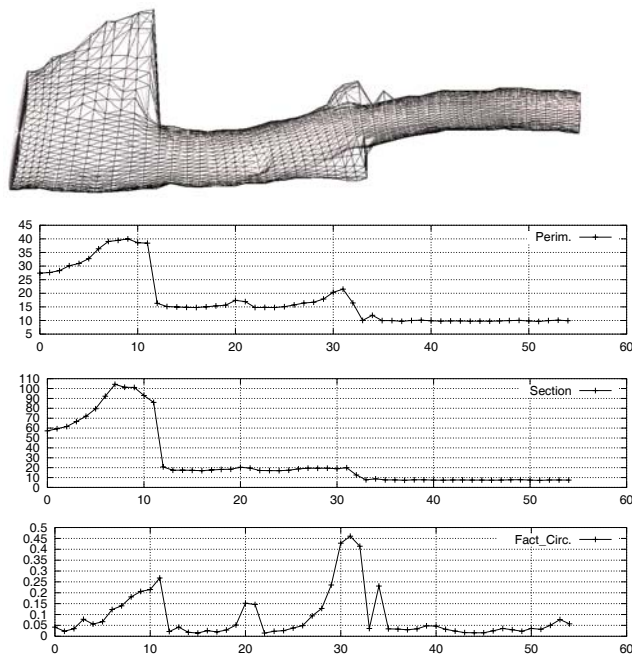


FIG. 7.20: Evolution du périmètre (mm), de la section (mm^2) et du \overline{C} , d'une artère carotide.

D'autres exemples sur des données patient de sténose apparaissent sur les figures 7.21 et 7.22.

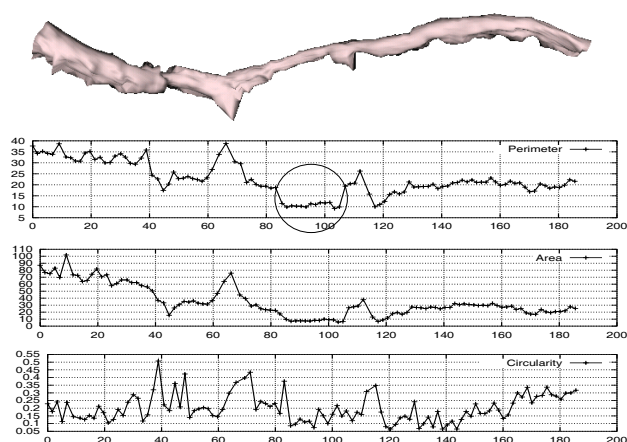


FIG. 7.21: Evolution du périmètre (mm), de la section (mm^2) et du \bar{C} , d'une artère fémorale. La zone sténosée est encerclée sur la courbe.

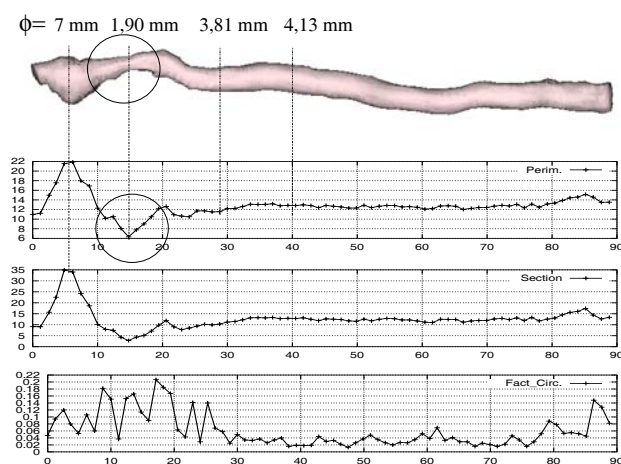


FIG. 7.22: Evolution du périmètre (mm), de la section (mm^2) et du \bar{C} d'une artère carotide.

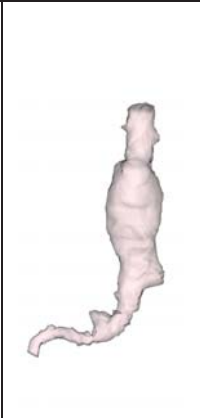
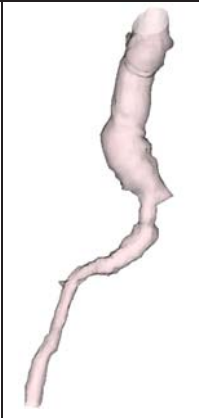
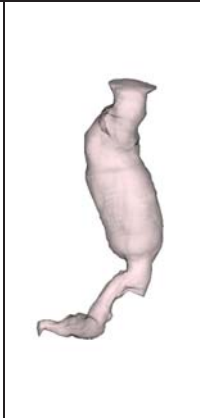
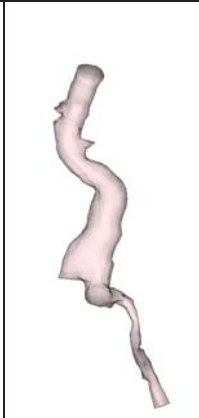
Dans ce dernier exemple, le pourcentage de sténose a été estimé par le rapport du diamètre de la lumière de la région la plus rétrécie sur le diamètre de la lumière du segment sain, déterminés sur la courbe de périmètre. Pour cette structure, un score de 78% de sténose a été trouvé.

7.2.3 Tortuosité

La tortuosité des artères est un paramètre qui ne peut être mesuré sur les images d'angiographie 2D utilisées en routine clinique. Il s'agit pourtant d'un paramètre très important qui sert à évaluer les difficultés d'accès aux lésions (sténoses, AAA) par voie endovasculaire. Dans le cas de l'exclusion des AAA par pose d'endoprothèse par exemple, il a été montré que le risque de dissection des artères iliaques augmente avec l'indice de tortuosité [Wolf01].

Cependant, il n'y a pas d'unanimité dans la façon de mesurer cet indice sur les données. Il peut être directement corrélé à l'amplitude de la courbure de la ligne centrale du vaisseau [Till01] ou au nombre de changements d'orientation de celle-ci. Bullitt et al. [Bull03] identifient trois types de tortuosité, mesurées à partir d'une trajectoire : i) des longues courbes sinueuses, ii) des trajectoires de direction très changeante, représentant une tortuosité de "haute fréquence" et iii) des trajectoires enroulées ou formant des anneaux de petite amplitude. Trois types de métriques de tortuosité sont par ailleurs établies : i) le rapport de distances, ii) le rapport de distances pondéré par le nombre de points d'inflexion, et iii) la somme des angles.

La métrique de distance est la mesure la plus utilisée pour évaluer la tortuosité. Il s'agit du rapport de la longueur réelle d'une ligne centrale sur la distance linéaire entre les premier et dernier points : $T1 = \frac{L}{\|P_0 - P_K\|}$. Elle est très simple à calculer mais ne reflète pas les changements abruptes d'orientation. Afin de mettre en évidence cette tortuosité de "haute fréquence", il est possible de compter le nombre de points d'inflexion de la trajectoire et de le multiplier par $T1$. Cette mesure est plus sensible à des courbes qui oscillent. Enfin, la somme des angles consiste à intégrer la courbure et à la normaliser par la longueur totale. La courbure est donnée en terme d'angles entre points consécutifs de la ligne centrale.

				
	<i>I11</i>	<i>I12</i>	<i>I13</i>	<i>I14</i>
Longueur artère iliaque	124,14	195,47	135,60	191,84
$\ P_0 - P_R\ $	86,23	166,29	106,85	124,86
$T1$ - Mesure de distance	1,43	1,17	1,27	1,53
Points d'inflexion	12,11	15,05	7,65	12,64
Somme des angles	0,6743	0,4096	0,3465	0,1734

TAB. 7.4: Différentes mesures de tortuosité des iliaques sur quatre exemples de AAA (artères *I11* à *I14*).

Les indices de tortuosité de plusieurs artères iliaques ont été mesurés à partir des trajectoires extraites par navigation sur 4 bases de données d'AAA et de deux points déterminés interactivement pour limiter l'artère iliaque (Figure 7.4). La métrique $T1$ semble être un bon descripteur de la tortuosité dans les lésions aortiques. On peut apprécier la forte courbure de la structure *I14* présentant la valeur de $T1$ la plus élevée sous plusieurs points de vue (figure 7.23).

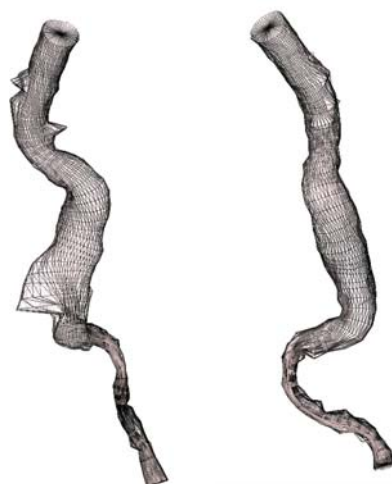


FIG. 7.23: Deux vues de la structure anatomique $II4$ avec une tortuosité $T1$ très élevée (1,53).

7.2.4 Parallélisme de la paroi

La perte de parallélisme de la paroi est un des éléments qui définissent la présence d'un AAA (cf. Section 1.3). Cette modification morphologique apparaît également en présence d'une sténose et dans les zones de bifurcation (figure 7.24). Le capteur dispose pendant la navigation de tous les éléments pour la mesurer autour d'une section, donnée en terme de vecteurs normaux à la surface endoluminale détectée. Lorsqu'un point de surface est détecté dans le processus de lancer de rayons, le calcul du vecteur gradient par interpolation tri-linéaire sur les valeurs de huit voxels voisins, indique la direction de la normale à la surface en ce point. Dans les structures vasculaires sans pathologies, les normales à la surface sont quasiment perpendiculaires à l'axe optique du capteur (parallélisme du vaisseau sous l'hypothèse de structure tubulaire). En conséquence elle peut être mesurée indirectement par rapport à ϕ , l'angle que forment l'axe du capteur V_k et le vecteur normal à la surface, \vec{n} .

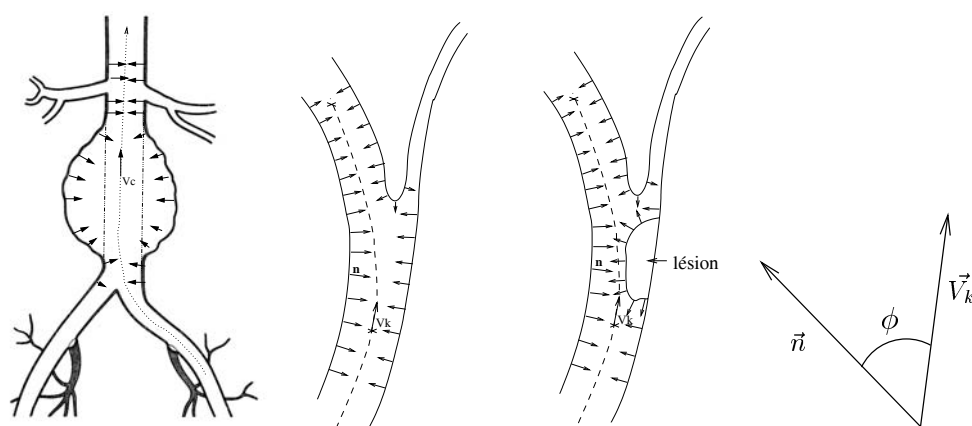


FIG. 7.24: Perte de parallélisme de la paroi dans les lésions type a) anévrisme, b) dans les zones de bifurcation ou en présence d'une sténose. c) Calcul de ϕ .

Une mesure quantitative du parallélisme de la paroi qui est donné donc par l'angle ϕ formé entre le vecteur d'orientation du capteur (\vec{V}_k) suivant la trajectoire et le vecteur normal à la surface \vec{n} , est donnée par :

$$\vec{V}_k \cdot \vec{n} = \|\vec{V}_k\| \cdot \|\vec{n}\| \cdot \cos\phi \quad (7.5)$$

Des images d'endoscopie modifiées représentant les valeurs de $\cos\phi$ dans le plan image ont été construites afin d'illustrer l'importance de ce changement en présence de bifurcations ou de calcifications. Sur ces images d'endoscopie, les régions les plus lumineuses correspondent à des zones non-parallèles à l'axe optique du capteur. La figure 7.25 utilise un volume de synthèse d'une sphère incrustée à l'intérieur d'un cylindre. Sur l'image endoscopique la surface interne du cylindre, parallèle à l'axe du capteur apparaît en noir. En revanche, la surface de la sphère étant perpendiculaire apparaît plus lumineuse. La figure 7.26 représente une navigation à l'intérieur d'une artère carotide en présence de calcifications, qui sont mises en évidence ainsi que les zones de bifurcation.

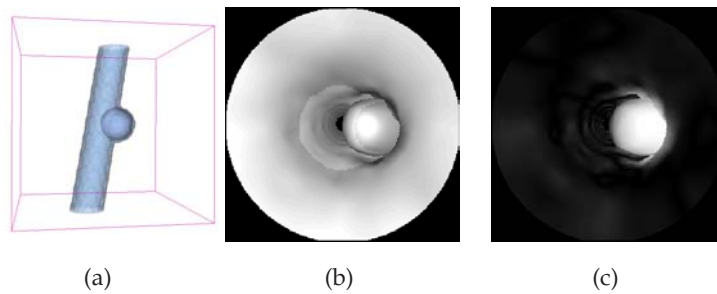


FIG. 7.25: Navigation à l'intérieur d'un volume de synthèse. a) Représentation seuillée des éléments du volume, b) image d'endoscopie virtuelle classique et c) représentation de $\cos\phi$.

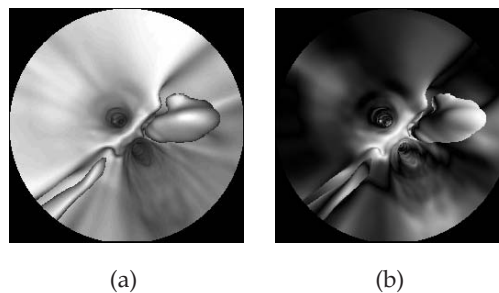


FIG. 7.26: Navigation à l'intérieur d'un volume TDM d'une artère carotide en présence de calcifications. a) Image d'endoscopie classique. b) représentation de l'orientation de la surface en terme de $\cos\phi$.

Les variations morphologiques dues à la bifurcation ne sont pas les mêmes lorsqu'une sténose ou un anévrisme apparaissent. Le nombre de normales qui indiquent la perte de parallélisme change dans les deux cas. Pour cette raison, une métrique différente est utilisée

et discutée sur quelques exemples en utilisant des estimateurs statistiques simples, à savoir la moyenne (\bar{x}_k), la déviation moyenne ($ADev_k$), la médiane (med_k) et l'entropie (h_k). Ils sont calculés sur la distribution des vecteurs d'orientation ($\cos\phi_{jk}$ par section ($j = 1, \dots, 48$ par position), le long de la trajectoire. On retrouve des changements significatifs dans la valeur de ces estimateurs lorsque l'on traverse des bifurcations. Même résultat dans le cas des anévrismes, où le collet aortique, la fin du sac anévrisimal et les bifurcations aortoiliaques et rénales sont mis en évidence. La déviation moyenne et l'entropie représentent plutôt l'uniformité de $\cos\phi_{jk}$, Moins la distribution est uniforme, plus l'entropie est élevée. La déviation moyenne est une mesure de la dispersion des valeurs (existence de plusieurs maxima locaux dans la courbe de distribution). Ces deux indicateurs peuvent être utiles pour différencier des changements morphologiques provenant d'une bifurcation ou d'une sténose. En effet, la présence d'une bifurcation entraîne la perte de parallélisme du vaisseau, mais dans une proportion moindre que dans le cas d'une sténose (figure 7.27)(en général, car ce n'est pas le cas pour les petites lésions).

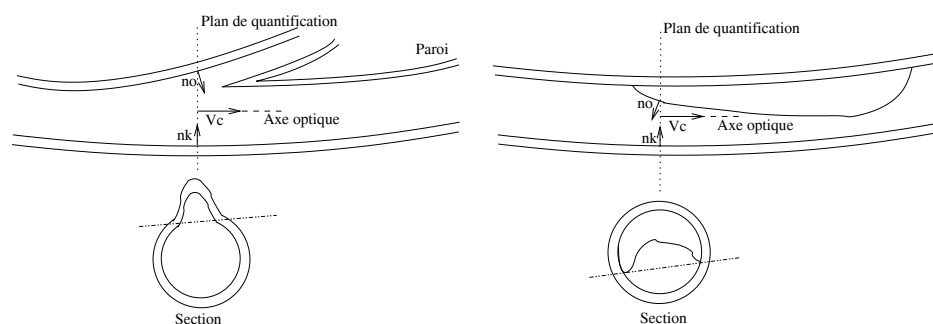


FIG. 7.27: Différences morphologiques dans la section lors de l'apparition d'une bifurcation et lors de l'apparition d'une sténose.

Ces changements vont se refléter dans la valeur de moyenne et médiane plus élevées dans le cas de sténose, et la déviation moyenne et l'entropie plus élevées dans le cas de bifurcations, comme on peut le constater pour le fantôme (Figure 7.28). Les résultats de la figure 7.28 montrent pour le fantôme, une artère carotide et un AAA, la variation des estimateurs de $\cos\phi_j$ pour chacune des sections. La valeur de $\cos\phi$ a été rapportée à la représentation surfacique, où le codage en couleur met en évidence les zones les plus importantes de perte de parallélisme de la structure (près de la zone rétrécie, et des bifurcations). Sur le fantôme, par exemple, l'évolution de la moyenne montre bien le début et la fin de la lésion, permettant de mesurer simplement l'étendue de celle-ci.

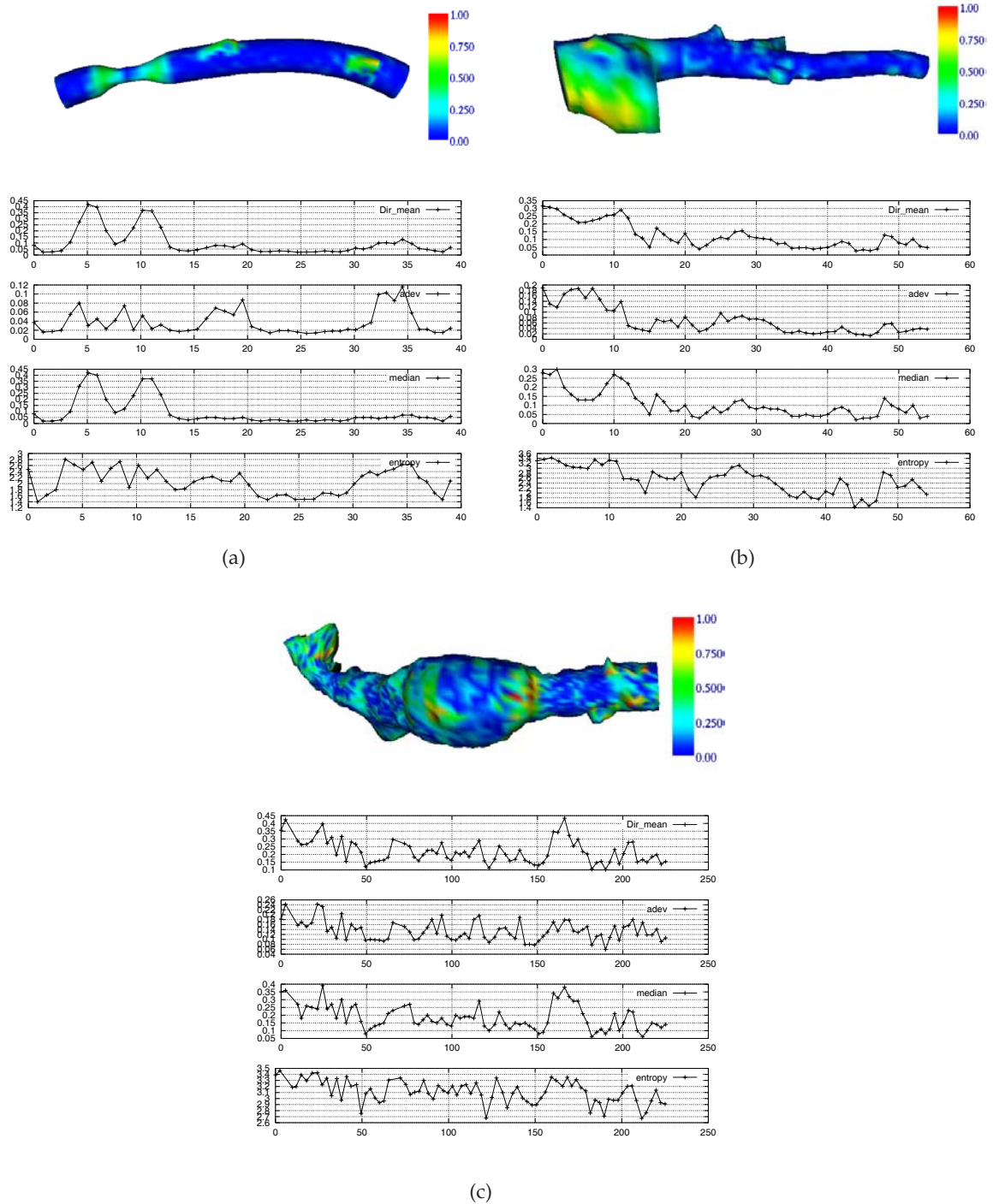
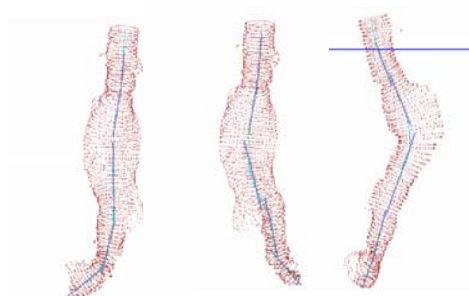


FIG. 7.28: Évolution des estimateurs statistiques de $\cos\phi$ le long de la trajectoire pour trois structures différentes a) Fantôme, b) artère carotide, c) anévrisme de l'aorte abdominale, où Dir_mean = moyenne (\bar{x}_k), $adev$ = déviation moyenne ($ADev_k$), $median$ = la médiane (med_k) et $entropy$ correspond à l'entropie (h_k).

7.2.5 Angulation

Dans les structures aortoiliaques, la mesure d'angulation entre les artères iliaques et l'aorte, et entre le thrombus et le collet aortique est un élément déterminant des interventions endovasculaires, des fortes angulations pouvant rendre la mise en place de la prothèse difficile. Les angles des artères iliaques, par rapport à l'axe de l'aorte sont déterminés sur la base de la trajectoire de la navigation exploratoire virtuelle. Une régression linéaire à partir des points répartis sur la trajectoire nous permet de l'approximer par des segments de droite à partir desquels les mesures d'angles sont effectuées. Dans l'exemple de la figure 7.29, les iliaques et l'aorte infra-rénale ont été divisées manuellement en deux segments chacune. Une forte angulation peut être appréciée au niveau de la lésion (thrombus) entre le collet aortique inférieur et le collet aortique sous-rénal (46°). Les résultats de ce calcul apparaissent dans le tableau. On constate la forte angulation des iliaques dans le premier segment de trajectoire (26.02° pour l'iliaque gauche et 36.70° pour l'iliaque droite), et une angulation faible au niveau de la bifurcation aorto-iliaque. Un collet aortique formant un angle de plus de 60° risque de favoriser une ou plusieurs endofuites, tandis qu'une forte angulation aorto-iliaque peut accroître les difficultés de déploiement du dispositif.



	Élément	Angle °
1	Il G. 1er. seg.	26.02
2	Il D. 1er. seg	36.70
3	Il G.- Collet	7.74
4	Il D. - Collet	15.46
5	Collet (Thrombus)	46.18
6	Thrombus - Collet sous-rénal	4.68

FIG. 7.29: Approximation de la trajectoire par des droites pour calculer l'angulation.

7.3 Analyse pariétale

L'analyse pariétale est un élément important dans la caractérisation de structures vasculaires. Dans le traitement des AAA, par exemple, elle détermine l'accès et les zones de fixation de l'endoprothèse. L'étude de la qualité pariétale des collets aortiques et des artères iliaques permet de prévoir les risques d'embolies distales et de migration ou de détérioration de l'endoprothèse. Des parois trop calcifiées ou comportant du thrombus favorisent l'apparition de ces complications. Dans le contexte de notre travail, l'objectif n'est pas d'envisager une caractérisation complète de la paroi, mais plutôt de profiter des capacités du

capteur virtuel étendu pour mettre en évidence des informations qui peuvent être facilement extraites. L'intérêt est de pouvoir enrichir le maillage surfacique d'une information sur la nature de la paroi (analyse en surface), ou de réaliser une analyse simple, par lancer de rayons, qui mette en évidence ce qui est au-delà de la paroi.

La figure 7.30 illustre le premier aspect sur deux exemples de lésion : une artère fémorale sténosée avec des rétrécissements à plusieurs niveaux, du fait de la présence de plaques d'hyperplasie et de plaques calcifiées, et un anévrisme aortique, où la présence de calcifications est identifiée au niveau de la bifurcation aortoiliaque et des artères rénales. La couleur jaune et la couleur bleue représentent respectivement les régions de densité élevée (calcifications) et de basse densité (plaques molles). Les estimateurs statistiques (moyenne, déviation moyenne, médiane, et entropie) sont aussi calculés par section et montrés sur les courbes.

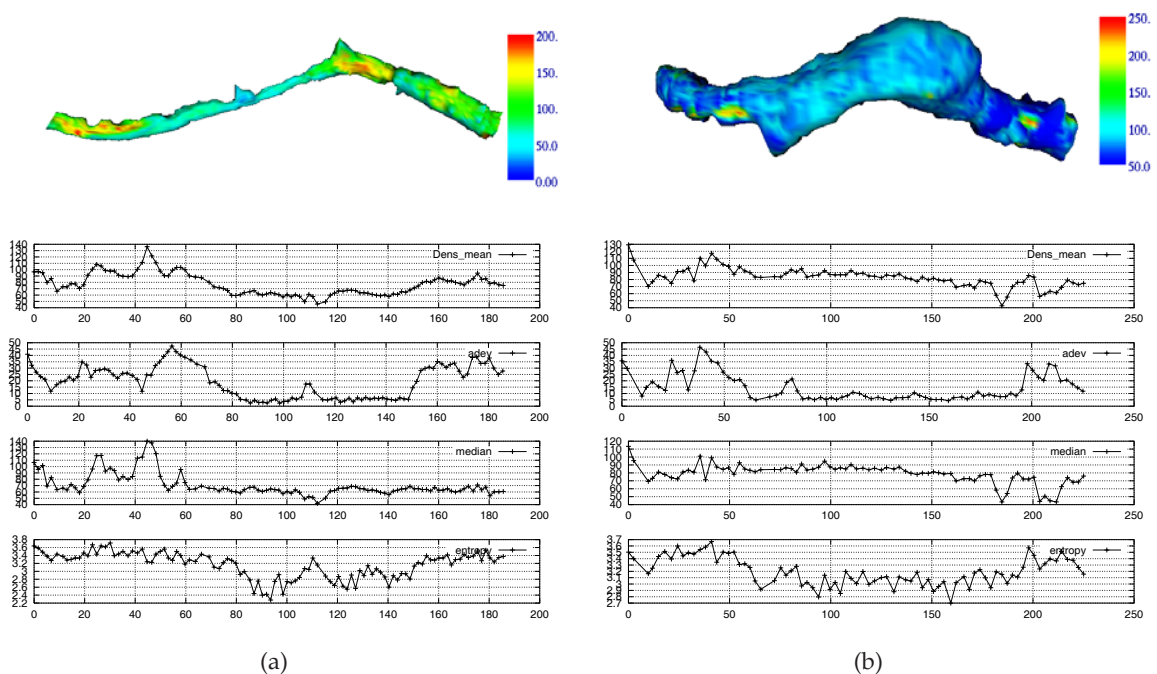


FIG. 7.30: Évolution de la densité de paroi le long de la trajectoire. a) Artère fémorale sténosée et b) anévrisme de l'aorte abdominale.

Par ailleurs, il est possible d'analyser le volume au-delà du point délimitant la surface endoluminale en utilisant la géométrie des rayons. Cette information de densité au-delà de la paroi est également représentable sous forme de moyenne sur la surface extraite. Nous montrons un exemple utilisant une distance d'un voxel après la paroi, avec un sur-échantillonnage d'une dixième de voxel (figure 7.31). Sur cette figure, la surface extraite et la région d'exploration (ROI) apparaissent superposées (figure 7.31 a,b). La valeur de la moyenne de densité en profondeur est rapportée à la représentation de la surface et apparaît codée en couleurs (figure 7.31 c,d). Elle peut être comparée à la densité mesurée en surface par les points détectés.

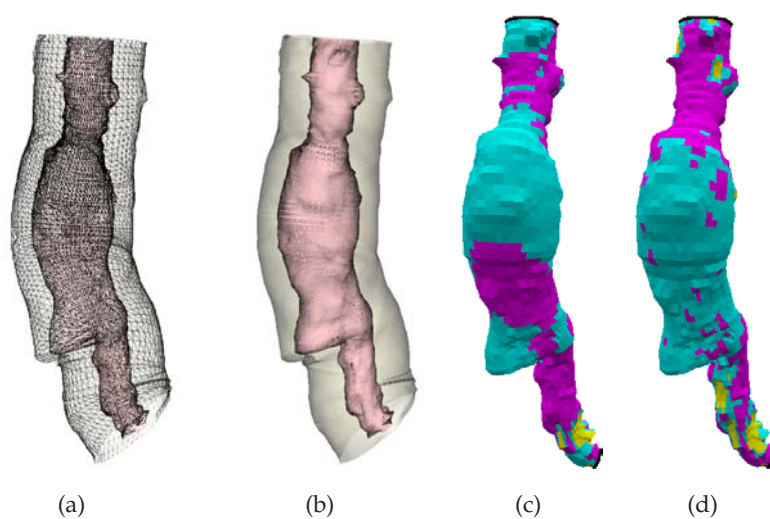


FIG. 7.31: a,b) ROI et surface extraites au cours de la navigation suivant l'axe de déplacement du capteur. La ROI indique la distance maximale des rayons. c) Représentation de la densité en profondeur (+1voxel) reportée sur la surface détectée. d) Représentation de la densité en surface.

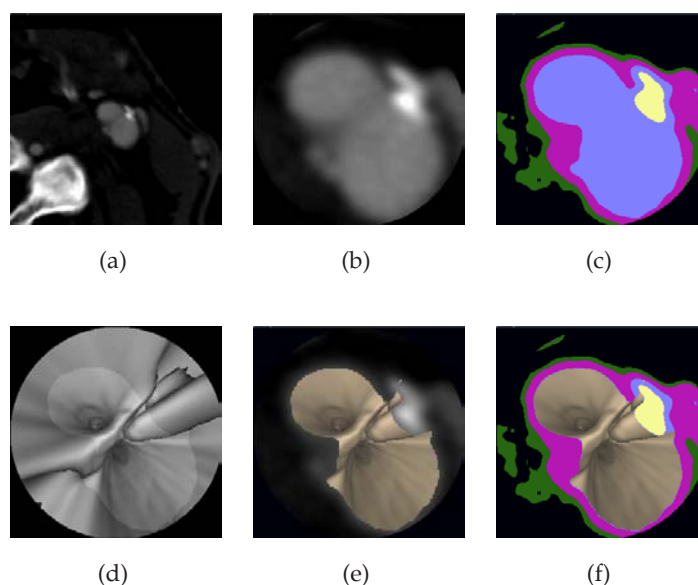


FIG. 7.32: Combinaison de coupe TDM reformatée avec l'image endoscopique virtuelle sur une artère carotide sténosée. a,b) coupes reformatées, c) segmentation par croissance de régions, d) image d'endoscopie virtuelle, e,f) combinaison des deux.

Les images reformatées avec des images endoscopiques, combinées grâce à l'extension des propriétés de visualisation du capteur (cf. Section 6.2.1) peuvent aussi être enrichies par une analyse de la paroi. Une segmentation par croissance de régions classique [Cocq95] est effectuée sur les coupes reformatées, en utilisant la densité comme critère de sélection, sur la

base des unités Hounsfield. Deux exemples, pour deux structures différentes apparaissent sur la figure 7.32 pour une artère carotide sténosée, et sur la figure 7.33 pour une artère fémorale.

Dans chaque cas, une coupe reformatée perpendiculaire au capteur est extraite (a,b) puis segmentée par croissance des régions (c). L'image est ensuite combinée avec les vues endoscopiques virtuelles (d,e), où l'information des régions au-delà de la paroi est mise en évidence (f). Les régions sont codées avec des couleurs différentes : densité élevée (jaune), qui correspondrait aux plaques calcifiées, densité moyennes (bleue et rouge) et densité très faible (vert et noire).

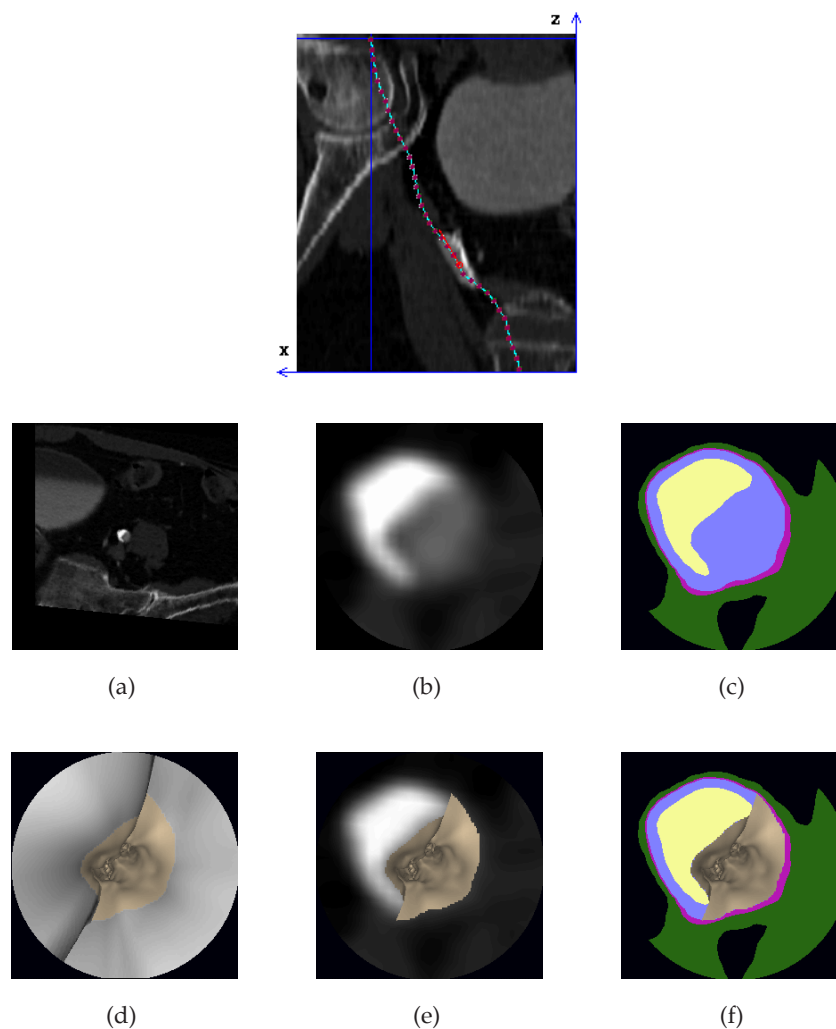


FIG. 7.33: Combinaison de coupe TDM reformatée avec l'image endoscopique virtuelle, lorsque le capteur virtuel traverse une zone sténosée avec des plaques calcifiées dans une artère fémorale. a) Trajectoire suivie par le capteur, b,c) coupes reformatées, d) segmentation par croissance de régions, e) image d'endoscopie virtuelle, f,g) combinaison des deux.

7.4 Bilan

La méthodologie mise en œuvre de description des données patient, permet d'exploiter le contenu de l'information volumique extraite par navigation exploratoire virtuelle. Elle inclut la représentation géométrique et la trajectoire, qui peuvent être utilisées de plusieurs façons pour calculer des paramètres quantitatifs à utiliser dans une étape d'analyse pour le planning.

Une des principales difficultés dans la construction d'un maillage de la structure complète est la présence de bifurcations, qui a été résolue ici en faisant la fusion de plusieurs maillages, correspondants à des surfaces extraites en navigations différentes. Les deux méthodes de fusion de maillages implémentées peuvent être utilisées indistinctement selon l'application. Dans notre perspective, nous privilégions l'utilisation de la deuxième méthode (calcul d'intersections) qui est plus rapide et précise. Le problème principal de la première méthode est le choix d'une grille d'échantillonnage adéquate qui préserve la précision de la segmentation.

Le calcul de paramètres quantitatifs de la structure et de la lésion doit fournir l'information la plus précise et pertinente servant à la prise de décisions avant l'intervention. En routine clinique, ces paramètres tels que la longueur ou le diamètre sont principalement géométriques. Cependant, pendant le processus de décision, l'expert est amené à confronter qualitativement d'autres informations afin de guider la construction de la stratégie opératoire. Il construit mentalement une idée de la qualité pariétale, ou de la tortuosité, visibles sur les images, afin d'évaluer le risque de l'intervention. Des nouveaux paramètres issus de l'exploration virtuelle de l'image préopératoire sont proposés afin d'enrichir les critères de décision. Ils traduisent la forme de la structure (*morphologie*) et la composition de la paroi (*densité*). Ils n'ont pas encore été validés comme critère de décision, mais des études récentes ont montré que la tortuosité par exemple est un élément déterminant dans le succès de la pose d'endoprothèses aortiques. Elle est d'ailleurs plus riche que la simple information d'angulation.

Le but de la représentation de l'information choisie est d'enrichir d'une part le maillage et, d'autre part, la vue endoscopique afin qu'elle puisse être traduite en terme d'élément de décision dans le planning. Une validation plus rigoureuse de quelques uns de ces paramètres est envisagée dans le prochain chapitre.

Chapitre 8

Évaluation de la méthodologie

L'évaluation quantitative des méthodes implémentées requiert l'utilisation d'une référence quantifiable, qui permette de comparer nos résultats à ceux obtenus par d'autres moyens d'observation. Cette référence peut être donnée par des analyses histologiques ou par des mesures effectuées par différents observateurs. La description géométrique issue de la navigation exploratoire virtuelle peut ainsi être validée au regard d'éléments nécessaires au planning, soit des caractéristiques géométriques des structures vasculaires en présence de plusieurs types de lésion.

Cette évaluation a été réalisée suivant deux protocoles. D'une part, un modèle animal de resténose a permis de valider la description de lésions de type sténose. Dans ce cadre, une étude comparative a été effectuée entre les résultats de la navigation interactive dans des données volumiques TDM, ceux d'une analyse histologique et ceux d'une analyse des coupes réformatées. D'autre part, des données patient ont été utilisées dans le cadre du dimensionnement des endoprothèses aortiques. Les résultats de la description géométrique obtenus par navigation active ont alors été comparés avec des analyses faites par deux experts dans les conditions cliniques d'utilisation.

8.1 Évaluation sur modèle animal

Le modèle animal de resténose hyperplasique¹ a permis de créer des lésions de différents degrés sur cinq brebis. La brebis a été choisie en raison d'une taille d'artères et d'un système de coagulation semblables à celle de l'homme ainsi que de sa capacité à réagir aux traumatismes artériels par de l'hyperplasie myointimale. De plus, l'artère fémorale facilement accessible à la palpation autorise un traitement par voie endovasculaire.

Deux éléments essentiels de la description géométrique peuvent être mesurés et comparés par analyse histologique : l'évolution de la lumière interne et la longueur d'une pièce anatomique. La difficulté de ce type d'analyse réside dans l'apparition de modifications structurelles et morphologiques des pièces anatomiques entre le moment de l'euthanasie et le moment de la mesure. Elles peuvent subir notamment un aplatissement dû au comportement naturel des tissus *post-mortem* et un rétrécissement dû aux agents chimiques tels que le formol. L'analyse des mesures relatives permet d'éliminer les possibles biais liés à ces phénomènes. De ce fait, l'évaluation porte ici sur la détermination du degré de sténose, calculé

¹Le modèle animal a été créé dans le cadre d'un DEA de Sciences Chirurgicales [Mois01].

comme le rapport entre la lumière de la zone la plus serrée et la lumière dans une zone saine. La mesure de la lumière peut être donnée par le diamètre, par le périmètre ou par la surface endoluminale. La mesure obtenue par la surface est plus précise que la mesure obtenue par le diamètre, mais l'aplatissement subi par les artères rend difficile sa détermination réelle sur des coupes histologiques. Le périmètre est moins variable après la déformation et peut être utilisé pour déduire la mesure de surface si on considère un disque équivalent. En conséquence, l'analyse comparative de sténose a porté sur le périmètre, à partir duquel les surfaces sont calculées :

$$Surface = \frac{P^2}{4\pi} \quad (8.1)$$

Le pourcentage de sténose a donc été établi en calculant le rapport entre la surface de la lumière du segment sténosé ($Surface_{st}$) et la surface de la lumière du segment sain ($Surface_{sa}$) :

$$\%St = \left(1 - \frac{Surface_{st}}{Surface_{sa}}\right) \times 100 \quad (8.2)$$

L'analyse histologique constitue la mesure de référence, qui est comparée aux mesures effectuées manuellement sur des coupes TDM reformatées et aux résultats issus de l'analyse par navigation exploratoire virtuelle. Le détail du protocole d'évaluation et les résultats sont illustrés dans la suite (figure 8.1).

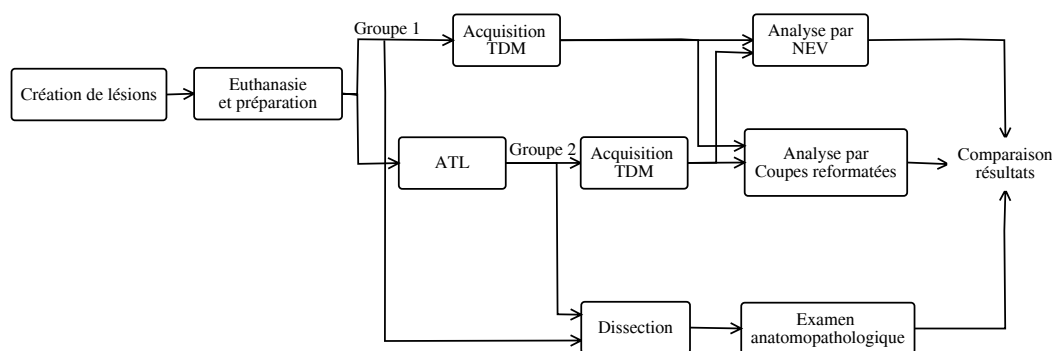


FIG. 8.1: Protocole d'évaluation de la description de structures vasculaires par navigation exploratoire virtuelle.

8.1.1 Conditions d'observation : acquisition de données et dissection

Dix sténoses aorto-iliaques hyperplasiées ont été produites après un double traumatisme intra-artériel sur les brebis. Le double traumatisme a été réalisé afin de mieux se rapprocher de la resténose développée sur une artère préalablement pathologique. Après la création de la lésion, les brebis ont été euthanasiées et des dissections ont été soigneusement faites dans le but de manipuler plus facilement les pièces anatomiques, laissant accessible l'aorte thoracique et les artères fémorales. Ceci a permis d'installer un circuit d'irrigation continu garantissant le flux de produit de contraste pendant l'acquisition tomographique (figure 8.2).

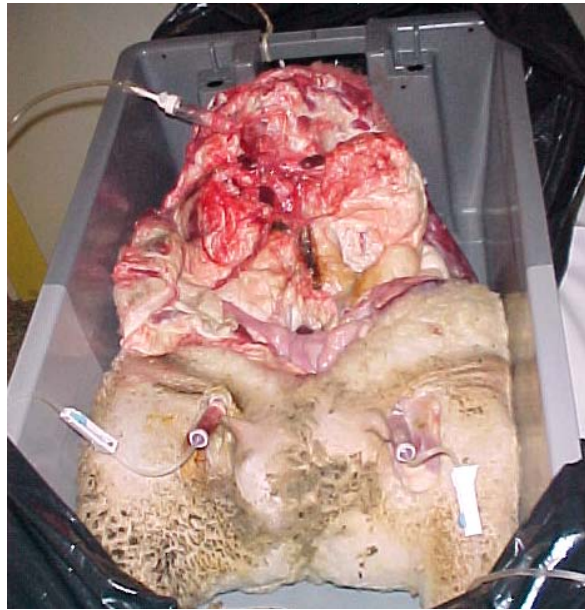


FIG. 8.2: Installation pour acquisitions TDM.

Avant l'acquisition TDM, une artériographie de contrôle a été réalisée afin de repérer le niveau de la sténose et de déterminer une région d'intérêt pour l'acquisition (il s'étendait de la bifurcation fémorale à la bifurcation aortique). Deux populations d'observation ont été créées pour lesquelles des acquisitions TDM ont été réalisées, donnant lieu à des coupes de 3 mm d'épaisseur, reconstruites tous les mm (figure 8.3). La première population (*groupe 1*) est constituée d'artères présentant des sténoses, la deuxième population (*groupe 2*) a été créée afin d'étudier l'aspect des artères après une procédure d'angioplastie (ATL). Au niveau de l'artère la plus sténosée, une ATL a été réalisée de façon classique : mise en place d'un guide sous scopie, angioplastie par ballonnet de 7 mm de diamètre (correspondant au diamètre de l'artère) et 4 cm de longueur.

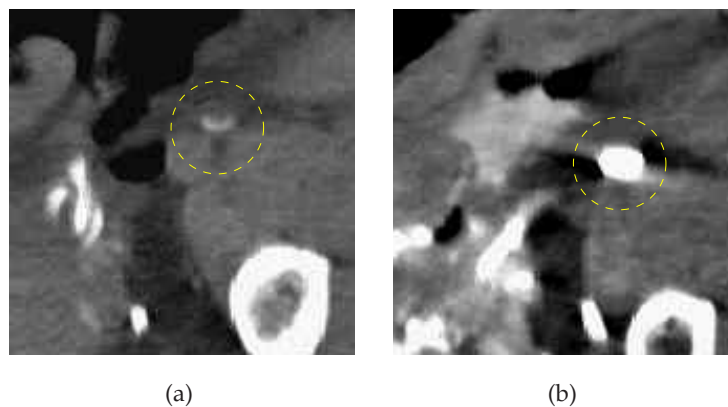


FIG. 8.3: Coupes TDM acquises sur une pièce anatomique, a) avant l'angioplastie et b) après l'angioplastie.

Les pièces anatomiques et les volumes image associés ont été identifiés par un nombre suivi d'une lettre pour différencier l'artère droite (R) de la gauche (L) (tableau 8.1).

	1R	1L	2R	2L	3R	3L	4R	4L	5R	5L
ATL	x	x	x		x					
Groupe	2	2	2	1	2	1	1	1	1	1

TAB. 8.1: Classification des pièces anatomiques et volumes image pour l'analyse (groupe 1 : lésion originale, groupe 2 : artères après ATL).

Après l'acquisition, les artères iliaques ont été prélevées pour un analyse anatomopathologique (figure 8.4). Elles ont été mesurées (longueur et diamètre) puis photographiées, et la lésion repérée à la palpation par un expert.

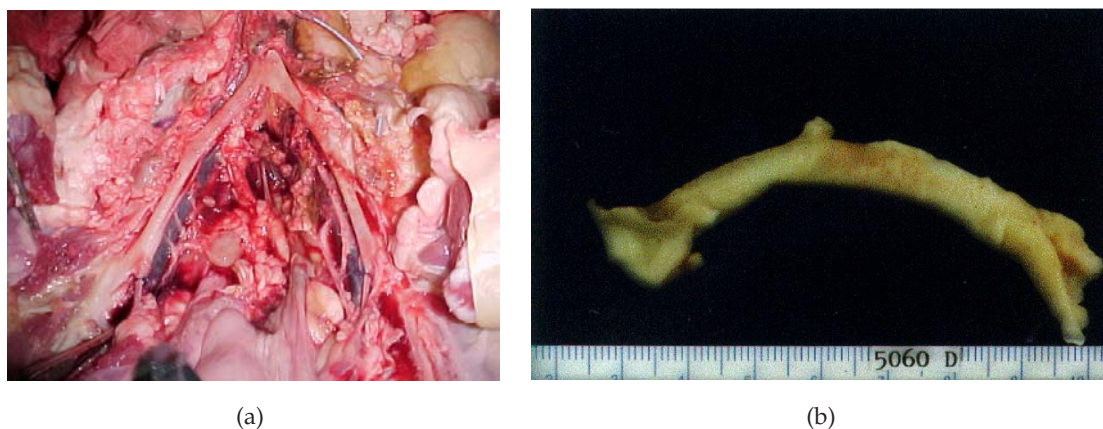


FIG. 8.4: a) Prélèvement des artères iliaques. b) Aspect macroscopique de l'artère extraite.

8.1.2 Analyse comparative

8.1.2.1 Mesure de référence - analyse histologique

Des dissections transversales, perpendiculaires à l'axe longitudinal de l'artère ont été réalisées tous les 5mm au bistouri lame froide et examinés macroscopiquement (figure 8.5). Des coupes de trois microns d'épaisseur ont ensuite été extraites, en gardant une seule coupe de référence par section pour l'analyse anatomopathologique (figure 8.6). Les coupes retenues ont été numérotées à partir de la bifurcation fémorale et préparées pour la lecture avec une coloration par orceïne². Ensuite elles ont été photographiées et analysées quantitativement manuellement.

²L'orceïne est un colorant signalétique des fibres élastiques dans les coupes histologiques.



FIG. 8.5: Étalement des sections d'artère (tous les 5 mm).

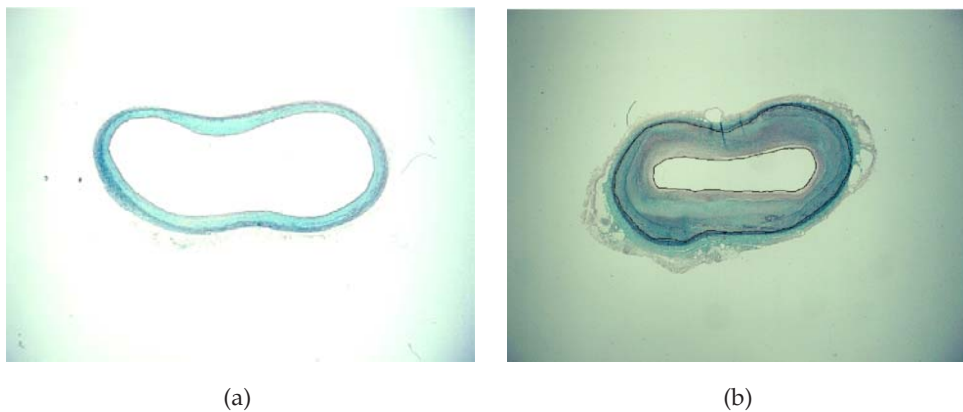


FIG. 8.6: Coupes de 3 microns d'épaisseur utilisées pour l'analyse histologique. a) Sur une zone saine et b) sur une zone sténosée.

8.1.2.2 Analyse par navigation exploratoire virtuelle

Dans cette étude, les trajectoires de navigation ont été définies de manière interactive (quelques points de passage sont fixés à l'intérieur de la structure vasculaire, puis des opérations de centrage et d'interpolation par fonctions splines cubiques permettent de calculer la trajectoire) (cf. section 6.3.1). Des maillages de la surface interne du vaisseau décrivant la morphologie de la sténose ont été construits (figure 8.7), ainsi que des courbes donnant le périmètre le long de la trajectoire.

Afin d'établir une correspondance avec les coupes histologiques, la bifurcation fémorale a été repérée sur la courbe de périmètre. À partir de cette courbe sont identifiées la coupe de référence et la coupe de rétrécissement maximum pour le calcul de sténose et, le début et la fin de la lésion pour le calcul de longueur.

La figure 8.8 montre pour le cas 4L les points de début et fin de sténose (L1, L2), ainsi que la position de la coupe de référence (ref) et celle du rétrécissement maximum (Lt). La longueur est calculée entre les points L1 et L2. Le facteur de circularité semble efficace dans l'identification de bifurcations mais seulement est modifié dans certains cas dans les zones de lésion.

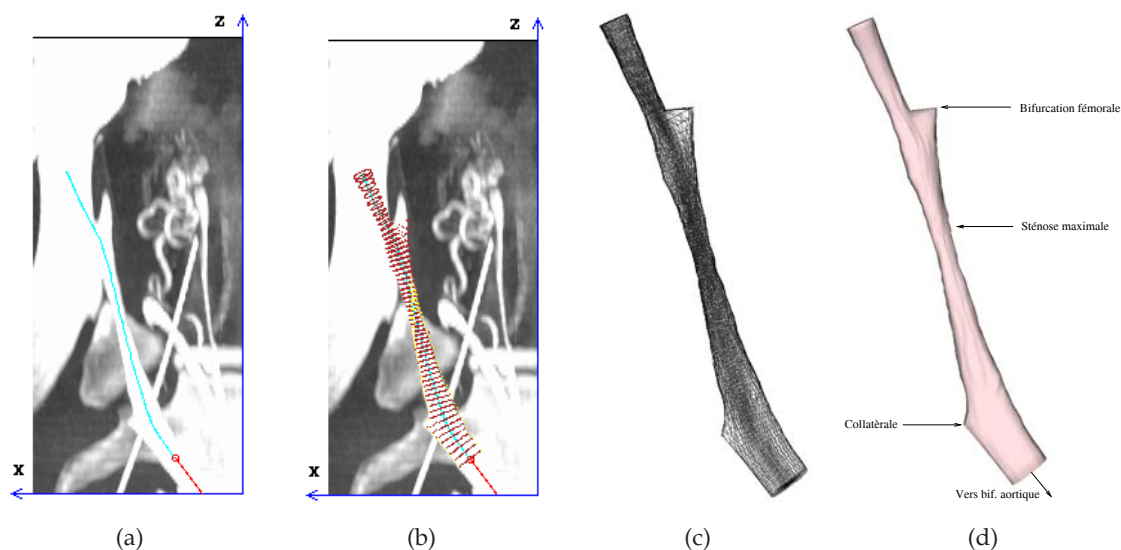


FIG. 8.7: Extraction d'une artère iliaque (4L) par navigation exploratoire virtuelle. a) Trajectoire suivie par le capteur, b) superposition de surface détectée sur une représentation MIP des données dans le plan xz . c,d) Représentation par maillages de la surface extraite.

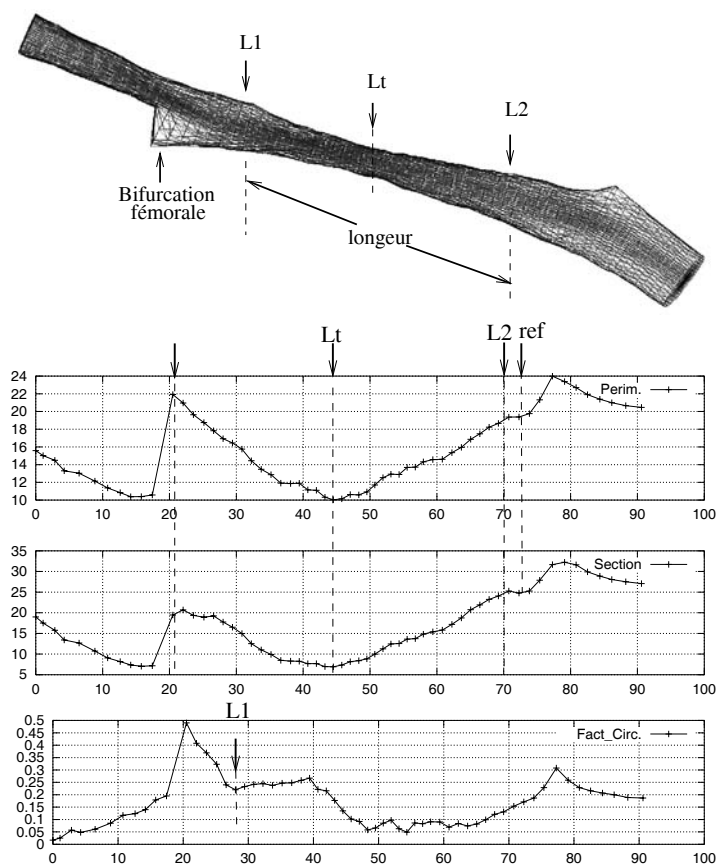


FIG. 8.8: Maillage représentant la surface interne d'une artère iliaque et évolution du périmètre (mm), section et facteur de circularité, le long de la trajectoire.

Dans la figure 8.9, nous montrons quelques exemples des structures iliaques sténosées de brebis (2R, 3L et 5R) extraites par navigation exploratoire virtuelle, avec différents degrés de sténose. L'évolution du périmètre, de la section et du facteur de circularité peut être appréciée.

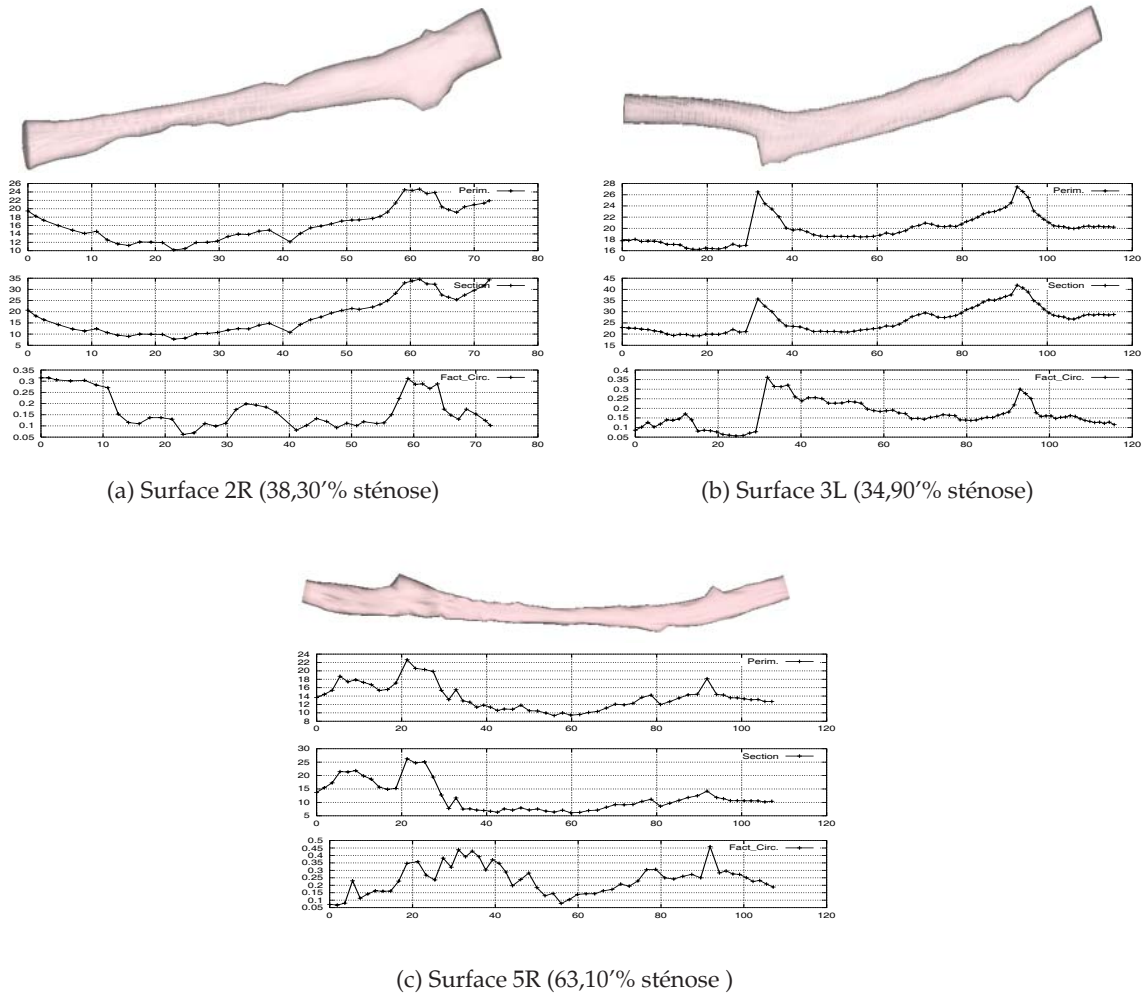


FIG. 8.9: Surfaces différentes extraites par navigation exploratoire virtuelle et courbes représentant l'évolution de la géométrie (*Perim*, *Section*, *Fact_Circ*) le long de la trajectoire.

8.1.2.3 Analyse de coupes TDM reformatées

Les coupes reformatées TDM ont été extraites pendant la navigation, orthogonalement à l'axe du capteur, pour chaque position de la trajectoire. Le calcul du degré de sténoses a été réalisé manuellement par un expert à l'aide du logiciel d'analyse d'images IMAGEJ développé par le NIH. Les mesures sont effectuées considérant la coupe de référence et sur la coupe correspondant au rétrécissement maximum (figure 8.10).

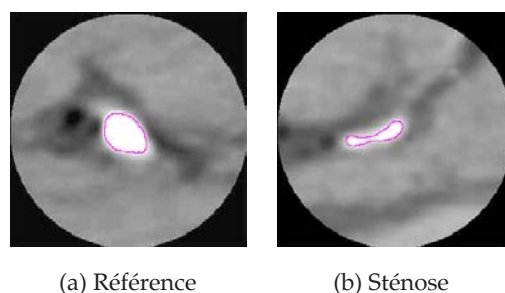


FIG. 8.10: Coupes TDM reformatées, utilisées pour effectuer le calcul du degré de sténose.

8.1.3 Résultats

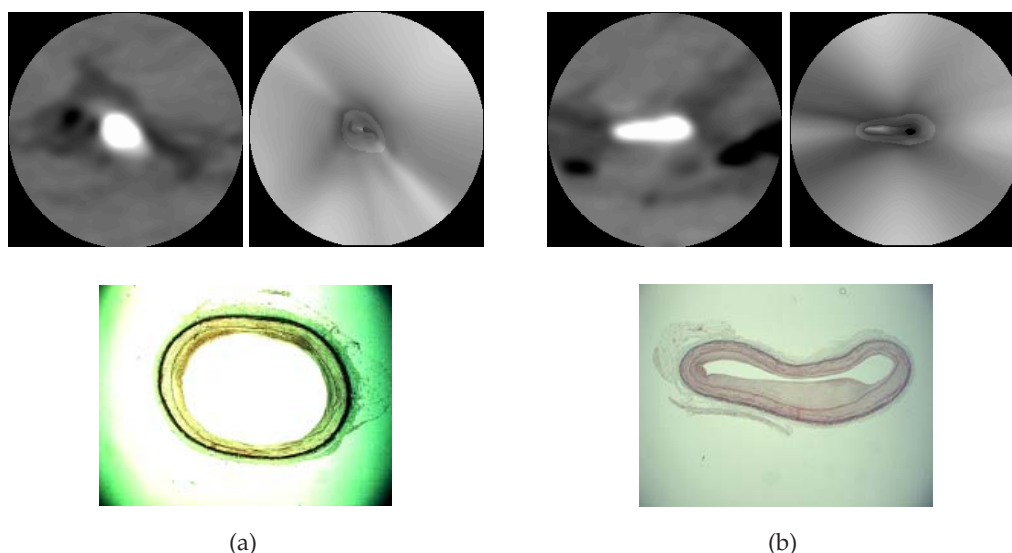
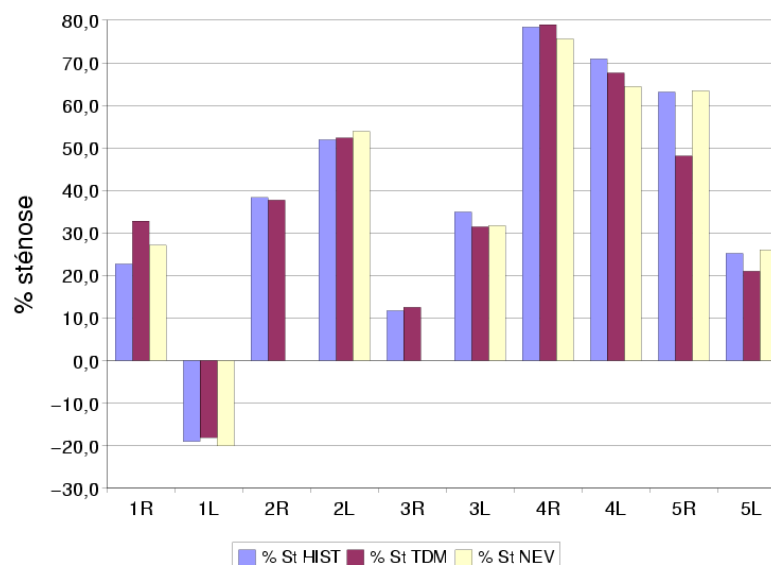


FIG. 8.11: Comparaison entre les coupes TDM reformatées, les images endoscopiques virtuelles à l'intérieur de l'artère et les images microscopiques de coupes histologiques. a) Une zone de référence et b) une zone sténosée.

La figure 8.11 montre un exemple qui permet de comparer une coupe reformatée, une vue endoscopique et une coupe histologique, sur une région saine et une région sténosée. Le tableau 8.2 synthétise les résultats obtenus par analyse des coupes histologiques, des coupes tomodensitométriques reformatées et par navigation exploratoire virtuelle (NEV). Des taux de sténose variables ont été obtenus : 25,2% pour la navigation exploratoire virtuelle à 78,4 % (avant dilatation). En considérant les mesures histologiques comme référence, l'erreur moyenne faite sur le degré de sténose est de 2.8% contre 3.7% avec l'analyse interactive des coupes reformatées.

Il faut noter qu'il a été impossible d'exploiter les données volumiques TDM dans le cas des brebis 2R et 3R, à cause d'un défaut de remplissage de produit de contraste dans l'artère lors de l'acquisition. Une surdilatation pendant l'angioplastie a été constatée chez la brebis

	ATL	% st Hist	%st TDM	%st NEV
1R	x	22,7	32,8	27,1
1L	x	-19,0	-18,1	-20,1
2R	x	38,3	37,7	
2L		51,9	52,3	53,9
3R	x	11,7	12,5	
3L		34,9	31,4	31,7
4R		78,4	79,0	75,6
4L		70,9	67,6	64,4
5R		63,1	48,1	63,4
5L		25,2	21,0	26,0



TAB. 8.2: Résultats comparatifs du degré de sténose par les trois méthodes pour les 10 pièces anatomiques étudiées (groupe 1 : lésion originale et groupe 2 : ATL).

1 à gauche (1L) ce qui explique la valeur négative de sténose du tableau (augmentation de la lumière du vaisseau dans la zone de lésion).

Un tableau de concordance des sténoses a été établi entre coupes histologiques et coupes obtenues en navigation (tableau 8.3). Les pourcentages de sténoses ont été répartis en trois classes : <50%, 50 à 70% et > 70%. Le cas particulier de la surdilatation sur la brebis 1L n'a pas été pris en compte.

Histo/NEV	<50%	50-70	>70%
<50 %	+++		
50-70%		+++	
>70%			+

TAB. 8.3: Tableau de concordance sténose calculée par analyse histologique / sténose calculée par NEV.

L'évaluation basée sur le calcul de longueur de lésion a porté sur les artères non traitées par angioplastie transluminale (groupe 1). En navigation, cette longueur est mesurée entre les deux points de repère L1 et L2 choisis manuellement (figure 8.8). Par navigation exploratoire virtuelle, la longueur peut être théoriquement estimée avec une précision élevée (déterminée par le pas de déplacement dans la trajectoire), mais lors de l'analyse histologique, l'approximation imposée par le traitement des pièces anatomiques (obtenues tous les 5 mm) n'autorise pas une mise en correspondance fine. Les résultats de ces mesures de longueur pour les artères non-dilatées apparaissent dans la figure 8.12.

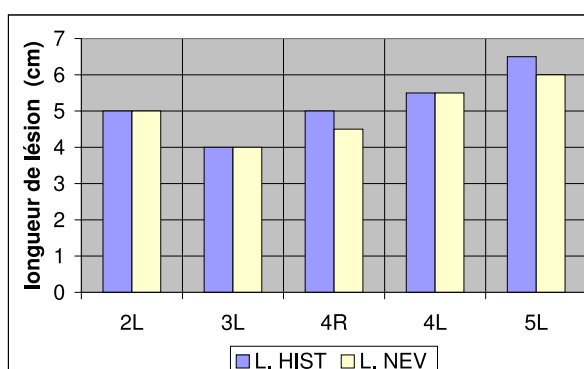


FIG. 8.12: Résultats comparatifs de la longueur de la lésion calculée sur des coupes histologiques (HIST), et par Navigation Exploratoire Virtuelle (NEV) pour les artères du groupe 1 (sans ATL).

8.2 Évaluation sur des données patient

Pour la pose d'endoprothèses aortiques, la planification se fonde essentiellement sur les caractéristiques géométriques et la qualité pariétale de la structure aortoiliaque. Les éléments de planification extraits pendant l'étape d'analyse de la structure vasculaire par navigation exploratoire virtuelle fournissent des critères de décision concernant les dimensions, les conditions de fixation de l'endoprothèse aortique et les voies d'accès des instruments.

L'évaluation de la description de structures anatomiques à partir de données patient préopératoires, acquises en conditions cliniques, a été envisagée ici dans le cadre du dimensionnement des endoprothèses aortiques. Cinq patients ayant subi une intervention ont été examinés. Les paramètres géométriques de la structure aortoiliaque qui conditionnent la taille de la prothèse (figure 8.14) ont été déterminés suivant trois méthodes : i) par un premier expert (E1M), sur des données patient TDM, avec un logiciel commercial utilisé en pratique clinique, ii) par un deuxième expert (E2M), en utilisant la méthode traditionnelle (coupes TDM et artériographie avec sonde graduée) et iii) par navigation exploratoire virtuelle sur des données patient TDM (NEVM).

La figure 8.13 donne sous forme schématique le protocole d'évaluation suivi. Les conditions de mesure et les résultats de cette analyse seront décrits. Puis, nous discuterons les aspects décisionnels qui pourraient dériver de l'exploitation de la description géométrique.

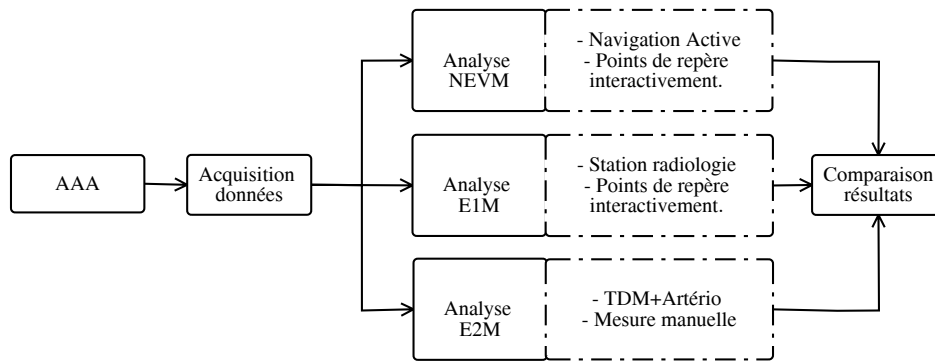


FIG. 8.13: Protocole d'évaluation de la navigation exploratoire virtuelle sur des données patient.

8.2.1 Analyse comparative

L'analyse a porté sur la détermination des paramètres anatomiques suivants (figure 8.14) :

- Les diamètres du collet aortique sous-rénal et des vaisseaux iliaques distaux (D1,DR,DL).
- Les distances des artères rénales à la bifurcation aortique (L1).
- La distance des artères rénales aux artères iliaques internes (LR,LL).

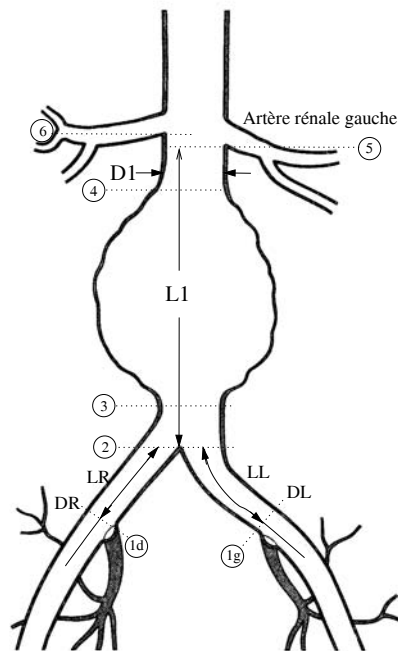


FIG. 8.14: Points de repère anatomique utilisés dans l'extraction de paramètres quantitatifs de la structure aortoiliaque.

8.2.1.1 Analyse par l'expert 1 (E1M)

Les données volumiques TDM ont été analysées sur une station de radiologie³ utilisée couramment en clinique, qui permet la manipulation et la visualisation de données 3D. Le système calcule une courbe qui passe approximativement à l'intérieur de la structure à partir de deux points fixés par l'utilisateur. Elle peut être ensuite ajustée interactivement et permet d'extraire des coupes reformatées sur lesquelles des mesures interactives de diamètre (D1,DR,DL), d'aire et du périmètre peuvent être réalisées (figure 8.15). Des marqueurs anatomiques choisis par l'expert permettent également de calculer les longueurs (L1,LR,LL) demandées.

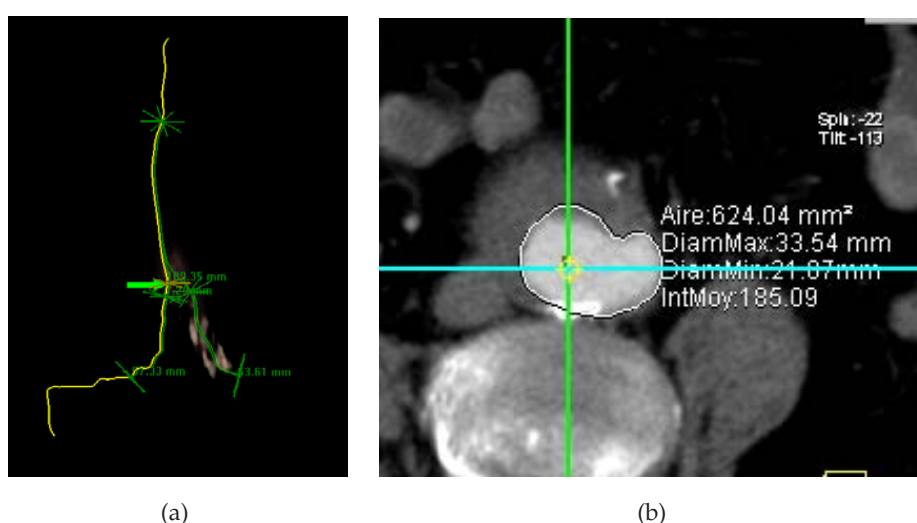


FIG. 8.15: a) Détail des trajectoires de mesure, la flèche indique la position sur la structure ; b) coupe reformatée correspondante.

8.2.1.2 Analyse par expert 2 (E2M)

Dans cette analyse deux types de données sont utilisées : d'une part, les coupes TDM 3D, qui permettent de définir interactivement les diamètres des structures, et d'autre part une artériographie 2D, qui permet d'effectuer les mesures de longueur (figure 8.16). L'artériographie est réalisée avec une sonde radio-opaque, calibrée avec des points de repère chaque centimètre, introduite dans l'artère. Une fois la mesure de longueur d'une des artères iliaques réalisée, elle est rapportée à l'iliaque contralatérale en utilisant un compas. Il s'agit d'une méthode utilisée traditionnellement en clinique et qui fournit une mesure approximative de la longueur dépendant du centrage de la sonde à l'intérieur de la structure.

³SIEMENS - LEONARDO

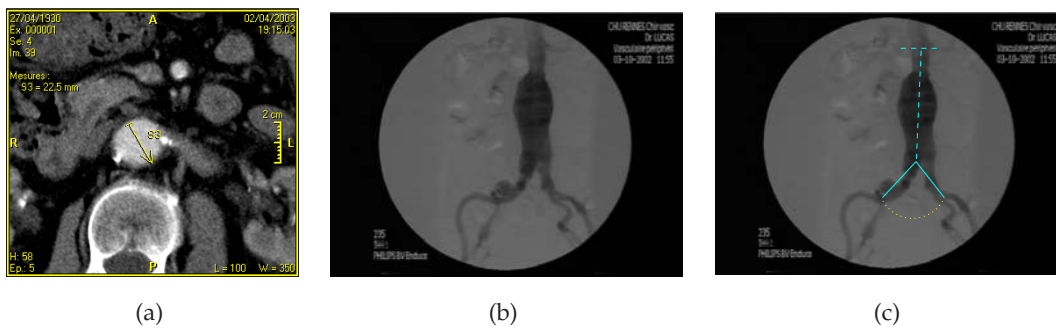


FIG. 8.16: a) Mesure interactive de D1 sur les coupes axiales TDM; b) exemple d'artériographie 2D sur laquelle l'expert réalise les mesures LR et LL ; c) mesure de l'artère contralatérale.

8.2.1.3 Analyse par navigation exploratoire virtuelle (NEVM)

L'analyse de la structure aortoiliaque a été réalisée à partir de la description géométrique obtenue par navigation active. Les positions initiale et finale de navigation étant fixées interactivement, le capteur détermine sa trajectoire, en réalisant automatiquement la détection et l'extraction de la surface interne du vaisseau. Dans un cadre de scènes complexes (calcifications, thrombus) et afin de dissocier les problèmes de description traités ici des problèmes liés à l'analyse de scène et au choix de branches en présence de bifurcations, les vaisseaux ont été parcourus dans un sens qui doit limiter leur apparition au cours de la navigation (points de départ fixés dans les branches secondaires et point d'arrivée fixé dans la branche principale).

Plusieurs trajectoires sont déterminées afin de reconstruire la totalité de la structure aortoiliaque (figure 8.13) : d'abord le capteur virtuel réalise une navigation en partant d'une des deux iliaques (gauche - 1g), traverse la bifurcation aortoiliaque (2), le thrombus (3-4) et remonte jusqu'aux artères rénales. Une autre navigation part de la deuxième iliaque (droite - 1d) en arrivant jusqu'au dernier point de la première trajectoire. Ces trajectoires ont été automatiquement calculées par l'angioscope virtuel dans les cinq volumes considérés. Le champ de vision a été fixé à 140° pour le calcul de l'image endoscopique virtuelle et le pas de déplacement à 2 voxels pour l'estimation automatique de trajectoire. Il a été aussi possible de réaliser correctement d'autres trajectoires, plus longues, en partant des iliaques interne et externe en présence de nombreuses calcifications. Toutefois, en raison de leur taille et de leur orientation par rapport aux coupes d'acquisition initiales, l'exploration des artères rénales n'a pu être réalisée avec succès que sur trois volumes. Pour les cas où une description des artères rénales n'a pu être extraite, les irrégularités de la surface de l'aorte au niveau de ces artères ont été utilisées comme repère anatomique pour le dimensionnement de l'endoprothèse.

Nous illustrons ici la procédure suivie en prenant un exemple de volume image, dont les caractéristiques apparaissent dans le tableau de la figure 8.17. Sur cette figure sont montrés également les différentes trajectoires suivies par le capteur virtuel lors de la navigation, superposées à une représentation MIP de la structure aortoiliaque.


Ref. Vol.	tsi05.nav	
Nombre de coupes originale	86	
Épaisseur de coupe	5 mm	
Taille Pixel	0.4882812 mm	
Distance inter-coupes	4 mm	
Facteur d'interpolation	8.192	
No Total de coupes	410	

FIG. 8.17: Description du volume TDM utilisé comme exemple, représentation MIP sur deux plans de projection xy et différentes trajectoires du capteur calculées par navigation active.

Une portion de la surface interne détectée pendant la navigation effectuée en partant de l'iliaque gauche, apparaît représentée dans la figure 8.18.

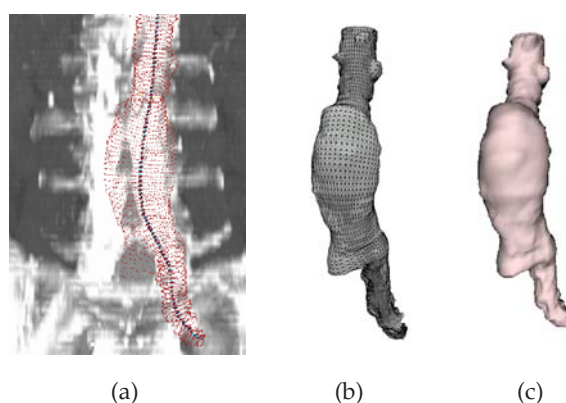


FIG. 8.18: Extraction de l'artère iliaque gauche. a) Superposition sur la représentation MIP de la surface interne détectée; b,c) maillage polygonal et reconstruction.

Le même maillage sur deux vues différentes, la variation du périmètre (P) et de la section (A), le facteur de circularité (\bar{C}), ainsi que la statistique du parallélisme par coupes au cours du déplacement, sont représentés sur la figure 8.19.

Ces paramètres servent à constater la variation de la morphologie du vaisseau. Sur les courbes de périmètre et de section une augmentation de la lumière interne est vérifiée dans la région du thrombus. La présence de bifurcations est détectée grâce aux variations du facteur de circularité (bifurcation aortoiliaque, artères rénales, artère mésentérique supérieure). Au niveau de l'artère iliaque, également, des sections irrégulières non circulaires, non détectées sur les courbes de périmètre ou de section, sont mises en évidence grâce au facteur de circularité. Ces changements morphologiques sont la conséquence des calcifications présentes sur la paroi, qui produisent des formes étoilées et aplaties sur la section. En même temps, la perte de parallélisme de la paroi est constatée entre les deux collets de la lésion.

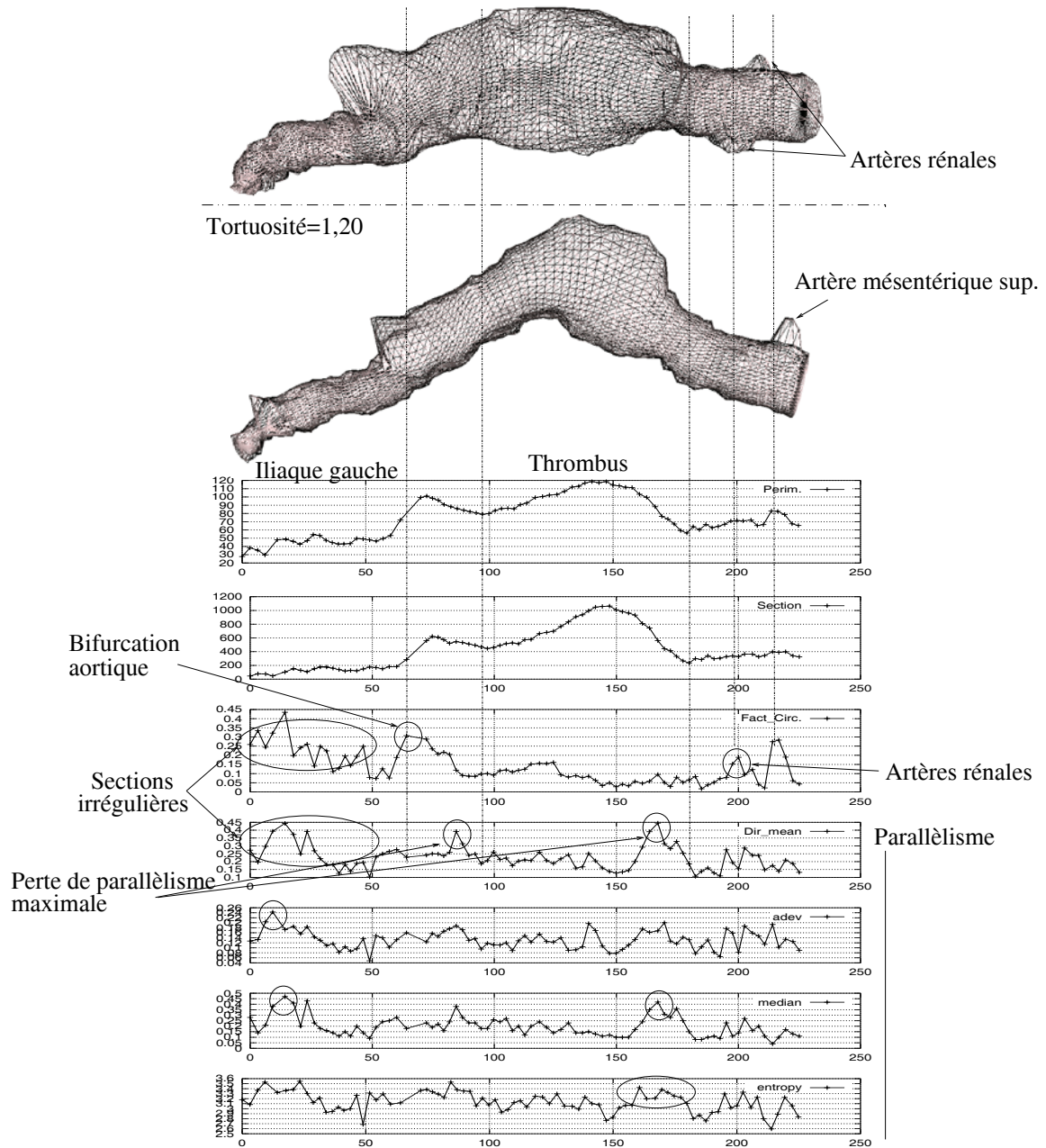


FIG. 8.19: Description de l'artère iliaque gauche. Périmètre (mm), section (mm^2), facteur de circularité de la surface interne et mesures de parallélisme.

La procédure est répétée pour une deuxième trajectoire qui part de l'artère iliaque droite. Les résultats apparaissent dans les figures 8.20 et 8.21. Sur cette partie, l'existence d'un anévrisme sur l'artère iliaque est vérifiée. Les constatations sont les mêmes : la perte de parallélisme de la paroi à cause de l'anévrisme, et la présence des bifurcations qui se traduit en changements de la circularité et du parallélisme.

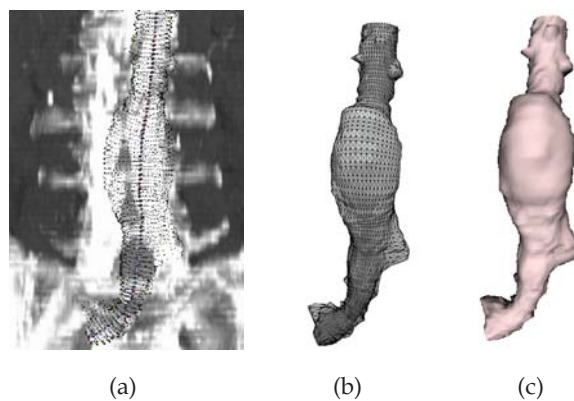


FIG. 8.20: Extraction de l'artère iliaque droite. a) Superposition sur la représentation MIP de la surface interne détectée ; b,c) reconstruction.

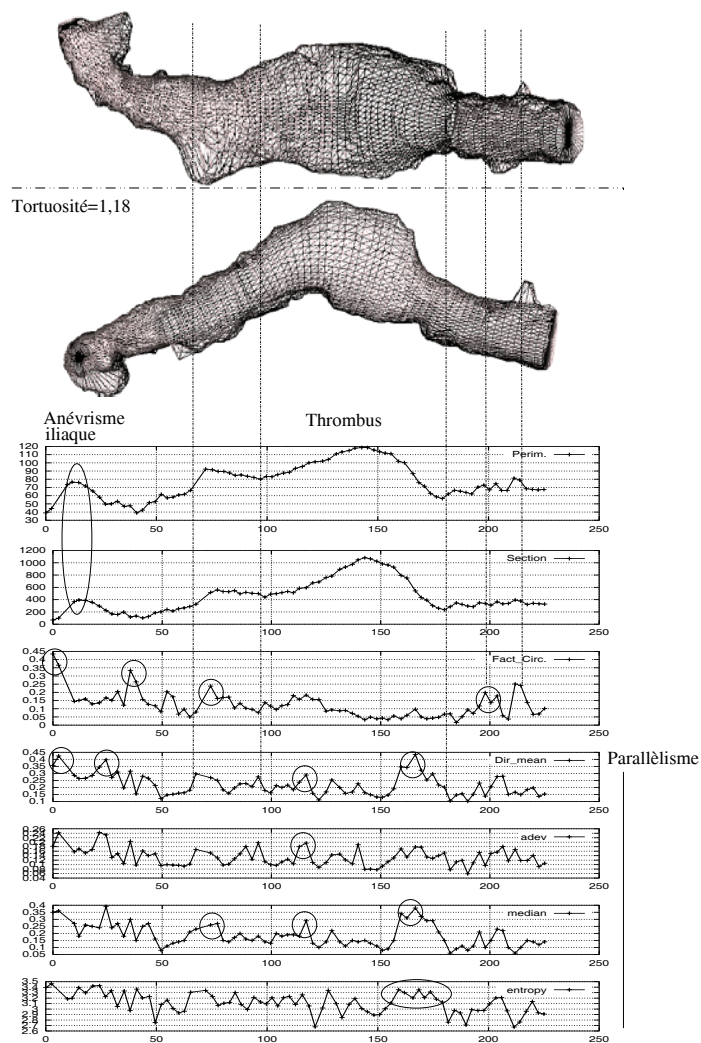


FIG. 8.21: Description de l'artère iliaque droite.

À partir des maillages trouvés séparément et fusionnés, la surface complète est construite. Au moyen d'une interface développée qui permet l'interaction avec la description géométrique, les points de repère sont identifiés manuellement, sur lesquels les éléments de mesure demandés sont calculés (diamètres, longueurs) (figure 8.22).

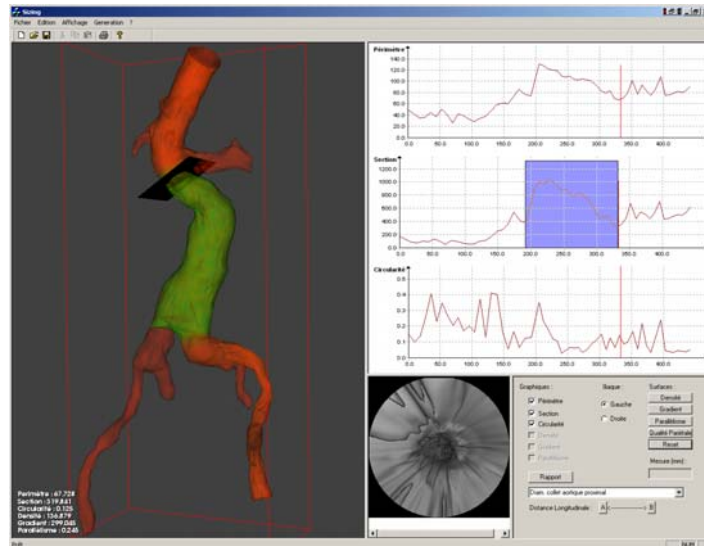


FIG. 8.22: Interface développée pour effectuer les mesures de structures anatomiques.

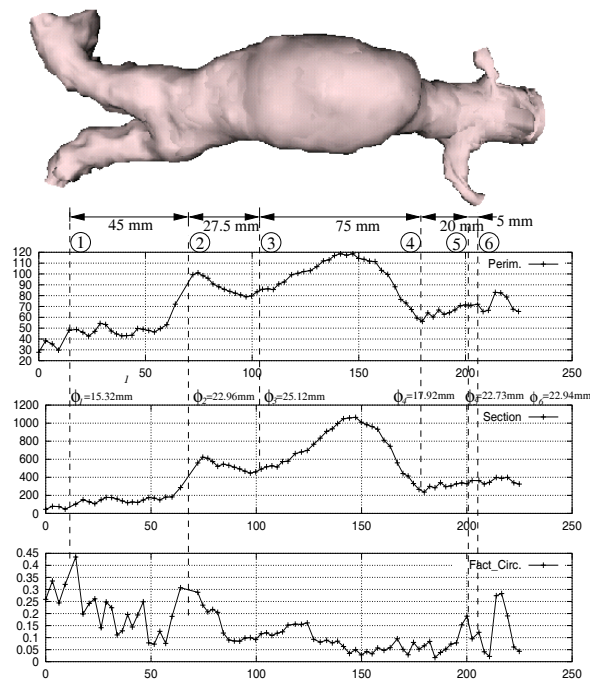


FIG. 8.23: Surface interne complète et dimensions déterminées sur les courbes de périmètre (mm), section (mm^2) et facteur de circularité (\bar{C}) de l'artère iliaque gauche.

La description géométrique et les différentes mesures effectuées dans l'exemple de la figure 8.17 apparaissent de manière synthétique sur la figure 8.23 et le tableau 8.3. La colonne 3 (*Position*) indique la distance parcourue par le capteur à partir du premier point de la trajectoire (distance cumulée).

Pt	Repère Anatomique	Position	Longueur (mm)	Diamètre (mm)
1-2	Artère iliaque gauche	P1=10.0 mm	45.0	P1=15.32
2-3	Collet aortique	P2=55.0 mm	27.5	P2=22.96
3-4	Thrombus	P3=82.5 mm	75.0	P3=25.12
4-5	Collet aortique sous-rénal	P4=157.5 mm	20.0	P4=17.92
5-6	Entre les artères rénales	P5=177.5 mm	5.0	P5=22.73
1-5	Artère rénale gauche à bifurcation fémorale		167.5	

TAB. 8.3: Dimensions de la structure anatomique.

8.2.1.4 Résultats

Les tableaux 8.4, 8.5 et 8.6 montrent les résultats des trois méthodes de mesure (E1M, E2M, NEVM) donnés en *mm* pour les cinq patients. Il faut noter que nous ne disposons pas de l'information de diamètre et longueur de l'artère iliaque contralatérale pour E2M-C2.

Patient	D1	DL	DR	L1	LL	LR
C1	20,15	11,76	12,22	107,71	40,67	41,98
C2	23,25	15,6	25,56	117,25	63,61	57,33
C3	30,5	11,33	16,39	108,21	83,7	63,12
C4	24,16	18,97	12,99	144,6	81,82	90,28
C5	25,24	19,74	24,18	112,43	82,85	85,31

TAB. 8.4: Résultats des mesures (*mm*) effectuées sur les cinq cas par l'expert 1 (E1M).

Patient	D1	DL	DR	L1	LL	LR
C1	18	12	12	100	40	30
C2	x	x	x	110	x	45
C3	30	14	10	115	30	90
C4	16	18	20	130	60	60
C5	21	15	11	115	71	70

TAB. 8.5: Résultats des mesures (*mm*) effectuées sur les cinq cas par l'expert 2 (E2M).

Patient	D1	DL	DR	L1	LL	LR
C1	17,51	11	11,2	103,2	41,8	36,86
C2	22,28	15	22	119,46	51,57	60,86
C3	28,9	12,73	16,47	119,64	69,05	67,05
C4	25,31	17,81	16,9	122,29	94,31	88,94
C5	22,16	22	19	132,62	60,19	74,95

TAB. 8.6: Résultats des mesures (*mm*) effectuées sur les cinq cas par navigation exploratoire virtuelle (NEVM)

Les résultats des diamètres (D1,DR,DL) et des longueurs totales calculés par E2M et NEVM ont été comparés aux résultats de E1M, pris comme référence. Les possibles erreurs d'appréciation par E2M dans la détermination précise de la bifurcation aortoiliaque, causées par l'utilisation de la sonde radio-opaque, sont minimisées en prenant les mesures complètes de longueur, soit depuis les artères rénales jusqu'à l'iliaque interne droite (L1+LR) et jusqu'à l'iliaque interne gauche (L1+LL). Les tableaux récapitulatifs (8.7 et 8.8) montrent la comparaison des trois observations.

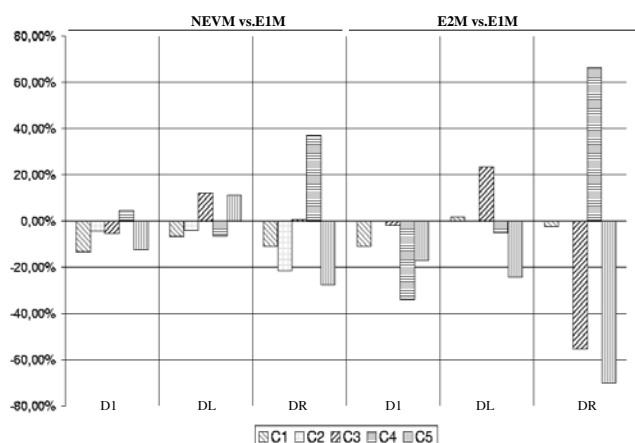
Patient	$\Delta 1(\text{VENM contre E1M})$			$\Delta 2(\text{E2M contre E1M})$		
	$\Delta 1(\text{D1})$	$\Delta 1(\text{DR})$	$\Delta 1(\text{DL})$	$\Delta 2(\text{D1})$	$\Delta 2(\text{DR})$	$\Delta 2(\text{DL})$
C1	-13,12%	-10,82%	-6,46%	-10,67%	-2,33%	2,04%
C2	-4,17%	-21,46%	-3,85%	x	x	x
C3	-5,25%	0,69%	12,36%	-1,64%	-55,32%	23,57%
C4	4,76%	37,17%	-6,11%	-33,77%	66,63%	-5,11%
C5	-12,20%	-27,54%	11,45%	-16,80%	-70,07%	-24,01%

TAB. 8.7: Comparaisons des diamètres (D1, DR et DL).

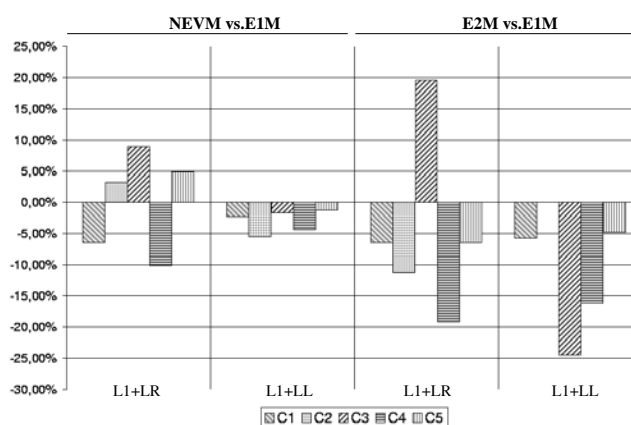
Patient	$\Delta 1(\text{VENM contre E1M})$		$\Delta 2(\text{E2M contre E1M})$	
	$\Delta 1(\text{L1+LR})$	$\Delta 1(\text{L1+LL})$	$\Delta 2(\text{L1+LR})$	$\Delta 2(\text{L1+LL})$
C1	-6,43%	-2,28%	-6,47%	-5,65%
C2	3,29%	-5,44%	-11,22%	-39,18%
C3	8,97%	-1,68%	19,65%	-24,44%
C4	-10,07%	-4,34%	-19,11%	-16,09%
C5	4,97%	-1,26%	-6,44%	-4,75%

TAB. 8.8: Comparaisons des longueurs (L1+LR) et (L1+LL).

La figure 8.24 montre les erreurs relatives entre les trois méthodes : $\Delta 1(\text{VENM contre E1M})$ et $\Delta 2(\text{E2M contre E1M})$.



(a)



(b)

FIG. 8.24: Comparaison de dimensions anatomiques mesurées. a) Diamètres (D1,DR,DL), et b) longueurs (L1+LR,L1+LL).

Les résultats obtenus montrent que les mesures par navigation exploratoire virtuelle sont plus proches de celles réalisées par l'expert 1 que de celles réalisées par l'expert 2 ($\Delta 1 < \Delta 2$). En effet, les conditions de mesure de l'expert 2 sur les coupes axiales 3D et l'artériographie 2D conduisent à des erreurs de mesure non négligeables. L'orientation de la structure par rapport à la direction de coupes ne permet pas une mesure précise des diamètres sur l'aorte et encore moins sur les artères iliaques. Par ailleurs, dans l'artériographie sur une seule projection 2D, l'appréciation des tortuosités est difficile, d'où des mesures de longueur imprécises. Cette difficulté est d'autant plus grande lorsqu'il s'agit d'identifier la distance entre la bifurcation aortoiliaque et les artères rénales, du fait de la séparation des points de calibrage (tous les cm) et du centrage de la sonde dans la lumière anévrismale.

Les conditions de mesure de l'expert 1 (référence) permettent de définir interactivement les paramètres géométriques des structures anatomiques. L'analyse est réalisée sur une station de travail utilisée couramment en clinique. Cependant, la manipulation est très labo-

rieuse et les résultats sont opérateur-dépendants. Elle présente l'avantage d'effectuer l'analyse sur les coupes reformatées suivant une trajectoire prédéfinie. Le choix des points de mesure dans la description géométrique issue de la navigation exploratoire virtuelle est aussi réalisé de manière interactive, ce qui pourrait introduire des erreurs d'appréciation de l'opérateur. Cependant, ce choix peut être appuyé par d'autres paramètres géométriques tels que la circularité ou le parallélisme, qu'il faudrait tester sur un nombre plus important de cas afin de vérifier leur validité.

8.2.2 Choix d'endoprothèse et planning

Les possibilités d'exploitation de la description géométrique dans le dimensionnement des endoprothèses et dans la construction de la stratégie globale de l'intervention sont nombreuses et ne se réduisent pas seulement aux paramètres évalués dans cette étude. Elle peut inclure le calcul de la tortuosité des vaisseaux ou l'angulation entre branches d'une bifurcation. Outre la description géométrique, le capteur virtuel fournit des informations potentiellement utilisables dans la planification telles que la qualité pariétale (contenu de calcifications et thrombus). Nous envisageons ici la manière d'utiliser ces paramètres décrits dans le chapitre précédent.

- Dimensions

Le diamètre et la longueur de chaque vaisseau, calculés lors de l'analyse par navigation exploratoire virtuelle sont les principaux éléments qui permettent la détermination de la taille de la prothèse. Ils sont rapportés à un modèle d'endoprothèse à deux jambes (figure 8.25). Sur ce modèle, la longueur du corps principal de la prothèse (L1P) est déterminée par la longueur mesurée entre la bifurcation aortoiliaque et les artères rénales (L1). Parallèlement, les longueurs des jambes homolatérales et contra-latérales (LRP et LLP) sont déterminées par les longueurs des artères iliaques (LR et LL). Selon les recommandations de certains fabricants, vérifiée dans la pratique par le médecin, le diamètre de la prothèse choisie (D1P) doit être de 10 à 15% plus grand que le diamètre mesuré du collet aortique proximal. D'autres fabricants préconisent dans certaines pratiques un diamètre de D1P égale à D1 plus 2 mm.

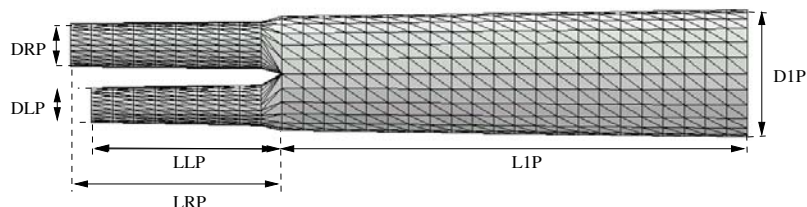


FIG. 8.25: Modèle de prothèse à deux jambes.

Dans le cas des endoprothèses standard, des tables de correspondance existent entre les mesures de la structure anatomiques et le modèle d'endoprothèse finale fourni par les fabricants. Cependant, l'objectif est de pouvoir donner des éléments plus précis afin de créer

des prothèses mieux adaptées au patient (morphologie et qualité pariétale). Par exemple, lorsque la région sous-rénale n'admet pas la fixation d'une endoprothèse à cause de la présence de calcifications, l'utilisation des nouvelles prothèses fenêtrées, qui peuvent être fixées au dessus des rénales commence à être envisagé. L'intérêt est de garantir une perméabilité des artères rénales afin de prévenir, voire réduire, le risque d'insuffisance rénale et les complications qui s'ensuivent.

Dans le cas de l'utilisation des modèles pré-existants d'endoprothèse, la détermination de la longueur avec une sonde radio-opaque calibrée semble correcte, car elle laisse une plage de 15 mm de tolérance entre les tailles proposées. Cependant, lorsqu'il s'agit de déterminer plus précisément les longueurs, cette méthode atteint des limites. L'exploitation des images volumiques 3D fournit des éléments plus précis qui pourraient être utilisés dans cette tâche. La navigation exploratoire virtuelle, qui construit, en plus, une description géométrique de la structure anatomique peut être utilisée avantageusement dans la détermination d'une endoprothèse plus précise et ajustée au patient, dans laquelle la dépendance de l'opérateur est diminuée par rapport aux conditions de mesure effectués par E1M.

- L'introduction des outils

La tortuosité des artères iliaques semble un des éléments les plus pertinents à considérer dans l'étape de planning concernant l'accès endovasculaire. Ici elle a été calculée (tableau 8.9) en utilisant la métrique de distances [Bull03] (relation de la longueur réelle de la trajectoire et la distance linéaire entre les premier et dernier points). Selon ces résultats, des difficultés sont à prévoir dans les cas 2 et 5, car la tortuosité atteint des taux élevés. En fait, la chirurgie du patient No 5 (C5)(accès par la droite) ne s'est pas déroulée comme prévu et il a fallu changer de stratégie au milieu de l'intervention. Un pontage et une occlusion de l'artère contra-latérale ont du être réalisés. Dans C2, bien qu'on ait utilisé une prothèse personnalisée, quelques complications se sont présentées pendant l'accès.

Patient	ILG	ILD	Type d'accès prévu
C1	1,08	1,07	Droite
C2	1,20	1,43	Droite
C3	1,23	1,17	Gauche
C4	1,76	1,24	Droite
C5	1,26	1,53	Droite

TAB. 8.9: Mesures de la tortuosité des iliaques en utilisant le critère de rapport de distances. Dans la colonne 4 apparaît le type d'accès utilisé pendant l'intervention.

L'angulation entre les artères iliaques est un des éléments à considérer pour la mise en place de l'endoprothèse. Elle peut être calculée dans l'étape d'analyse et description de la structure (cf. Chapitre 7). Pour l'exemple considéré, les angles de deux iliaques calculés pendant l'analyse, et la prothèse dans ces conditions est illustrée dans la figure 8.26. Cependant, les angles de travail réels de la prothèse devront être calculés dans une étape de simulation, afin de prendre en compte l'interaction mécanique qui peut exister entre la prothèse, et la paroi artérielle avec ses propriétés élastiques propres.

	Element Prothèse	angle °
$\alpha 2$	Angle jambe gauche	7.74
$\alpha 3$	Angle jambe droite	15.46

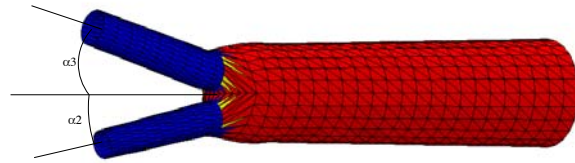


FIG. 8.26: Angles de la prothèse par rapport aux artères iliaques et modèle de prothèse à deux jambes dans ces conditions.

- L'accrochage

La qualité de la paroi semble être un élément incontournable dans le choix de la zone d'accrochage de la prothèse. En utilisant l'information extraite par le capteur virtuel en navigation il est possible de construire des indicateurs sur la qualité pariétale et d'enrichir à la fois le maillage surfacique et les images endoscopiques. La densité de surface est décrite sur la figure 8.27 au moyen des mesures statistiques par coupe (cf. chapitre 7). La courbe nous permet d'identifier la présence de calcifications importantes au niveau de 5 points : l'artère iliaque, ce qui confirme les résultats de l'analyse de morphologie ; le collet aortique, en-dessous et au-dessus des artères rénales. L'homogénéité de la densité au niveau de thrombus est également constatée.

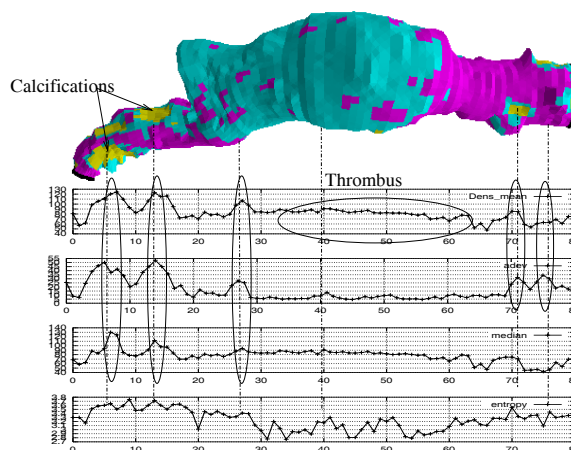


FIG. 8.27: Courbe de densité de surface le long de la trajectoire.

Pour les zones critiques d'accès et d'accrochage, nous avons généré des images combinées afin de valider qualitativement le contenu de calcifications détectée dans les courbes de la figure 8.27. Par ailleurs, pour différentes positions de la trajectoire (les iliaques, le collet aortique et les artères rénales) des images mixtes sont construites permettant de visualiser le contenu de calcifications de la paroi (figures 8.28 à 8.32).

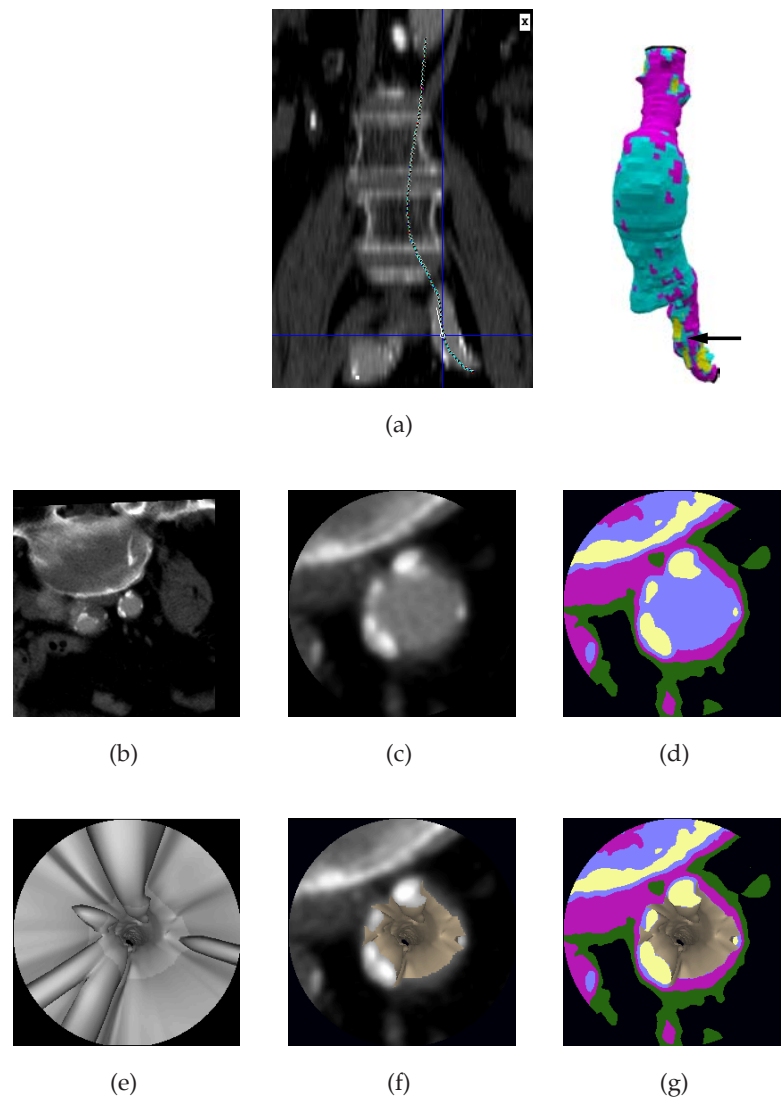


FIG. 8.28: a) Capteur virtuel au niveau de l'artère iliaque gauche. Les images mixtes ont mis en évidence la présence de calcifications avant la bifurcation. b,c) Coupe TDM reformatée perpendiculaire à l'axe optique du capteur. d) Segmentation par croissance de régions. e) Image d'endoscopie virtuelle classique. f,g) Images combinées.

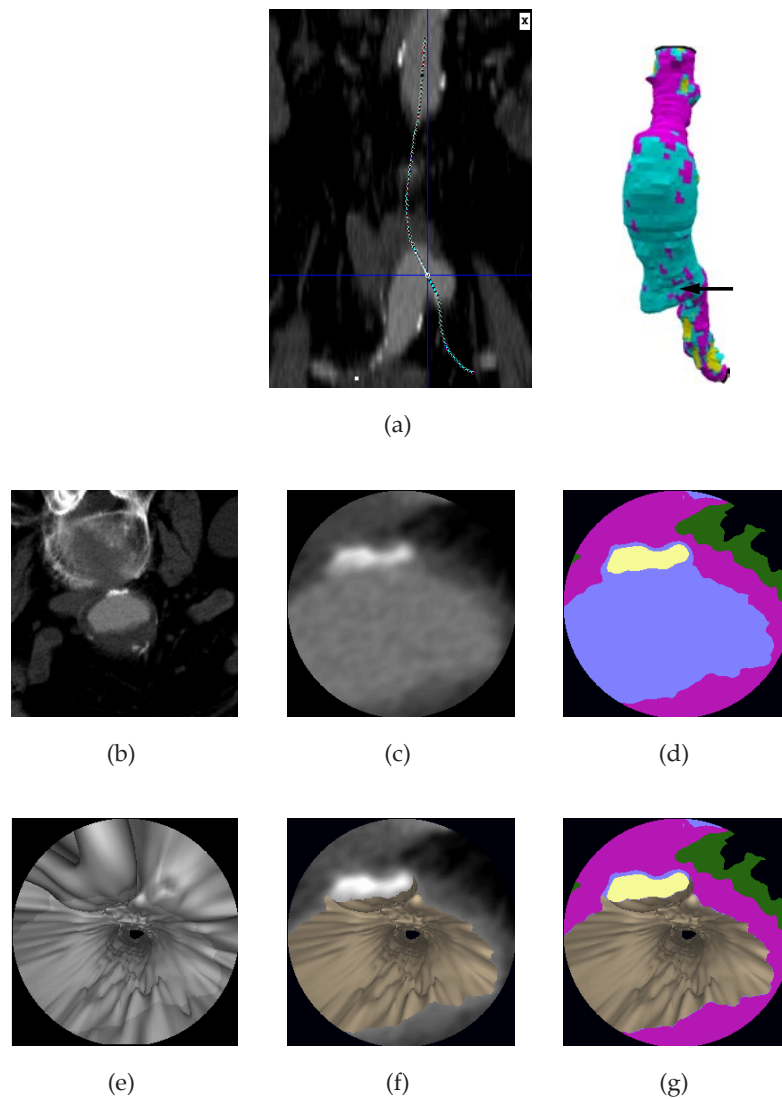


FIG. 8.29: a) Capteur virtuel au niveau du collet aortique (début du thrombus). b,c) Coupe TDM reformatée perpendiculaire à l'axe optique du capteur. d) Segmentation par croissance de régions. e) Image d'endoscopie virtuelle. f,g) Images combinées.

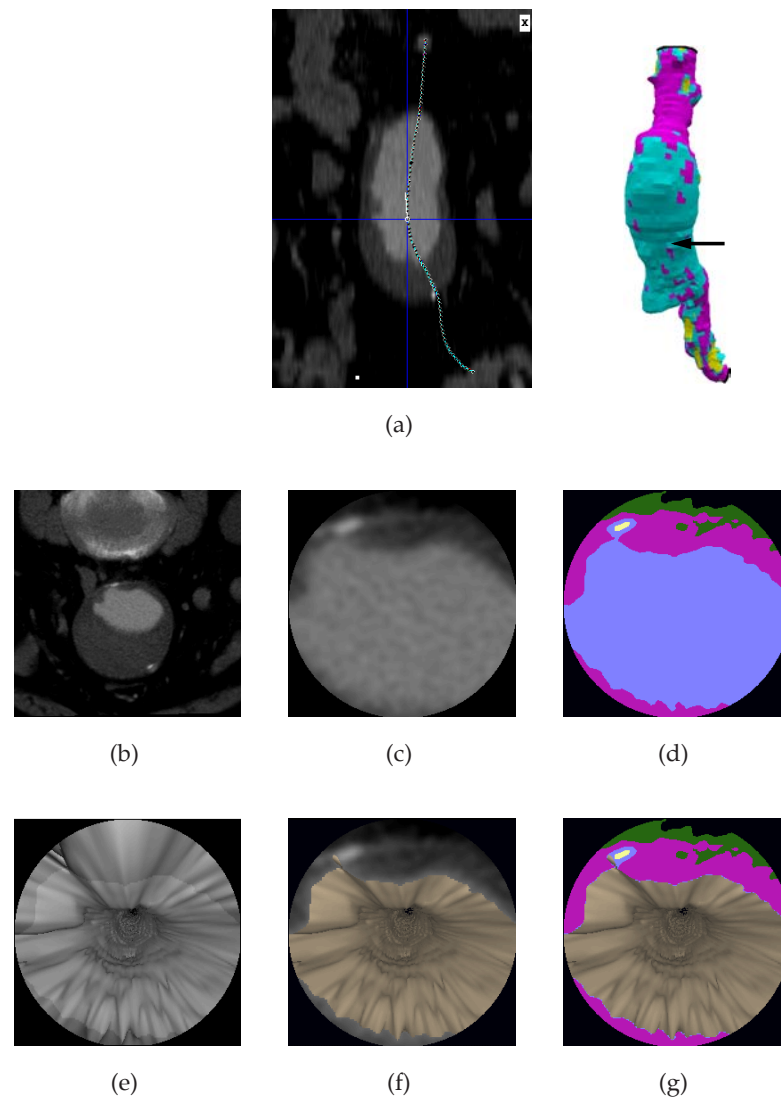


FIG. 8.30: a) Capteur virtuel au niveau d'une position intermédiaire du thrombus. b,c) Coupe TDM reformatée perpendiculaire à l'axe optique du capteur. d) Segmentation par croissance de régions. e) Image d'endoscopie virtuelle. f,g) Images combinées.

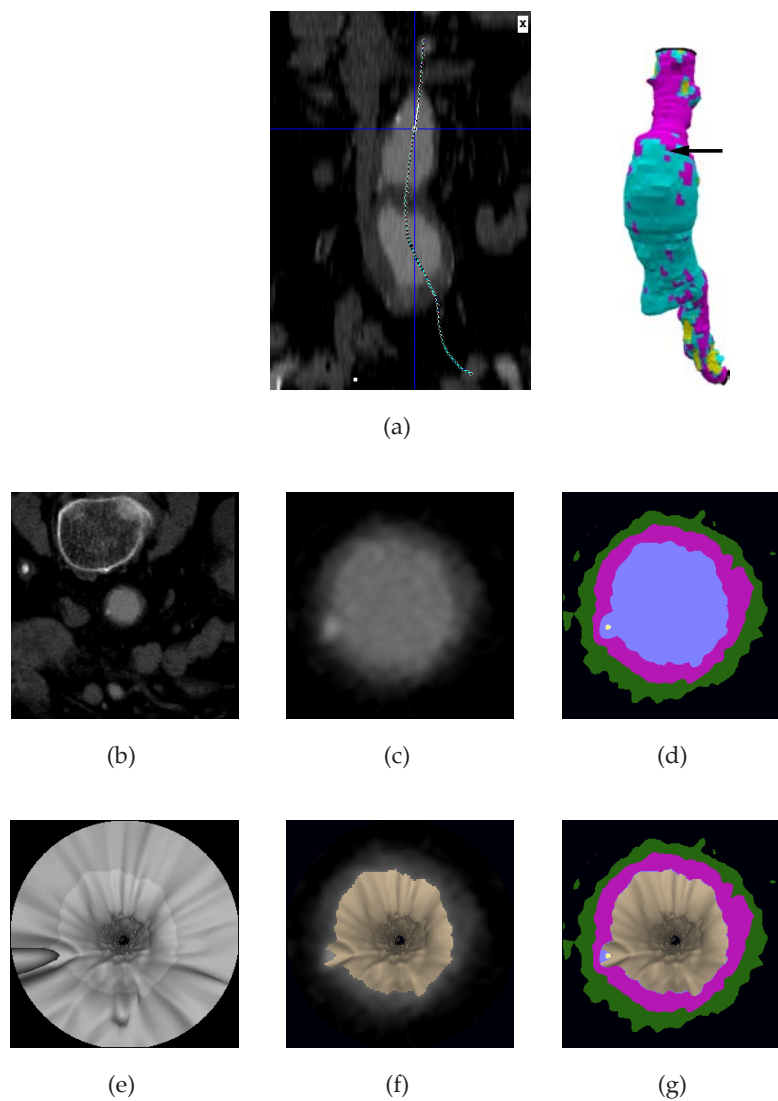


FIG. 8.31: a) Capteur virtuel au niveau du collet aortique sous-rénal (fin du thrombus). b,c) Coupe TDM reformatée perpendiculaire à l'axe optique du capteur. d) Segmentation par croissance de régions. e) Image d'endoscopique virtuelle. f,g) Images combinées.

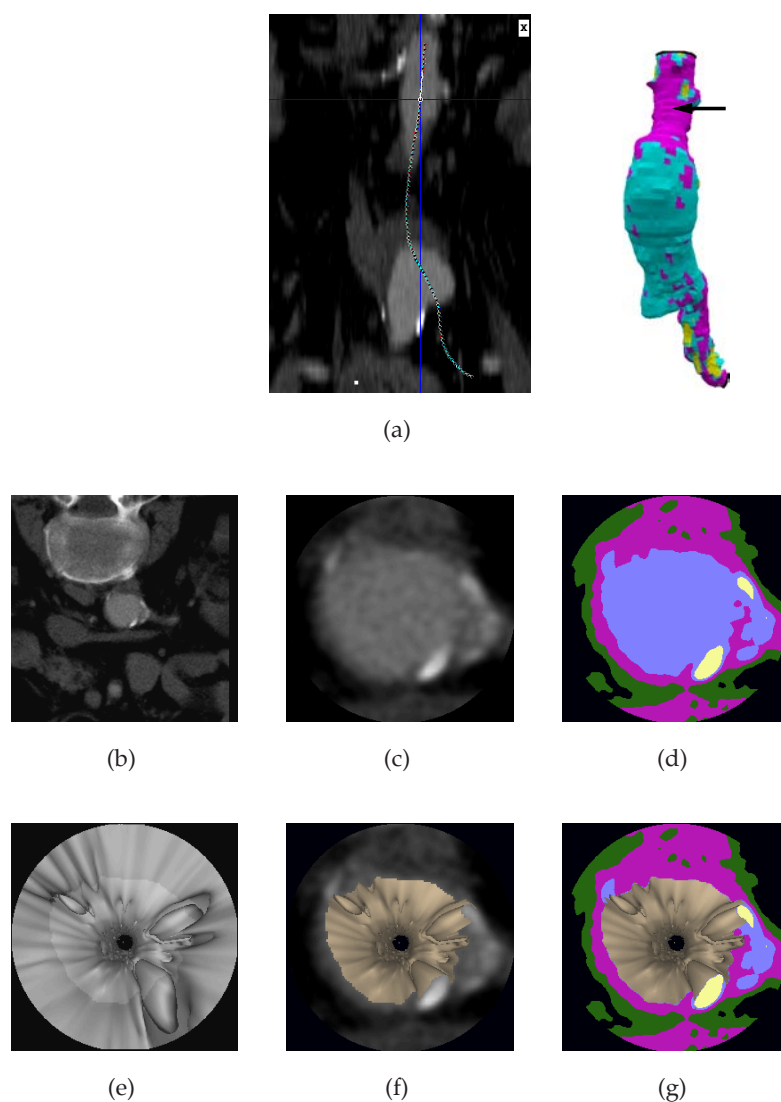


FIG. 8.32: a) Capteur virtuel au niveau de l'artère rénale gauche (site d'ancrage). b,c) Coupe TDM reformattée perpendiculaire à l'axe optique du capteur. d) Segmentation par croissance de régions. e) Image d'endoscopie virtuelle. f,g) Images combinées.

8.3 Discussion

En ce qui concerne l'évaluation sur modèle animal, la comparaison de résultats de mesure nous a permis de démontrer la validité de la description géométrique, obtenue par navigation exploratoire virtuelle (tableaux 8.2 et 8.3), sur des vaisseaux présentant des sténoses de différent degré. La mesure de sténose relative, entre une coupe référence et une coupe sténosée, permet de s'affranchir des difficultés dues à la rétraction que subissent les artères lors des traitements de préparation de lames histologiques.

Une des principales difficultés pendant l'acquisition était de garantir une répartition et remplissage du produit de contraste dans les artères des pièces anatomiques. Dans le cas

des artères 2R et 3R, malgré les précautions, le produit de contraste a stagné dans les tissus ce qui a entraîné une surexposition autour des artères. De plus, le produit de contraste plus dense que le produit de lavage a sédimenté et s'est accumulé à la face postérieure de l'artère ne permettant pas la réalisation d'une analyse par navigation exploratoire virtuelle. Dans les autres cas, le circuit d'irrigation a fonctionné.

En ce qui concerne la mesure de longueur, elle a été réalisée en identifiant manuellement les points de repère en navigation par rapport à la courbe de périmètre, analyse qui reste subjective et qui pourrait être améliorée en mettant à point une méthode de détection automatique de lésion. Celle-ci pourrait prendre en considération les paramètres quantitatifs morphologiques (courbure) et de densité, détaillés dans le chapitre précédent qui n'ont pas encore été validés comme éléments discriminants. Nous avons constaté subjectivement que le facteur de circularité est un paramètre très sensible aux changements morphologiques de la section. Il n'a pas été présenté ici comme critère, mais pourrait être mieux exploité afin d'identifier des repères anatomiques importants. Il est considérable dans les zones de bifurcation mais moins fréquent dans les zones de sténose par hyperplasie, où le rétrécissement n'a pas toujours impliqué un changement de la forme circulaire. Le critère de densité ne peut pas être utilisé dans ce cadre car la formation de calcifications (densité élevée) dans les lésions n'a pas eu lieu. La mesure de perte de parallélisme semble difficile à utiliser, car dans plusieurs cas de ce modèle de sténose par hyperplasie myointimale, le rétrécissement se produit progressivement et tend à être confondu au rétrécissement propre à la structure vasculaire, contrairement à la présence des plaques calcifiées, qui introduisent des modifications importantes dans la forme de coupe, le long de la structure. Toutefois, dans tous les cas la présence de bifurcations est vérifiée par une perte de parallélisme de la paroi. Une évaluation clinique pourrait permettre de définir la validité de ces critères, choisis à partir de constatations faites sur des cas réels.

Concernant l'évaluation sur données patient, bien que les dimensions de la structure anatomique conditionne la taille des endoprothèses aortiques pour l'exclusion des AAA, d'autres éléments doivent être pris en compte afin de construire une stratégie complète et précise de l'intervention. Dans ce processus de décision, le médecin intègre l'ensemble de l'information disponible pour déterminer, à partir de son expérience, l'accès, la taille et les sites de fixation.

Traditionnellement, ce dimensionnement peut être réalisé de façon approximative, dans un marge de tolérance donnée par le jeu de tailles de prothèse offerte par les fabricants. Cependant, ce choix délicat peut conduire à des complications pendant l'intervention. Pour produire une prothèse personnalisée adaptée aux conditions individuelles du patient, une détermination plus précise des dimensions des structures anatomiques est nécessaire. Les premiers résultats montrent que la description géométrique, obtenue par navigation exploratoire virtuelle, pourrait être utilisée dans la détermination précise de la taille des endoprothèses aortiques.

Concernant les éléments complémentaires de planification qui appuient le processus de décision, la trajectoire du capteur virtuel à l'intérieur de la structure et la description géométrique permettent, par exemple, de déterminer la tortuosité des artères iliaques, ou les différentes angulations, paramètres qui conditionnent l'accès et la fixation de la prothèse. L'information de densité récupérée par le capteur lors de la navigation peut également servir à enrichir soit la description géométrique, soit les images endoscopiques classiques. Elle

donne des indications sur la qualité pariétale, qui influence le choix de la zone de fixation de la prothèse ce qui affecte indirectement le dimensionnement et le type de la prothèse (éventuellement fenêtrée). Enfin, ce processus d'évaluation nous a permis de montrer comment les données volumiques peuvent être mieux exploitées par navigation exploratoire virtuelle. L'approche envisagée ici peut être extensible à d'autres types de problématique de description de structures vasculaires pour la planification d'interventions.

Troisième partie

**Imagerie virtuelle et planification
d'interventions endovasculaires**

Chapitre 9

Simulation d'angioplastie transluminale

Bien que l'interprétation de la description géométrique permette au médecin de choisir indirectement les dimensions des outils et de concevoir une première stratégie d'accès à la lésion, une information plus précise et complémentaire devrait être obtenue par la simulation spécifique patient, dans des conditions similaires à la vraie chirurgie. Au niveau des tissus, l'intérêt de la simulation est de prévoir leur comportement sous l'action des outils et dans les conditions d'exécution du geste afin d'adapter la stratégie chirurgicale au patient. Cette problématique de planning et simulation est envisagée ici en considérant la dilatation en angioplastie transluminale. L'objectif est d'exploiter dans la modélisation, la description géométrique, ainsi que des informations sur la qualité de la paroi fournies par la navigation exploratoire virtuelle, à partir des données préopératoires TDM.

La simulation spécifique patient de la dilatation peut inclure des considérations géométriques ou physiques à plusieurs échelles, selon le type d'information intégrée et la représentation utilisée. Par exemple, à partir de la description géométrique de la surface initiale rétrécie, l'identification de la surface interne en l'absence de lésion constitue un des premiers éléments de la simulation. Cette surface, que nous appelons «idéale», pourrait donner des indications approximatives sur les paramètres du ballon. À une échelle plus fine, lorsqu'il s'agit de la simulation des interactions outils-tissus plus complexes, il faut faire face à de nombreux problèmes liés à la nature molle et non homogène de certaines structures et aux particularités des lésions chez des patients différents. En effet, dans les zones de lésion, les éléments constituant la paroi présentent souvent un comportement en dehors des limites de l'élasticité, pour lesquels les modèles élastiques ne sont plus adaptés. Par ailleurs, dans les cas où les tissus pourraient présenter un comportement reproductible avec des modèles physiques, le principal inconvénient est de lier la réalité patient à l'identification des paramètres de la déformation, car même si certaines structures peuvent présenter un comportement semblable à une structure générique, la présence de lésions modifie globalement leurs propriétés. La simulation pose alors le problème de la modélisation, de la structuration de données et de la gestion de l'interaction afin de reproduire le comportement réel observé : la modification de la paroi sous l'effet de la dilatation et en même temps le repositionnement du ballon dans la lumière.

Dans ce chapitre deux aspects de la simulation (géométrique, physique) ont été envisa-

gés. Le premier consiste à estimer la surface idéale par simulation de la dilatation du ballon sur les données géométriques 3D. Sous l'hypothèse d'un ballon non compliant, la forme finale idéale du vaisseau (après dilatation) peut être approximée par l'interpolation de sa forme tubulaire entre deux zones saines.

Le deuxième, réalisé en 2D, consiste à simuler la dilatation sur les données patient. Nous avons abordé ce problème d'une manière pragmatique en utilisant l'information macroscopique du comportement des tissus dans les zones de lésion. Des scénarios de comportement simples ont été identifiés à partir des données patient et de l'expérience du praticien. Le modèle d'éléments volumiques liés proposé par Gibson [Gib98] et la simulation ChainMail-relaxation élastique [Schi98], fournissent le cadre méthodologique choisi pour la mise en oeuvre de ce type de simulation (cf. Annexe E). À partir des coupes reformatées des données patient, extraites par navigation, les pixels de densité élevée sont associées aux éléments rigides de la paroi, et les pixels de faible densité aux éléments plus mous et donc pouvant atteindre des grandes déformations. Les données sont structurées dans une grille régulière, où les inhomogénéités de la structure vasculaire peuvent être considérées. Des caractéristiques géométriques simples, qui représentent un comportement physique (compression, tension ou cisaillement) sont associées à chacun des éléments de la grille. Dans cette approche, la déformation est calculée en deux étapes (figure 9.1) : i) algorithme de ChainMail pour trouver une première forme approximative de l'objet, par propagation d'une perturbation (force appliquée) due à l'interaction avec un outil et, ii) relaxation élastique, en minimisant l'énergie de la structure avec un modèle de masses-ressorts. Le contact outil-paroi peut être simulé en permettant à plusieurs éléments de la structure de se déplacer simultanément et produire des perturbations multiples. De cette interaction une première estimation de la réaction des éléments de la paroi peut être obtenue ainsi que la position finale du ballon.

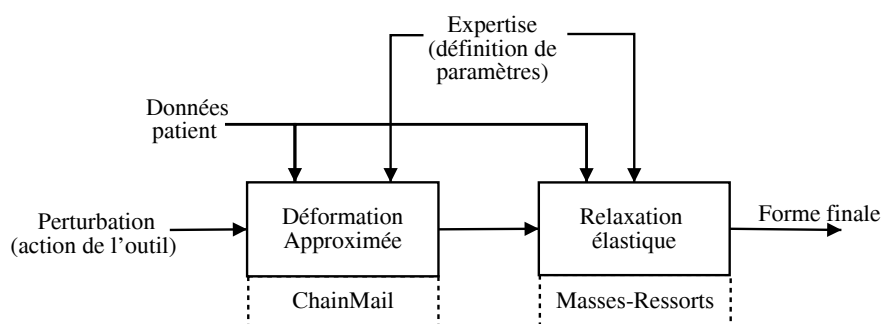


FIG. 9.1: Approche de simulation de déformations adoptée.

9.1 Calcul de la surface idéale

Le calcul de la surface idéale dans la zone de lésion est réalisé à partir de la description géométrique extraite par navigation. Du fait que les points appartenant à la représentation surfacique soient structurés suivant la trajectoire virtuelle du capteur, une nouvelle surface idéale peut être calculée en interpolant les points de surface situés de part et d'autre de la lésion, suivant une trajectoire idéale.

La trajectoire idéale est celle suivie par le capteur en l'absence de lésion, et qui peut être calculée à partir de la trajectoire initiale centrée dans la lumière par interpolation des points entre deux zones saines. Nous avons choisi l'utilisation des fonctions splines cubiques [Pres88], qui permettent de calculer une trajectoire lisse.

Suivant cette trajectoire idéale, la restructuration des points de surface, dans un repère intermédiaire cylindrique permet de calculer la surface idéale. La figure 9.2 illustre les trois étapes qui constituent cette simulation géométrique pour le calcul de la surface idéale, à partir de la trajectoire initiale et de la description surfacique de la zone de lésion.

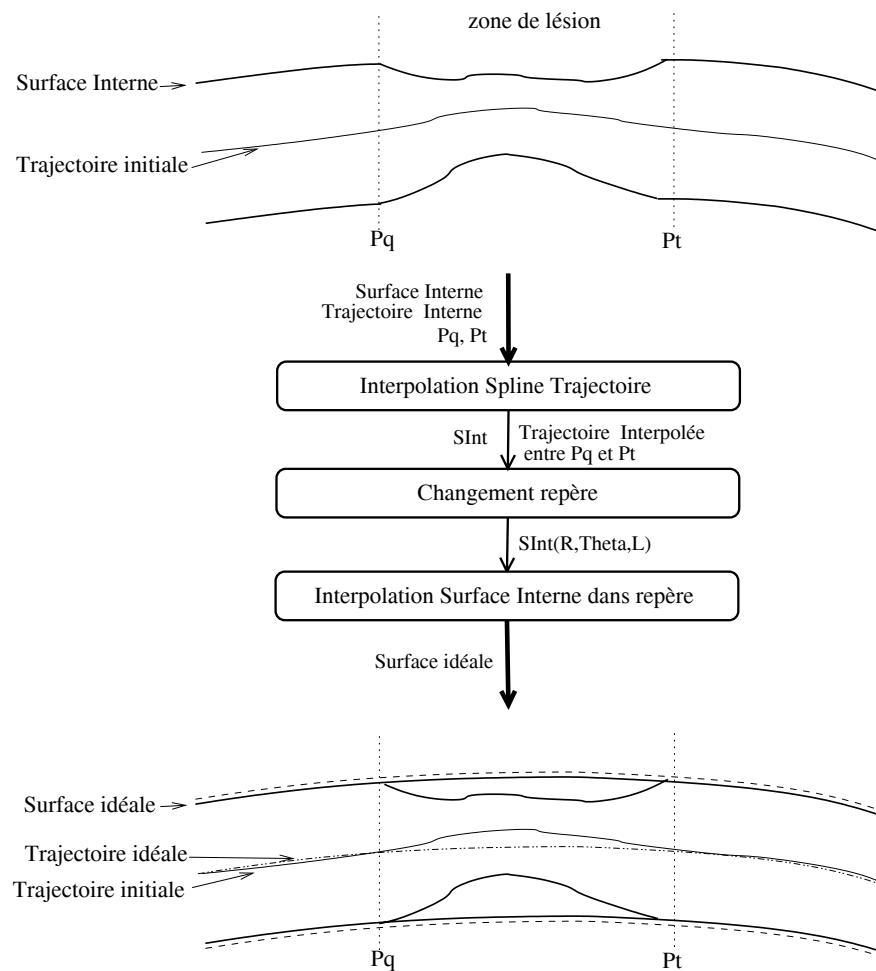


FIG. 9.2: Calcul de la surface idéale.

Après l'identification de la zone de lésion (délimitée par P_q et P_t), la trajectoire idéale (TI) est calculée. Ensuite tous les points de la surface sont exprimés selon leur position radiale et angulaire par rapport à TI dans un repère cylindrique $O(R, \theta, L)$. La surface est composée des contours de N points chacun, dans le plan de quantification, perpendiculaires à la trajectoire. Ainsi, pour le contour polygonal $\Gamma_i = (p_{i0}, p_{i1}, \dots, p_{iN-1})$, à la position P_i , le point p_{ik} , se trouvant à une distance r_{ik} de la trajectoire centrale, à un angle de θ_{ik} , est exprimé dans $O(R, \theta, L)$ comme $p_{ik}(r_{ik}, \theta_{ik}, L_i)$. Finalement, la surface dans la zone de lésion est calculée dans $O(R, \theta, L)$ par interpolation linéaire entre les contours $\Gamma_q = (p_{q0}, p_{q1}, \dots, p_{qN-1})$ et

$\Gamma_t = (p_{t0}, p_{t1}, \dots, p_{tN-1})$ obtenus respectivement sur les positions P_q et P_t .

Pour un point $p_{sk}(r_{sk}, \theta_{sk}, L_s)$ $\{s = q + 1, \dots, t - 1; k = 0, \dots, N - 1\}$, appartenant à un contour Γ_s de la zone de lésion (figure 9.3), les nouvelles coordonnées dans $O(R, \theta, L)$ sont :

$$r_{sk} = (L_s - L_q) \frac{(r_{qk} - r_{tk})}{(L_t - L_q)} + r_{qk} \quad (9.1)$$

$$\theta_{sk} = \theta_{P_0k} = \theta_{P_1k} \quad (9.2)$$

$$L_s = \sum_{n=0}^s \|P_{k+1} - P_k\| \quad (9.3)$$

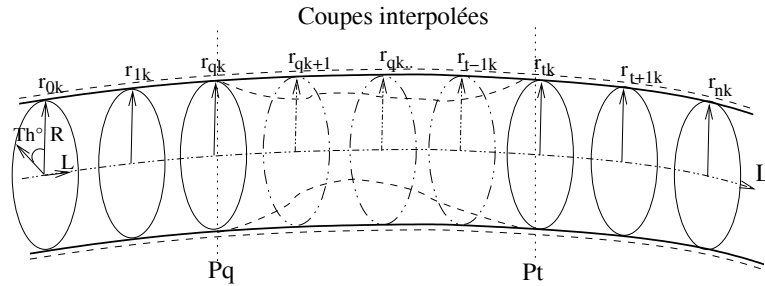


FIG. 9.3: Interpolation de la surface dans la zone de lésion.

La figure 9.4 montre un exemple de surface idéale calculée et des courbes de section et périmètre des deux surfaces (initiale rétrécie et idéale), pour le fantôme des artères coronaires. La comparaison de la surface idéale et de la surface initiale pourrait permettre de calculer, une première approximation des paramètres d'un ballon tels que la position longitudinale, le diamètre et la longueur.

Les figures 9.5 et 9.6 montrent d'autres exemples de surfaces idéales calculées à partir des surfaces initiales rétrécies. Elles ont été extraites par navigation exploratoire virtuelle dans les données des brebis utilisées dans l'évaluation de la méthodologie (cf. Chapitre 8).

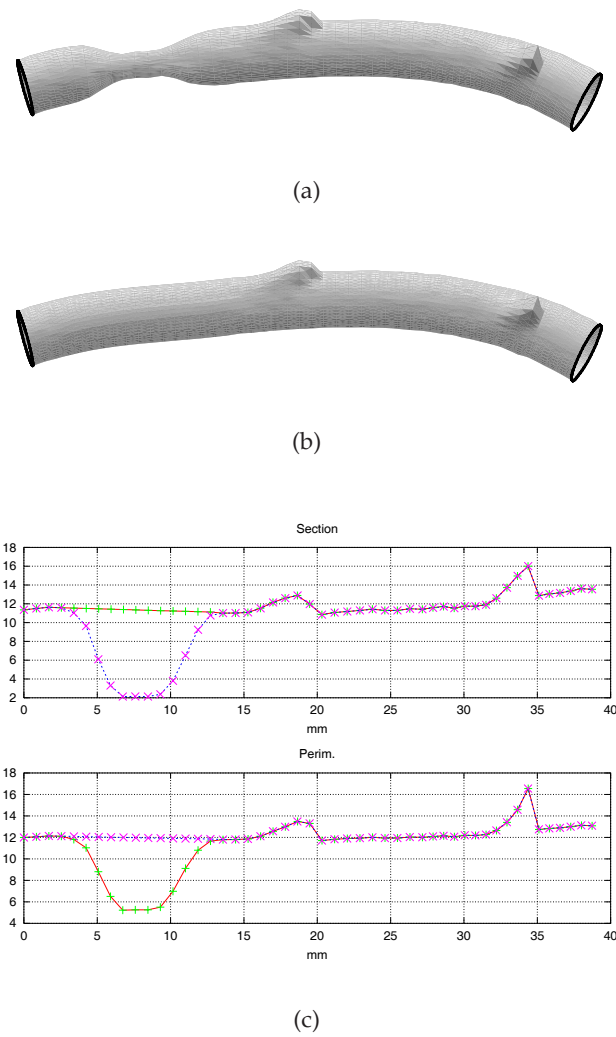


FIG. 9.4: a) Surface initiale rétrécie, b) estimation de la surface idéale, c) courbes de section (mm^2) et périmètre (mm) le long de la trajectoire (mm).

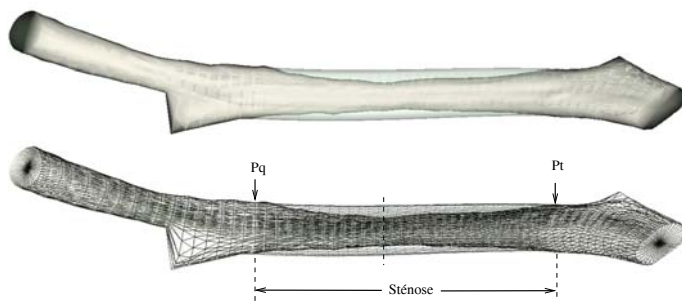


FIG. 9.5: Maillage représentant la surface interne de l'artère iliaque externe de la brebis 4L, avec la surface idéale en transparence entre P_q et P_t .

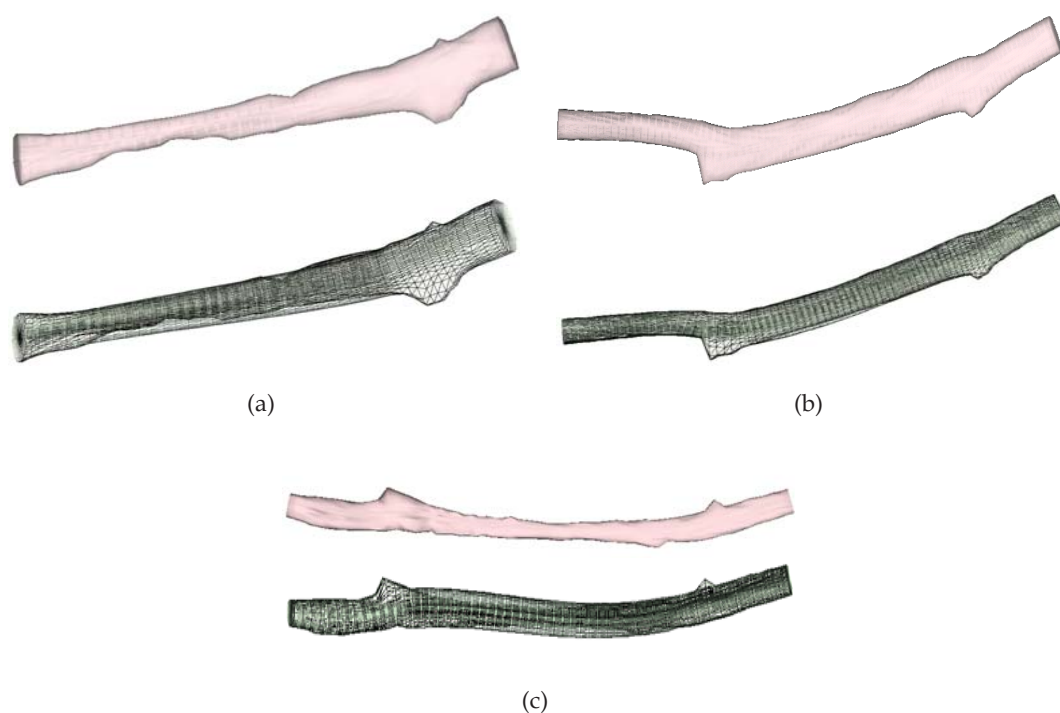


FIG. 9.6: Trois exemples des artères iliaques de brebis extraites par navigation exploratoire virtuelle avec la surface idéale calculée en transparence. a) 2R, b) 3L et c) 5R

9.2 Simulation de la dilatation sur les données volumiques 2D

Dans un objectif de planification d'angioplastie transluminale et afin d'apporter, dans une démarche spécifique patient, des solutions aux problèmes cliniques considérés, nos travaux se sont focalisés sur la réalisation de scénarios de simulation simples au regard du comportement macroscopique de la lésion. Il s'agit de simuler les données géométriques et physiques de l'inflation du ballon en intégrant les données de l'analyse pariétale et les paramètres de l'interaction tissu / outils virtuels. Nous avons considéré le cas des ballons non-compliants couramment utilisés lors des procédures d'ATL (cf. section 7.3). De ce fait, les variations de diamètre théorique du ballon en inflation en fonction de la pression appliquée restent très faibles. Ces ballons peuvent ainsi être modélisés par des modèles géométriques simples, les forces réactives de la paroi n'étant prises en compte que dans l'estimation de l'orientation et de la position de l'outil virtuel. Les hypothèses retenues sur le comportement de la structure vasculaire et de la lésion sont les suivantes (figure 9.7) :

- Les tissus très mous s'écrasent complètement sous l'effet du ballon. Sur les images TDM ils apparaissent dans les voxels de faible densité.

- Les plaques calcifiées, de nature rigide, ne se déforment pas mais se déplacent à l'intérieur de la structure, en s'incrétant dans la paroi, ou risquent de se rompre si l'on agit hors de leurs limites mécaniques. Elles correspondent aux voxels de densité élevée.

- La paroi subit les conséquences du phénomène d'écrasement et/ou déplacement des plaques et des calcifications. S'agissant d'une structure élastique, dans un processus de re-

laxation elle essaie de récupérer sa forme originale et modifie en même temps la position du ballon [Joff93].

- La paroi est une structure tubulaire qui fournit un travail mécanique radial et longitudinal. En conséquence les paramètres mécaniques qui décrivent son comportement sont exprimés en terme de coordonnées cylindriques (*ie* changement de l'épaisseur de la paroi, relation contrainte-déformation dans le sens radial de déformation, etc.).

9.2.1 Modélisation

Nous limitons dans cette première approche à des considérations dans un espace 2D, c'est à dire à la simulation de la dilatation au niveau d'une coupe reformatée. Bien entendu, il sera nécessaire d'envisager à terme son extension tridimensionnelle. Les valeurs de densité au niveau d'une coupe reformatée sont classées en trois groupes (figure 9.7) à partir de l'analyse effectuée au cours de la navigation exploratoire virtuelle.

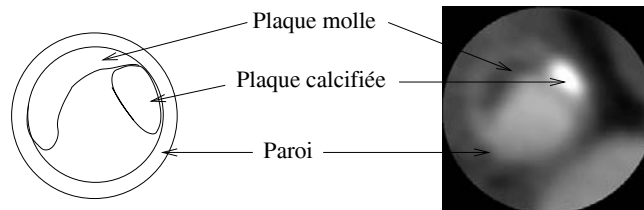


FIG. 9.7: Différentes classes de tissus selon leurs niveaux de densité. Plaque molle, plaque calcifiée et paroi.

La zone d'interaction outil-tissu est définie par la lumière interne, qui détermine la région où le ballon est positionné et dilaté. Les éléments se trouvant à l'intérieur de la zone d'interaction sont éliminés de la représentation en ne gardant que ceux qui se trouvent au delà de la surface interne. Cette surface interne contraint le déplacement du ballon, qui est modélisé par un disque placé dans la surface endoluminale. Il peut évoluer jusqu'à atteindre le diamètre maximal déterminé par les paramètres de la dilatation (taille du ballon et pression appliquée).

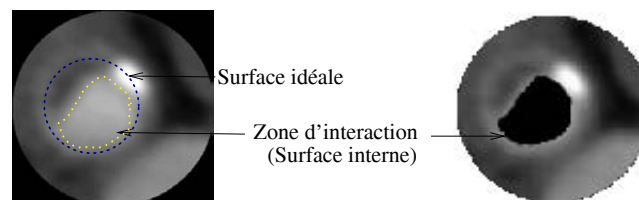


FIG. 9.8: Représentation sur une coupe reformatée 2D de la surface interne, la surface idéale et la zone d'interaction.

9.2.1.1 Construction du modèle

La méthode de ChainMail envisagée exige i) la construction d'une grille, où chaque noeud correspond à un échantillon de l'image considérée, ii) l'établissement des liens entre

les éléments et iii) la définition des propriétés géométriques globales qui contraignent la propagation d'une déformation.

La tendance naturelle est de penser à modéliser l'objet dans une grille cartésienne régulière, qui peut être structurée comme l'image initiale. Cette représentation est adéquate si les déformations se produisent dans la direction des liens (longitudinal ou axiale), et si les propriétés physiques peuvent être associées facilement aux contraintes géométriques entre les éléments. Néanmoins, si les efforts et déformations sont décrits dans des directions différentes, la description dans une grille cartésienne peut présenter des limitations. C'est le cas des déformations que subissent la paroi et les plaques sous l'action du ballon (direction radiale).

Considérons l'exemple qui apparaît sur la figure 9.9, où l'élément A subit une perturbation dans trois directions différentes ($45^\circ, 30^\circ, 0^\circ$). La conversion des paramètres mécaniques (relation contrainte-déformation) vers des paramètres géométriques est plus difficile à réaliser entre les éléments A et B , qu'entre les éléments A et C , car il n'existe pas de lien directe entre eux. En effet, la contrainte géométrique $ds1$ n'est pas contrôlable directement, à la différence de $ds2$, qui établit une relation directe entre A et C .

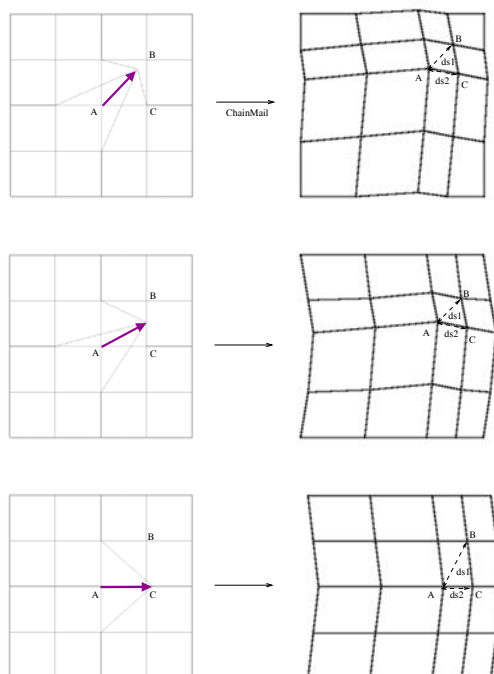


FIG. 9.9: Propagation d'une perturbation, de la même amplitude dans un grille rectangulaire selon trois vecteurs différents ($45^\circ, 30^\circ, 0^\circ$).

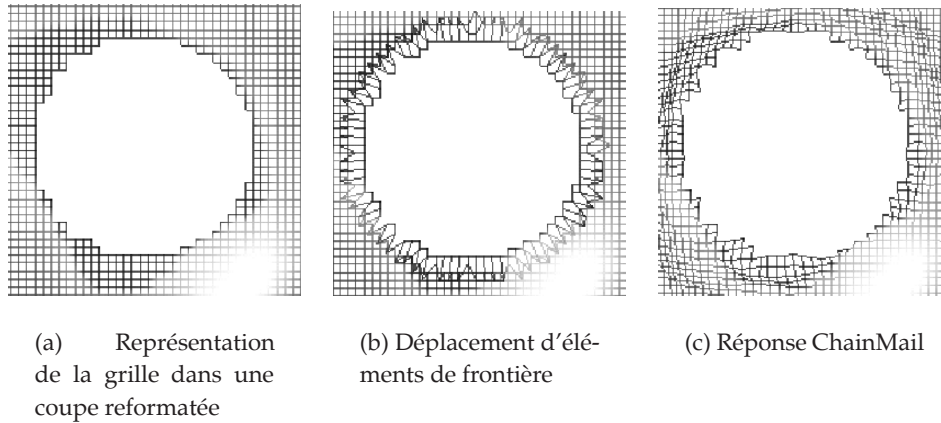


FIG. 9.10: Propagation d'une perturbation dans une grille rectangulaire dans une direction radiale.

La figure 9.10 montre l'effet global d'une perturbation radiale sur des liens réalisés dans une grille rectangulaire. On observe que la perturbation appliquée sur les nœuds interconnectés dans la grille rectangulaire ne se propage pas régulièrement dans la direction radiale. Pour s'affranchir de cet inconvénient, deux solutions sont possibles :

1. Augmenter la connexité des éléments et donc créer de nouveaux liens, par exemple diagonaux. Le problème est alors l'augmentation de la complexité et le temps de calcul.
2. Établir les liens d'une autre façon, par exemple, passer par un repère intermédiaire $O(R, \theta)$, suivant un axe dépendant de la structure. Dans ce cas, une interpolation dans le nouveau repère est nécessaire. Parmi les problèmes qui se présentent nous avons, d'une part, la définition des paramètres de l'échantillonnage (ΔR et $\Delta \theta$), qui peut conduire à des erreurs dans la construction des images et, d'autre part, l'inconvenance des liens créés en présence de lésions excentrées importantes (problème de choix de repère). Cependant, sous certaines conditions (petits déplacements, échantillonnage à partir du centre de la structure), cette nouvelle représentation peut refléter plus fidèlement les efforts appliqués dans la direction radiale. Cette approche qui est la plus facile à implanter dans le cadre de la simulation ChainMail est celle qui a été finalement adoptée.

L'image est ré-échantillonnée dans le repère intermédiaire $O(R, \theta)$ où sont gérés les contacts ou collisions multiples entre outils et structure ainsi que les déformations engendrées par la dilatation. En ce qui concerne le choix du point d'origine du nouveau repère, il peut être donné par le centre géométrique de la structure, idéalement la paroi externe (ou interne en l'absence de lésion), mais la seule information dont on dispose est la surface endoluminale détectée. Étant donné que pendant la dilatation, les efforts sont appliqués sur la paroi qui tend à se rapprocher d'une surface idéale, le centre géométrique de cette lumière interne (\bar{X}, \bar{Y}) peut constituer l'origine pour la transformation dans le nouveau repère. Ce centre coïncide aussi avec le centre géométrique du ballon, sous l'hypothèse d'un ballon centré dans la lumière interne au cours de la dilatation.

La figure 9.11 montre pour une coupe reformatée 2D la nouvelle représentation, avec une interpolation linéaire entre les 4 pixels voisins pour une position et un pas d'échantillonnage donnés ($\Delta R = 1, \Delta \theta = 1$). La transformation est réalisée à partir d'un point centré dans la

lumière. On peut constater, après la transformation (figure 9.11b) un étalement de tous les éléments constituant la paroi dans le repère $O(R, \theta)$. Une grille est ensuite construite à partir de l'image (figure 9.11c), où chaque nœud est affecté d'une valeur de densité, en éliminant les pixels appartenant à la lumière. Une perturbation qui se propage selon une direction radiale dans $O(x, y)$ peut être représentée par une propagation selon l'axe R normal à la ligne centrale dans $O(R, \theta)$.

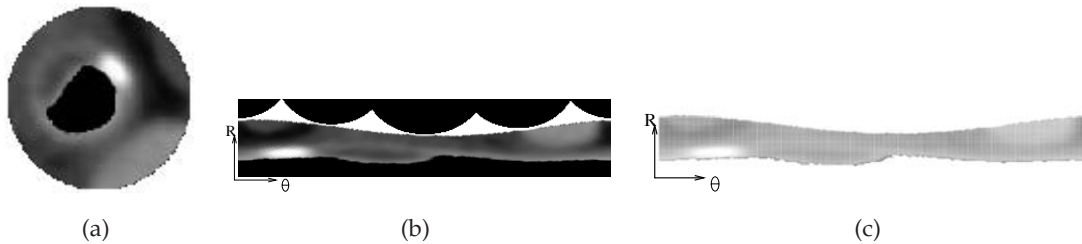


FIG. 9.11: a) Image d'une coupe reformattée perpendiculaire à l'axe du vaisseau et b) rééchantillonnage dans un repère $O(R, \theta)$. c) Construction de la grille 2D.

La densité des éléments échantillonnés dans la nouvelle grille est prise comme paramètre pour définir les contraintes géométriques ($dMaxX$, $dMinX$, $dMaxY$, $dMinY$, etc.) selon la courbe montrée sur la figure 9.12. Sur la courbe, les éléments dont la valeur de densité est au-dessus du *seuil de rigidité* (400UH) appartiennent à des régions complètement rigides ($dMin = dMax$), qui n'admettent pas de déformations mais qui peuvent se déplacer à l'intérieur des structures déformables. En revanche, pour les valeurs de densité faibles (<20UH), les déformations admises vont entre 10% de sa distance originale ($dMin$ pour compression maximale) jusqu'à 90% ($dMax$ pour tension maximale).

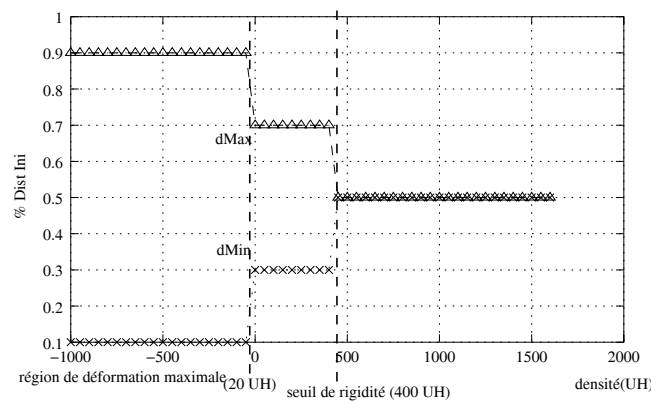


FIG. 9.12: Courbe de définition de contraintes géométriques en fonction de la densité.

9.2.2 Simulation de la déformation

La figure 9.13 représente le schéma général de l'approche envisagée pour simuler la déformation. Le ballon est placé dans la lumière préalablement définie (espace de collision). Ce

ballon se dilate par des itérations successives, rentrant en collision avec la surface et déplaçant ainsi des éléments faisant partie de la structure. A chaque itération, il y a un incrément du rayon du ballon de ΔR , jusqu'à ce que l'on atteigne sa valeur finale R_f .

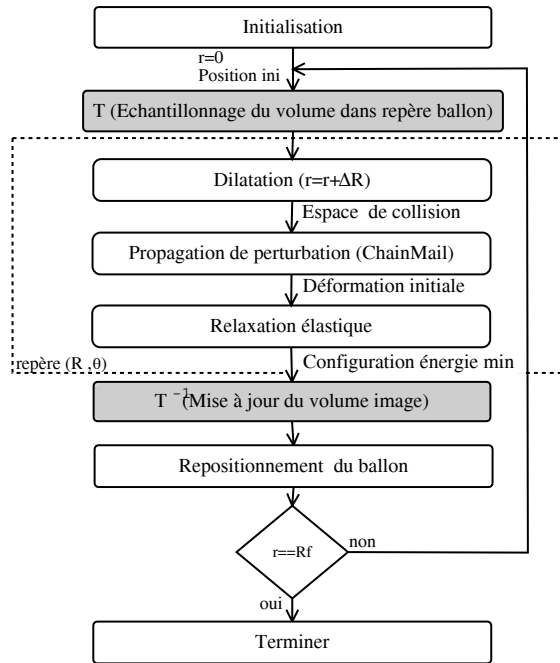


FIG. 9.13: Schéma de simulation de la dilatation.

Les étapes d'initialisation et d'échantillonnage concernent la définition des paramètres de la simulation, et la construction des modèles du ballon et de la structure : la position initiale, R_f , ΔR , $\Delta \theta$, la grille 2D et les contraintes géométriques. L'image 2D est exprimée dans le repère intermédiaire cylindrique $O(R, \theta)$ dont l'origine est représentée par le centre du ballon (figure 9.14). Chaque pixel interpolé correspond à un nœud dans la grille, où les liens sont créés suivant les axes R et θ .

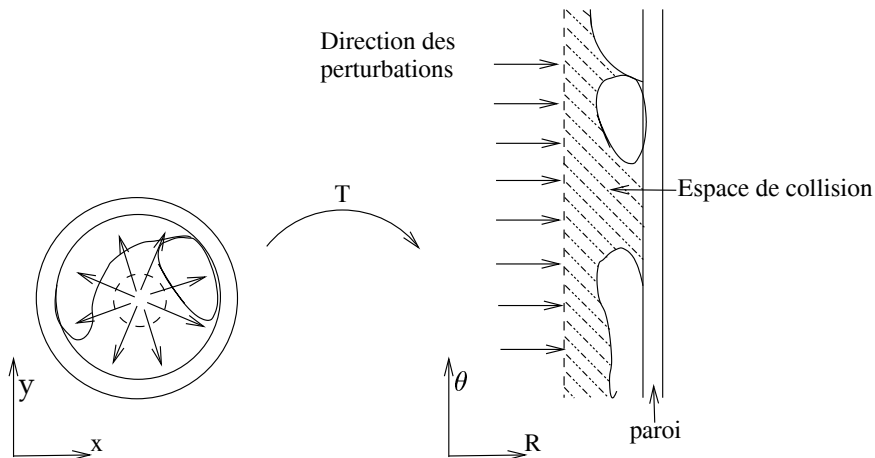


FIG. 9.14: Changement de repère de l'image 2D.

Dans $O(R, \theta)$ le ballon peut être représenté initialement par une droite à l'origine ($R = 0$). La ligne de collision outil-tissu est déterminée par les éléments de la structure qui se trouvent dans un rayon inférieur à $r_i + \Delta R$. La *dilatation* consiste à effectuer un déplacement des nœuds du maillage vers une nouvelle position de façon à ce qu'ils soient en dehors du rayon d'action du ballon dilaté ($r_i + \Delta R$)(figure 9.15).

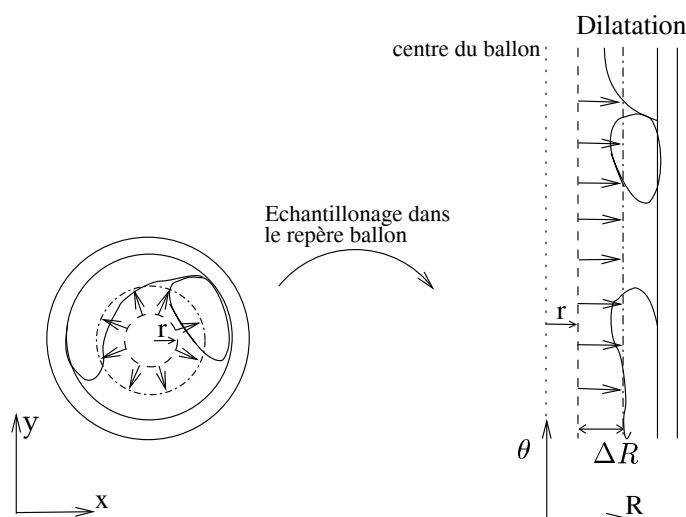


FIG. 9.15: Déplacement d'éléments dans le repère (R, θ) . Le ballon est dilaté de ΔR .

La *propagation de la perturbation* dans la direction R est réalisée avec l'algorithme de ChainMail. Après avoir calculé la forme approximée de la déformation, une *relaxation élastique* est effectuée afin de trouver la configuration d'énergie minimale (figure 9.16), où la paroi essaie de retrouver sa forme initiale en déplaçant les éléments dans le sens contraire de la dilatation. Elle est basée sur le modèle masses-ressorts. Trois types de comportement sur amortis sont modélisés. Les valeurs de E (éq. 4.14) et de γ_i ont été fixées empiriquement (figure Annexe E.8). E est le paramètre qui définit les courbes qui représentent les constantes de rigidité des ressorts du modèle. Ainsi, pour des valeurs de densité élevées les constantes de rigidité calculées garantissent une conservation de la forme par des liens rigides entre les éléments ($E = 10$), contrairement aux éléments de faible densité, qui n'apportent pas d'effort de recul élastique et pour lesquels on admet de fortes déformations ($E = 1$). Cette constante de rigidité est étroitement liée aux paramètres mesurés de la relation contrainte-déformation (module de Young) de la caractérisation mécanique des tissus. Pour la plage de densité correspondante à des tissus sains, une valeur typique a été considérée ($E = 5$). Par ailleurs, la valeur de γ_i choisie est élevée afin de ne prendre en compte que la réponse stationnaire de la relaxation $\gamma_i > 10$. La solution de la relaxation est calculée en utilisant la méthode d'Euler-Newton avec un pas d'intégration typique de $\Delta t = 0.01$ (cf. Annexe E.2).

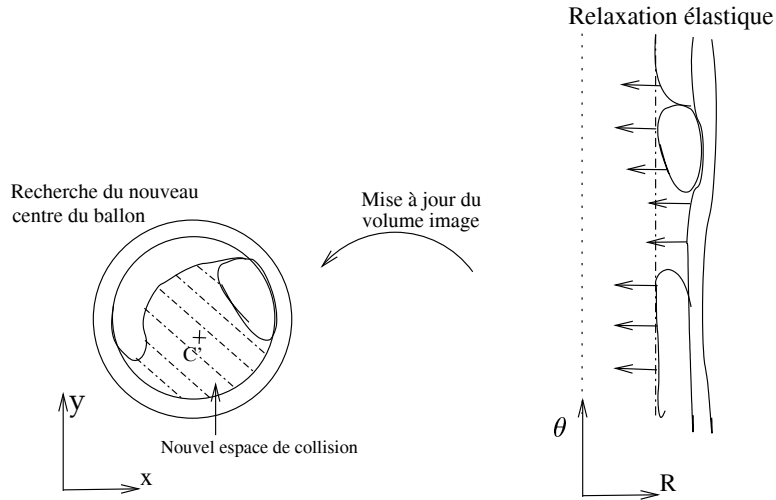


FIG. 9.16: Processus de relaxation élastique.

Lorsque la configuration d'énergie minimale est calculée dans le repère $O(R, \theta)$, une *mise à jour du volume image* dans $O(x, y)$ est réalisée. À partir de la nouvelle configuration, le volume image est ré-échantillonné et le nouveau centre du ballon C' calculé. Afin de *repositionner le ballon*, on effectue une recherche du centre de gravité du nouvel espace de collision en coordonnées cartésiennes. Une binarisation de la nouvelle image, de taille $M \times N$, est effectuée de façon à ne conserver que les pixels appartenant à la lumière interne. On calcule ensuite son centre de gravité (\bar{X}, \bar{Y}) comme :

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (B(i, j) * i)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (B(i, j))} \quad (9.4)$$

$$\bar{Y} = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (B(i, j) * j)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (B(i, j))} \quad (9.5)$$

où B est l'image binarisée de taille $M \times N$ (figure 9.17).

FIG. 9.17: Image binarisée de la nouvelle lumière interne (B) de 94×94 . $\bar{X} = 39$, $\bar{Y} = 48$.

9.2.3 Résultats préliminaires

Nous illustrons les résultats obtenus avec deux exemples différents. Le premier cas (figure 9.18 a) concerne une lésion athéromateuse (plaque molle, calcification) observée au moyen d'un examen TDM standard sur patient. Le deuxième cas (figure 9.18 b) concerne

quant à lui une plaque hyperplasique sur modèle animal de resténose.

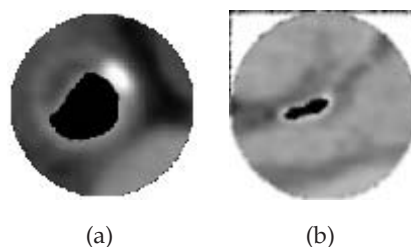


FIG. 9.18: Exemples de coupes reformatées dans des zones de sténose, utilisées pour tester la dilatation. a) Exemple 1 : données patient, b) exemple 2 : données animal.

La dilatation dans chacun de cas se déroule jusqu'à obtenir un diamètre maximum pré-défini. Dans les changements de repère consécutifs au cours des itérations, la variation de deux paramètres d'échantillonnage ΔR et $\Delta\theta$, a été testée. Des valeurs de ΔR et $\Delta\theta$ faibles correspondent à un échantillonnage fin, et par conséquent, à des images de taille plus importante dans $O(R, \theta)$. La valeur du paramètre ΔR conditionne également le nombre d'itérations de la dilatation, car il coïncide avec le pas d'incrément du rayon du ballon au cours de la dilatation.

Dans l'exemple 1 on constate pendant la simulation le déplacement de la plaque dure et l'écrasement de la plaque molle sous l'effet de la dilatation. L'écrasement des plaques molles se traduit par la disparition de pixels de faible densité autour du ballon. Un lissage des images au cours des itérations est remarqué également. En effet, le fait de dilater le ballon en coordonnées polaires entraîne un déplacement des pixels. Les valeurs de densité interpolées lors du retour en coordonnées cartésiennes sont alors lissées. Ce phénomène peut être observé dans les images 9.19 et 9.20.

Dans les figures 9.21 avec $\Delta R = 3$, $\Delta\theta = 2$, et 9.22 avec $\Delta R = 3$, $\Delta\theta = 5$, la simulation produit des images moins lissées, mais moins fines à cause de l'échantillonnage, qui entraîne une dégradation de l'image originale. D'après les résultats obtenus pour différents paramètres d'échantillonnage et de dilatation, nous privilégions l'utilisation d'un ΔR petit, qui permet la dilatation en plusieurs itérations. En ce qui concerne $\Delta\theta$, un bon compromis est obtenu avec $\Delta\theta = 5$ qui permet d'effectuer le changement de repère rapidement, et d'obtenir des images assez fines au fur et à mesure de la dilatation.

Dans l'exemple 2 (figures 9.23 à 9.26) les constatations sont les mêmes, avec une disparition des éléments de densité faible autour du ballon.

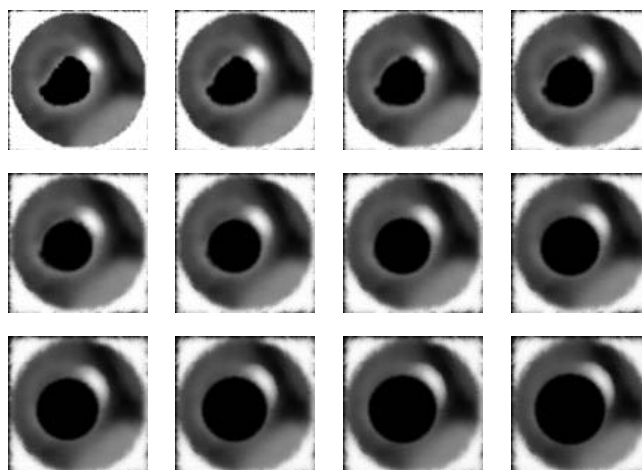


FIG. 9.19: Exemple 1 - Itérations successives de la dilatation avec $\Delta R = 1$, $\Delta\theta = 2$.

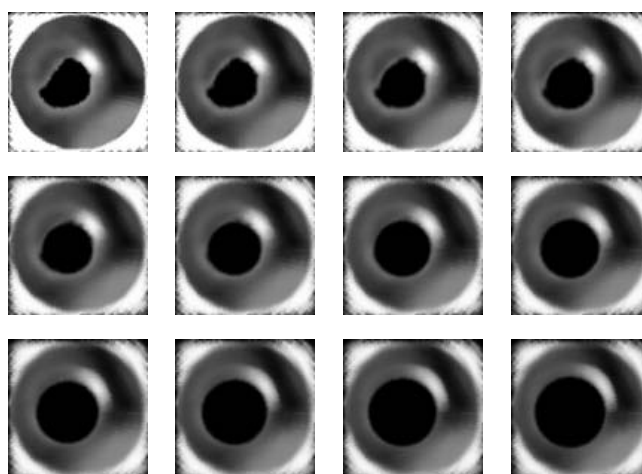


FIG. 9.20: Exemple 1 - ($\Delta R = 1$, $\Delta\theta = 5$).

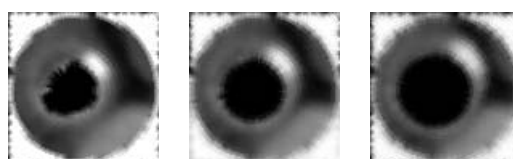
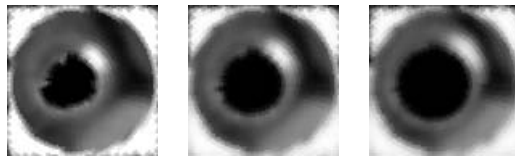
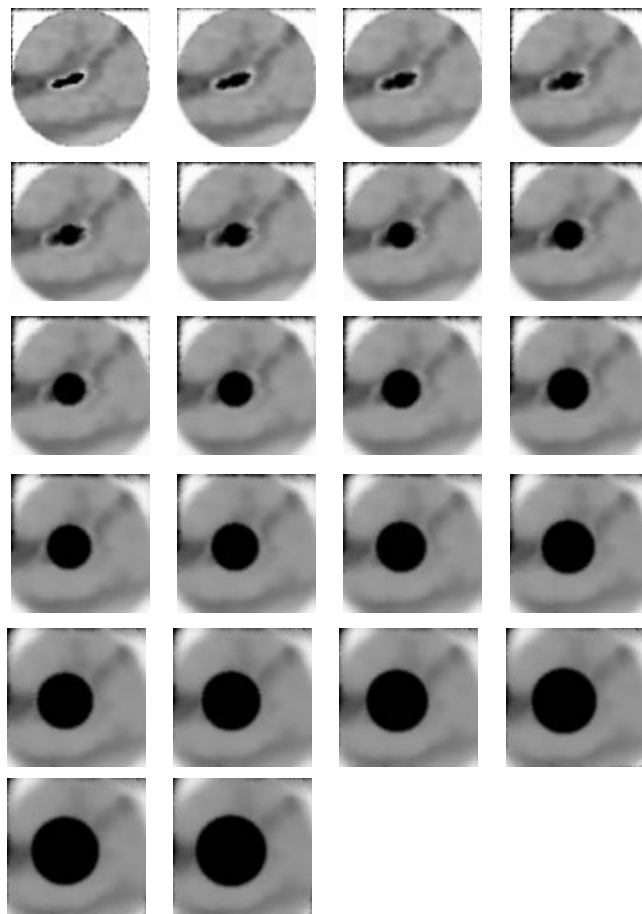


FIG. 9.21: Exemple 1 - ($\Delta R = 3$, $\Delta\theta = 2$).

FIG. 9.22: Exemple 1 - ($\Delta R = 3, \Delta\theta = 5$).FIG. 9.23: Exemple 2 - ($\Delta R = 1, \Delta\theta = 2$).

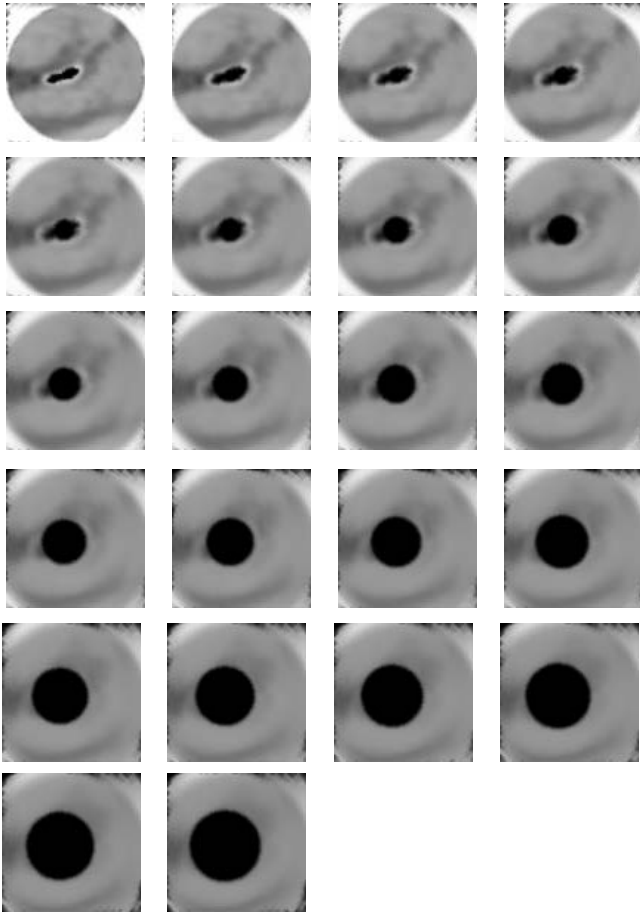


FIG. 9.24: Exemple 2 - ($\Delta R = 1, \Delta\theta = 5$).

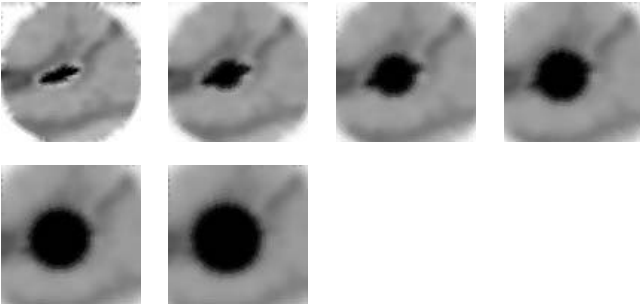


FIG. 9.25: Exemple 2 - ($\Delta R = 3, \Delta\theta = 2$).

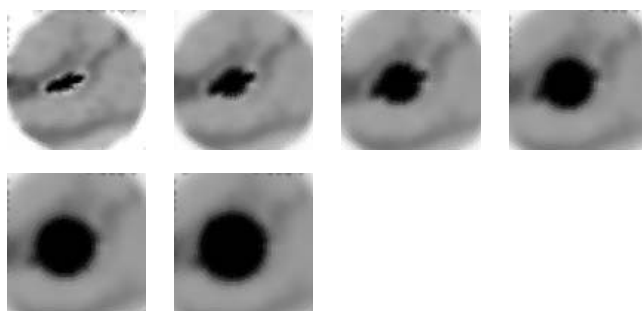


FIG. 9.26: Exemple 2 - ($\Delta R = 3$, $\Delta\theta = 5$).

9.2.4 Discussion

Le calcul de la surface idéale à partir de la surface interne extraite par navigation exploratoire virtuelle, représente un exemple de détermination indirecte des paramètres des outils où seule la description géométrique des données patient est considérée. Cette démarche pragmatique permet au moins de fournir au praticien un paramètre important pour la détermination de la taille du ballon. Dans le prochain chapitre, nous verrons comment, à partir de cette surface idéale, la planification de dose en brachythérapie endovasculaire pourrait être réalisée.

La simulation fait, quant à elle, intervenir une représentation explicite du ballon et doit inclure des considérations plus précises sur la nature de la paroi. Dans l'objectif d'accéder aux paramètres requis pour l'intervention et d'anticiper les risques éventuelles liés à la dilatation d'une sténose athéromateuse, la méthodologie de simulation proposée et mise en oeuvre en 2D nous a permis d'analyser le potentiel d'une approche combinée géométrique/physique.

Une estimation de la position finale du ballon, ainsi que la configuration approximée de la structure sont obtenues en utilisant des données patient acquises au cours d'une étape préopératoire et une connaissance *a priori* sur le comportement macroscopique des éléments constituant la paroi en présence de lésion. Toutefois la modélisation de ce type de comportement reste un problème difficile. En présence de plaques, la paroi présente des modifications structurelles qui altèrent ses propriétés mécaniques et se traduisent notamment par une perte d'élasticité qui est difficile à mesurer *in vivo*. La connaissance *a priori* s'exprime sous la forme d'hypothèses sur le comportement physique à la fois des plaques calcifiées et des plaques très molles pendant la dilatation. Leur comportement physique (rigidité des plaques dures, écrasement des plaques molles), qui s'écarte des lois d'élasticité classiquement considérées par les modèles de déformation classiques, est essentiellement reproduit dans l'approche ChainMail en considérant des contraintes géométriques établies à partir d'un nombre limité de classes de densité sur les données TDM. En revanche, pour les tissus sains essentiellement, une relaxation élastique de type masses-ressorts qui permet de réajuster la position des éléments du maillage concernés a été envisagée afin de réduire l'énergie locale du système, cette énergie étant fonction des distances entre éléments voisins. Quand ces distances prennent des valeurs dans une plage spécifiée, le système est dans un état d'équilibre. Nous pensons que la prise en compte de données de la littérature ou de données

génériques pour décrire le comportement des tissus sains, associés à des régions de densité moyenne identifiées à partir des données TDM, ne serait pas de nature à compromettre le caractère spécifique patient de l'approche proposée.

Nous avons implémenté la méthode en nous limitant au comportement dans une coupe reformatée. Les premiers tests sur quelques images 2D nous ont permis d'évaluer la faisabilité de l'utilisation d'une approche ChainMail-Relaxation élastique pour modéliser les interactions en angioplastie. Le passage par un repère intermédiaire cylindrique, introduit des problèmes d'interpolation non-négligeables. Ils peuvent être minimisés en choisissant un échantillonnage assez fin ($\Delta R = 1$, $\Delta\theta = 5$). Cet algorithme rapide permet de calculer des déformations d'objets homogènes et non-homogènes. Des modifications topologiques (coupures, déchirures, perforations ou jonctions) sur ces objets pourraient aussi être envisagées.

L'étude présentée n'est qu'une première ébauche et un travail plus approfondi sera nécessaire pour finaliser et valider la méthode.

Une extension 3D de l'approche proposée pourrait être envisagée sous deux formes. Dans la continuité de l'approche proposée, le passage à une solution 3D implique à chaque itération un échantillonnage du volume sur la ligne centrale du vaisseau. Dans ce cas, la déformation se réaliserait sur un plan dans $O(R, \theta, L)$ qui se déplacerait selon la direction radiale. Les problèmes concernent notamment le modèle géométrique, la gestion des contacts et le repositionnement du ballon. Une autre approche consisterait à considérer d'autres configurations de maillage. Par exemple, une ou plusieurs surfaces, qui suivent la forme de la lumière interne pourraient être extraites par navigation exploratoire virtuelle, et combinées afin de créer un maillage volumique ré-échantillonné sur plusieurs niveaux de la paroi artérielle (figure 9.27).

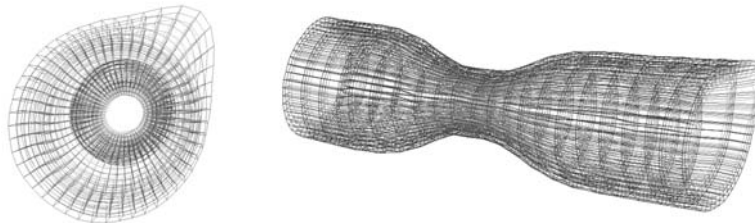


FIG. 9.27: Maillage tridimensionnel.

Enfin des tests expérimentaux plus poussés sont nécessaires afin d'affiner les hypothèses et le modèle. La comparaison de données post-dilatation et de données simulées sur un nombre significatif de cas pathologiques pourrait notamment permettre d'évaluer la validité des relations contraintes géométriques / classes de densité et constantes de rigidité / classes de densité.

Chapitre 10

Brachythérapie Endovasculaire

La brachythérapie endovasculaire consiste en l'introduction d'une source radioactive, positionnée après une angioplastie classique au niveau de la lésion pour délivrer une dose d'irradiation selon un schéma prédéterminé en fonction de paramètres tels que la longueur de la lésion et l'épaisseur de la paroi définissant un volume-cible (volume devant être irradié). Cette irradiation, permettant d'inhiber la prolifération de cellules, doit se limiter au volume-cible sans toucher les tissus environnants.

Beaucoup d'études sont en cours sur les artères coronaires [Waks00a] [Nag99] mais peu sur les artères périphériques [Pokr00] [Lier98]. La source utilisée au niveau des artères périphériques est l'iridium 192. A leur niveau se posent spécifiquement les problèmes de centrage de la source dans une lumière de plusieurs millimètres (utilisation de ballonnets de centrage), de longueur des lésions (plusieurs centimètres) [Pari01] et de pénétration du rayonnement qui pour être efficace doit atteindre l'adventice [Rubi98][Wilc96] [Scot96], sans léser la structure environnante. La marge est faible entre le sous-dosage qui peut stimuler le développement de l'hyperplasie [Sara95] et le sur-dosage [Hall99] [Gill89] [Gehm94] [Bren96].

La brachythérapie endovasculaire (EVB) par source d'iridium 192 à Haut Débit de Dose (HDD) est une technique susceptible de traiter ou de prévenir le phénomène de resténose au niveau des artères périphériques. Si le principe est connu sa mise en oeuvre reste à l'état de travaux préliminaires et n'a encore été que très peu explorée. La procédure qui paraît la plus évidente s'inspire de traitements déjà pratiqués couramment sur d'autres organes et dans le cas de pathologies tumorales. Toutefois d'autres scénarios doivent être envisagés dans l'avenir pour que cette technique se développe sur le plan clinique. Les problèmes sont posés mais des solutions sont encore à apporter, notamment en ce qui concerne (i) la définition du protocole d'intervention, (ii) la planification du traitement, (iii) sa mise en oeuvre et (iv) son évaluation.

Dans la plus part des procédures de planification de brachythérapie existantes, la distribution de la dose est spécifiée en simplifiant le volume cible comme s'il s'agissait d'une artère de diamètre constant. Cependant, les recommandations actuelles en ce qui concerne la brachythérapie appliquée aux artères périphériques indiquent que l'irradiation doit prendre en compte les caractéristiques morphologiques du vaisseau, longueur de lésion et rayon interne de la lumière, afin de sécuriser la procédure et rendre l'intervention plus fiable. L'objectif de ce chapitre est de proposer une méthodologie pour la planification dosimétrique en

utilisant des éléments de planning et de simulation exposés précédemment. Elle est divisée en deux parties (Figure 10.1) :

- Modélisation de la surface interne du vaisseau. Elle consiste à l'identification des paramètres nécessaires au traitement, la caractérisation et analyse de la structure par angioscopie virtuelle, et l'introduction des éléments de simulation pour la définition de la trajectoire de la source et du volume cible.

- Etablissement du plan dosimétrique de traitement. Il consiste à déterminer les paramètres de la source (temps de pose, positions le long de la trajectoire) en considérant la morphologie du vaisseau et une visualisation de contrôle sur les images endoscopiques et sur les coupes scanner.

Quelques résultats sur des données du modèle animal de resténose décrit dans le chapitre de validation sont présentés à la fin.

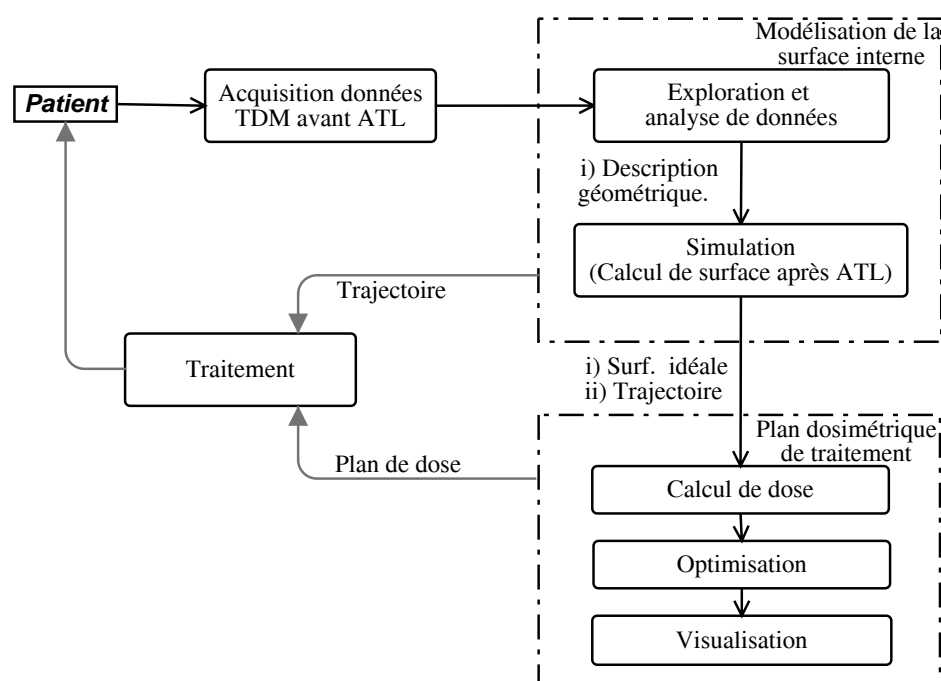


FIG. 10.1: Schéma de planification en brachythérapie.

10.1 Modélisation de la surface interne

Selon les critères établis par le *Therapy Committee Task Group N° 60* [Nath99], les paramètres nécessaires à la brachythérapie comprennent la longueur de la lésion et le rayon interne du vaisseau après l'angioplastie, permettant de définir le volume-cible :

- Longueur + 10 mm à chaque extrémité.
- Rayon interne + 2 mm.

Le principal problème dans la détermination de tels paramètres est que la brachythérapie agit sur la lésion après l'angioplastie transluminale, alors que dans l'étape préopératoire on dispose seulement d'un volume image avant l'angioplastie. Afin de limiter les acquisitions à un seul examen pré-angioplastie, la question posée ici est de savoir si les paramètres

géométriques déterminés à partir d'une acquisition tomодensitométrique pré-angioplastie permettent d'établir un planning sécurisé de brachythérapie adapté à la morphologie du vaisseau et de prévoir l'irradiation des tissus environnants.

Nous utilisons alors la méthodologie d'analyse par navigation exploratoire virtuelle exposée dans les chapitres 5 et 6, pour :

- Extraire la surface interne de la structure vasculaire et la lésion, et les paramètres quantitatifs nécessaires au planning (ligne centrale, longueurs et diamètres de la lumière interne).
- Identifier les tissus environnants susceptibles d'être sensibles à l'irradiation.
- Déterminer la surface interne après une angioplastie, dans le but de estimer le volume-cible.

10.1.1 Surface après ATL

Comme nous l'avons vu au chapitre précédent l'idée est ici d'estimer la surface virtuelle délimitant la lumière après dilatation. Nous faisons l'hypothèse qu'un vaisseau normal ne change pas abruptement de diamètre le long de son axe. A partir de la connaissance de la géométrie du vaisseau dans une zone saine suffisamment étendue de part et d'autre de la lésion, la surface idéale peut être calculée en deux étapes : i) la ligne centrale, est estimée en ajustant une spline cubique 3D aux points de la trajectoire centrée, placés avant et après la lésion, ii) les coordonnées 3D (x,y,z) des points du maillage surfacique sont interpolés à partir des points détectés en zone saine (figure 10.2). P0 et P1 sont les points considérés comme le début et la fin de la lésion. Grâce à la géométrie de la structure vasculaire et aux paramètres quantitatifs extraits pendant l'étape d'analyse, il est possible de planifier une trajectoire centrée de la source tout au long de la structure et d'accéder à la morphologie du vaisseau à irradier après angioplastie.

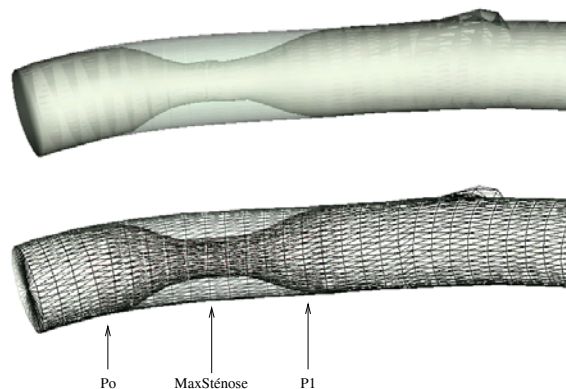


FIG. 10.2: Détail de la surface initiale et surface idéale superposées.

10.2 Simulation spécifique-patient de la dose

Dans le cadre d'une coopération avec le laboratoire LIST de l'Université de Nankin-Chine, et le CRLCC de Rennes (Centre Eugène Marquis) une méthode d'optimisation du

plan dosimétrique de traitement prenant effectivement en compte les paramètres morphologiques déterminés par navigation exploratoire virtuelle a été réalisée. Pour l'instant l'atténuation dans les tissus n'est pas prise en compte et tous les tissus sont assimilés à de l'eau.

10.2.1 Calcul de dose

La source considérée est une source ^{192}Ir cylindrique (diamètre : 0,6 mm, longueur : 3,1 mm) enfermée dans un conteneur (diamètre : 1,1 mm, longueur : 5,1 mm) et fixée à un guide qui se déplace dans le vaisseau à l'intérieur d'un dispositif de centrage (ballonnets de centrage). Selon le formalisme proposé par l'AAPM (Société Américaine des Physiciens en Médecine), groupes de travail TG43 [Nath95] et TG60 [Nath99], la distribution de dose pour une source symétrique cylindrique peut être décrite en terme d'un système de coordonnées polaires (r, θ) , dont l'origine se trouve au centre de la source. Soit r la distance au point d'intérêt et θ l'angle par rapport à l'axe de la source, le taux de dose délivré $D(r, \theta)$ en un point (r, θ) est défini par :

$$D(r, \theta) = S_k \Lambda \left[\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right] g(r) F(r, \theta) \quad (10.1)$$

où S_k est le débit de kerma dans l'air¹ qui est une mesure de l'activité de la source, Λ est une constante de débit de dose dans l'eau, $G(r, \theta)$ est un facteur géométrique, $g(r)$ est la fonction radiale de dose et $F(r, \theta)$ est la fonction d'anisotropie. Le point de référence (r_0, θ_0) est un point placé à une distance de 1 cm du centre de la source, i.e. $r_0 = 1$ cm et $\theta_0 = \frac{\pi}{2}$.

Si N désigne le nombre de positions de la source au cours du traitement, alors la dose reçue en un point de l'espace est donnée par :

$$I(P) = \sum_{j=1}^N w_j D(r_j, \theta_j) \quad (10.2)$$

Où w_j correspond au temps de pose (temps d'irradiation pour une position j de la source). La distribution de dose peut ainsi être calculée en chaque point du volume d'intérêt (problème direct).

10.2.2 Optimisation

Le but de la brachythérapie endovasculaire est de fournir une valeur spécifique de dose sur les points de lésion. Pour la résolution du problème inverse, il est nécessaire de déterminer les paramètres d'irradiation par une procédure d'optimisation. La dose est prescrite par rapport aux points de surface donnés par la description géométrique. Une minimisation par moindres carrées d'une fonction de coût quadratique, qui représente la différence entre la dose souhaitée et la dose délivrée, a été utilisée :

¹kerma dans l'air : Énergie transférée par gramme d'air aux électrons secondaires.

Le kerma (Kinetic Energy MASS) est la somme d'énergie cinétique initiale de toutes les particules primaires chargées, libérées par des particules non-chargées par unité de masse. L'unité de kerma est le gray : kerma dans une masse de matière de 1 kilogramme dans laquelle les particules ionisantes chargées sont libérées de façon uniforme par des particules ionisantes non chargées et pour lesquelles la somme des énergies cinétiques initiales est en moyenne égale à 1 joule.

$$\min f(X) = \sum_{i=1}^{N_p} (D_i - I(P_i))^2 \quad (10.3)$$

où X dénote l'ensemble de paramètres à optimiser, N_p le nombre de points de surface considéré et D_i la valeur à délivrer au point de surface P_i .

Il y a plusieurs algorithmes qui peuvent être utilisés pour résoudre ce problème d'optimisation. A cause de la difficulté de dériver analytiquement la fonction coût, la méthode de Powell a été implémentée. Le jeu de paramètres considéré dans l'optimisation correspond alors aux temps de pose w_j , $j = 1, 2, \dots, N$, c'est à dire les temps pendant lequel la source reste en chacune des positions prédéterminées le long de la trajectoire.

10.2.3 Visualisation

Grâce à un logiciel développé dans le cadre de la coopération signalée avec l'Université de Nankin, des courbes isodose ont été établies à partir de deux types de données : i) Un vaisseau de diamètre constant pendant toute la trajectoire incluant la lésion, ii) un maillage qui représente la vraie morphologie, à partir de la surface interne ou la surface idéale. Ces courbes isodose peuvent être visualisées sur un plan de coupe tomodynamométrique (Figure 10.3). La restitution de l'information sur les images scanner permet de contrôler la distribution de la dose en fonction des paramètres choisis.

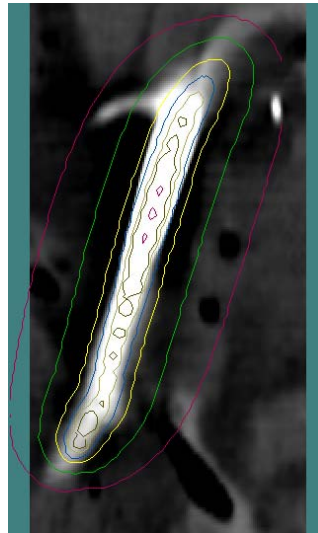


FIG. 10.3: Courbes iso-dose superposées sur un volume image TDM.

Comme les structures vasculaires peuvent présenter des orientations et courbures différentes, elles ne sont pas toujours bien observables sur ce type de représentation. Un système de visualisation dédié au contrôle du plan dosimétrique de traitement a été élaboré en combinant les courbes isodose aux vues endoscopiques et aux coupes reformatées suivant l'axe de la structure (figure 10.4). Cette visualisation permet de mieux apprécier la distribution de dose par rapport à la paroi vasculaire et aux organes sensibles environnants.

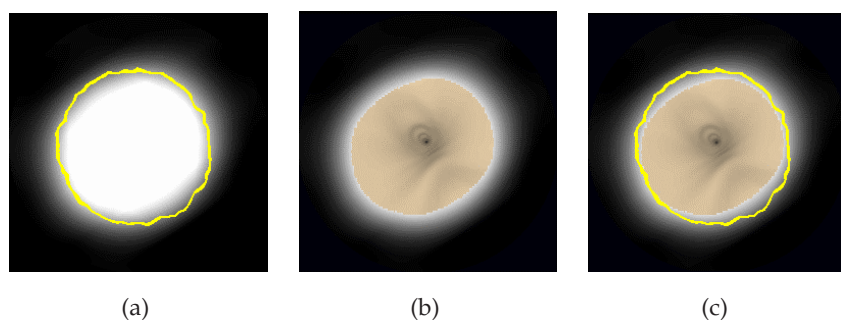


FIG. 10.4: Courbe iso-dose superposée aux images de navigation exploratoire virtuelle. a) Une coupe reformatée perpendiculaire à l'axe optique du capteur. b,c) Image endoscopique.

10.3 Résultats

Les premiers tests de simulation ont été réalisés sur données fantôme. La surface idéale calculée est représentée sur la figure 10.2. Un plan dosimétrique de traitement a été établi à partir de ces données en considérant 7 poses, définies interactivement et séparées de 5 mm, le long de la trajectoire centrale calculée. La figure 10.5 montre les distributions de dose obtenues pour deux configurations différentes qui ont été calculées : la première en considérant la géométrie réelle du vaisseau et l'autre en fixant le rayon du vaisseau à une valeur moyenne. Le processus d'optimisation fournit les temps pour chaque position en fixant la contrainte de 12 Gy au niveau de la surface. Les courbes iso-dose obtenues en considérant la surface extraite sont visualisées en combinaison avec les vues endoscopiques virtuelles dans la figure 10.6. Dans les images, la courbe de 12 Gy est représentée en jaune.

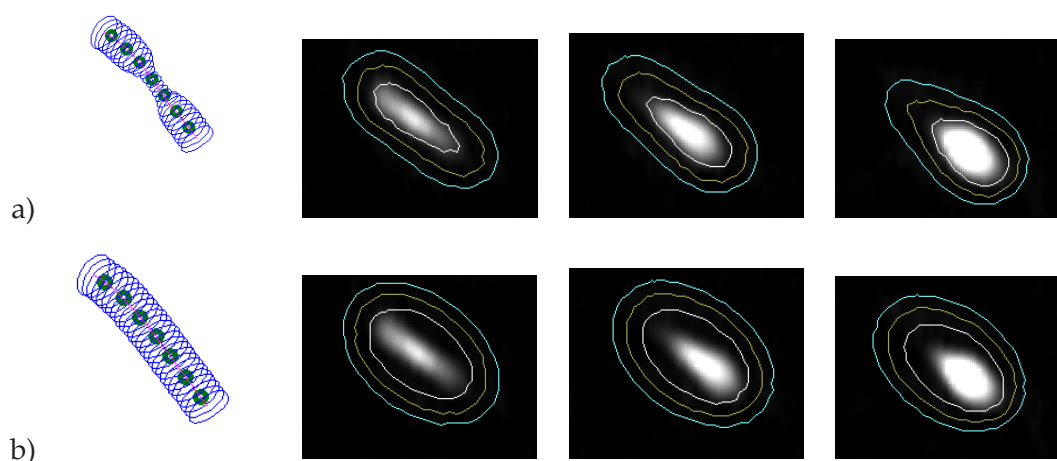


FIG. 10.5: Courbes iso-dose obtenues avec une source ^{192}Ir en considérant, a) la géométrie réelle fournie et b) un rayon constant dans le vaisseau (moyenne de rayons). La courbe centrale représente la dose de 12Gy, elle est superposée aux images CT en 3 positions différentes.

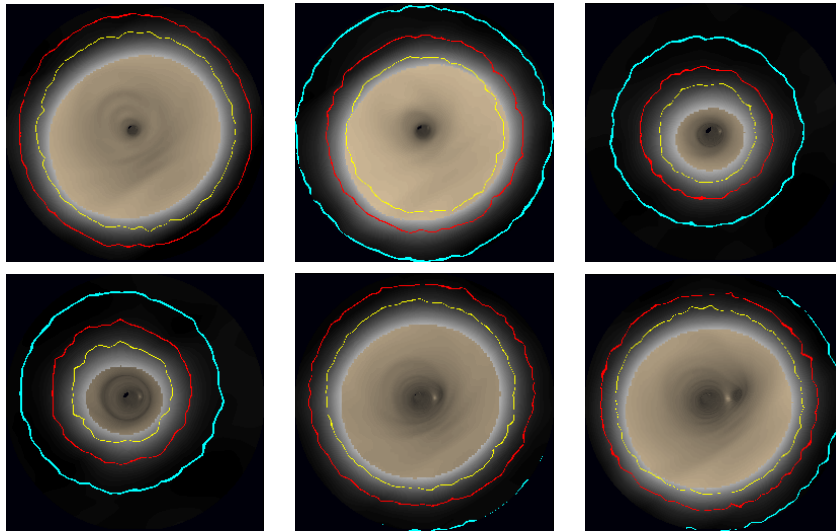


FIG. 10.6: Courbes iso-dose superposées aux images endoscopiques, en considérant la vraie morphologie de la structure.

Par ailleurs, des tests ont été réalisés en considérant les données du modèle animal de resténose hyperplasique [Mois01]. Dans cette étude, deux types d’acquisitions scanner ont été faites : avant et après l’angioplastie transluminale.

Dans un premier temps, la planification de la dosimétrie a été effectuée sur le maillage issu des données post-angioplastie. Afin d’évaluer la dosimétrie basée sur les nouvelles recommandations, deux séries de courbes isodose ont été établies sur les artères après dilatation post-mortem :

- Une série prenant en compte la géométrie effective de l’artère (12 Gy à 2 mm de la surface délimitant la lumière vasculaire) et les recommandations du TG60 de l’AAPM [Nath99].
- Une série considérant une dose prescrite selon l’approche habituelle : 12 Gy à une distance fixée par rapport à la source, cette distance correspondant au rayon moyen de la lumière vasculaire majoré de 2 mm (rayon constant, qui ne prend pas en compte la vraie géométrie du vaisseau).

Les trajectoires initiales de navigation ont été définies de manière interactive, avec un centrage automatique à l’intérieur des structures. Ensuite, les maillages de la surface interne du vaisseau donnant la morphologie de la sténose ont été construits (Figure 10.7), ainsi que des courbes donnant le périmètre le long de la trajectoire. Les longueurs des lésions, par contre, ont été déterminées à partir des données avant angioplastie. Les deux types de dose calculées apparaissent dans la figure 10.8, superposées aux coupes TDM. Les résultats montrent que la courbe iso-dose de 12Gy qui prend en compte la morphologie de la structure s’adapte mieux à la paroi du vaisseau (a), tandis que le courbe iso-dose résultante de la spécification de dose à rayon constant (b) n’est pas précise et pourrait être à l’origine des déficiences de ce type de procédure interventionnelle.

De plus, les doses calculées restituées sur des données scanner ont permis d’évaluer le risque sur des organes voisins du volume-cible. Par exemple, afin d’étudier l’irradiation que subirait l’uretère proche du point de croisement des artères iliaques, nous avons considéré un volume TDM dans lequel une sonde radio-opaque avait été mise en place. La figure 10.9

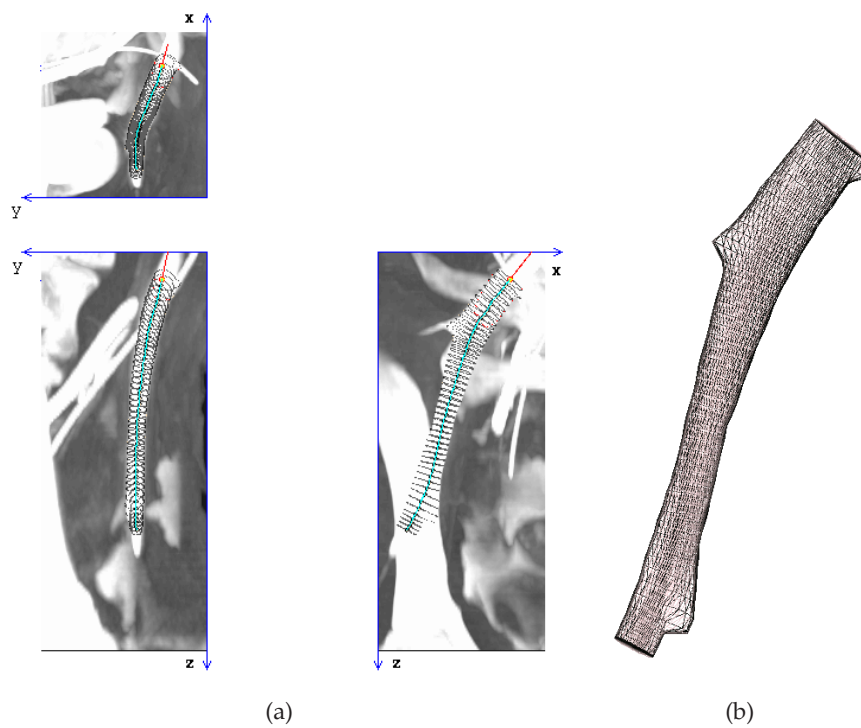


FIG. 10.7: Navigation exploratoire virtuelle dans une des artères iliaques. a) Superposition sur une représentation MIP du volume image de la surface interne détectée. b) Représentation de la surface par maillage.

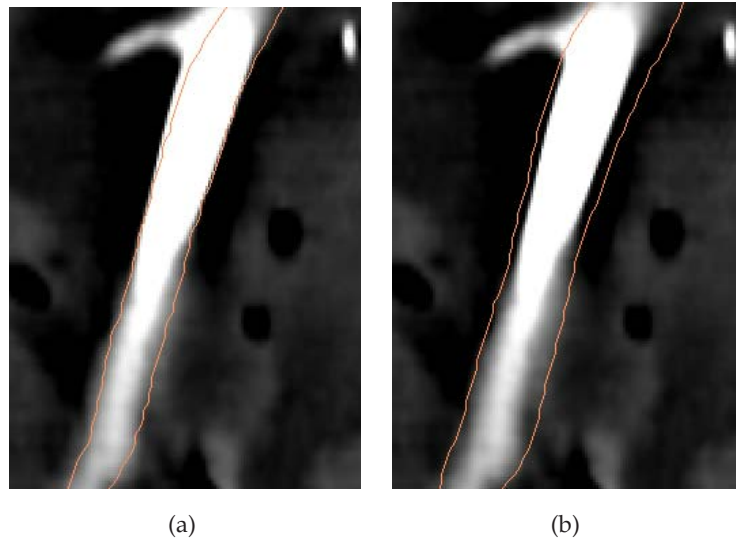


FIG. 10.8: Courbe iso-dose 12Gy obtenue avec une source ^{192}Ir , superposée aux images CT dans une artère iliaque de brebis post ATL, en considérant. a) Un rayon constant autour de la source pour la description du vaisseau (moyenne de rayons) et b) La géométrie déterminée par navigation exploratoire virtuelle.

montre des courbes isodose établies au niveau d'une artère iliaque de brebis sur des coupes endoscopiques. Ces images montrent l'uretère touché par la zone d'irradiation. L'ajustement de la dose avec une caractérisation préalable de la paroi permettrait d'obtenir une meilleure efficacité avec un niveau de sécurisation plus élevé.

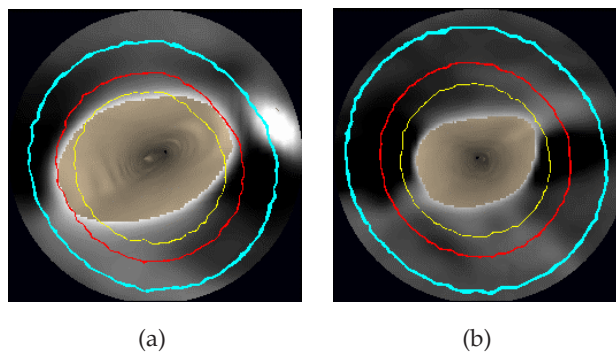


FIG. 10.9: Courbes iso-dose superposées aux images endoscopiques en deux positions différentes de la trajectoire. La courbe iso-dose 12Gy est la plus externe. a) Dans cette position elle tangente l'uretère. b) Elle est loin de la lumière interne.

A partir de l'acquisition tomodensitométrique avant angioplastie, l'établissement d'un planning comprenant la caractérisation de la lésion, une simulation simplifiée d'angioplastie (surface idéale) et le calcul dosimétrique ont pu être réalisés. La figure 10.10 montre comment l'ensemble des différentes étapes de planification d'une intervention pourrait être en-

visagé. Il est possible d'accéder à la localisation du début et de la fin de la sténose par rapport au repère anatomique que constitue la bifurcation fémorale, information disponible sur l'acquisition pré-dilatation, qui est conservée et qui est directement reportée sur les données simulées (surface idéale). Ceci permet de programmer le déplacement de la source dans l'artère (positions de début et fin d'irradiation). Le calcul de dose a été réalisé en tenant compte de la géométrie de la surface idéale. La distribution de dose est représentée en niveaux de gris sur des coupes orthogonales dans le même repère que les données scanner. Sur la même figure, à droite, apparaît la même artère iliaque de brebis après dilatation. Elle nous a permis de produire des images représentant la distribution de dose afin d'évaluer subjectivement les résultats obtenus en considérant la surface idéale.

10.4 Conclusion

Cette étude correspond à une nouvelle procédure en cours de développement pour la prévention de la resténose après angioplastie dans les artères périphériques. Il a été envisagé une première approche de planning adapté à la morphologie artérielle des patients, grâce aux possibilités de description géométrique par navigation exploratoire virtuelle, et de simulation d'une ATL pour accéder aux paramètres de l'intervention.

La méthode proposée doit permettre d'élaborer un planning de brachythérapie à partir d'un volume image TDM acquis avant angioplastie.

Il est toutefois indispensable d'envisager une évaluation plus poussée afin de valider cette méthode de planning dans des conditions réelles et sur un nombre de cas significatifs.

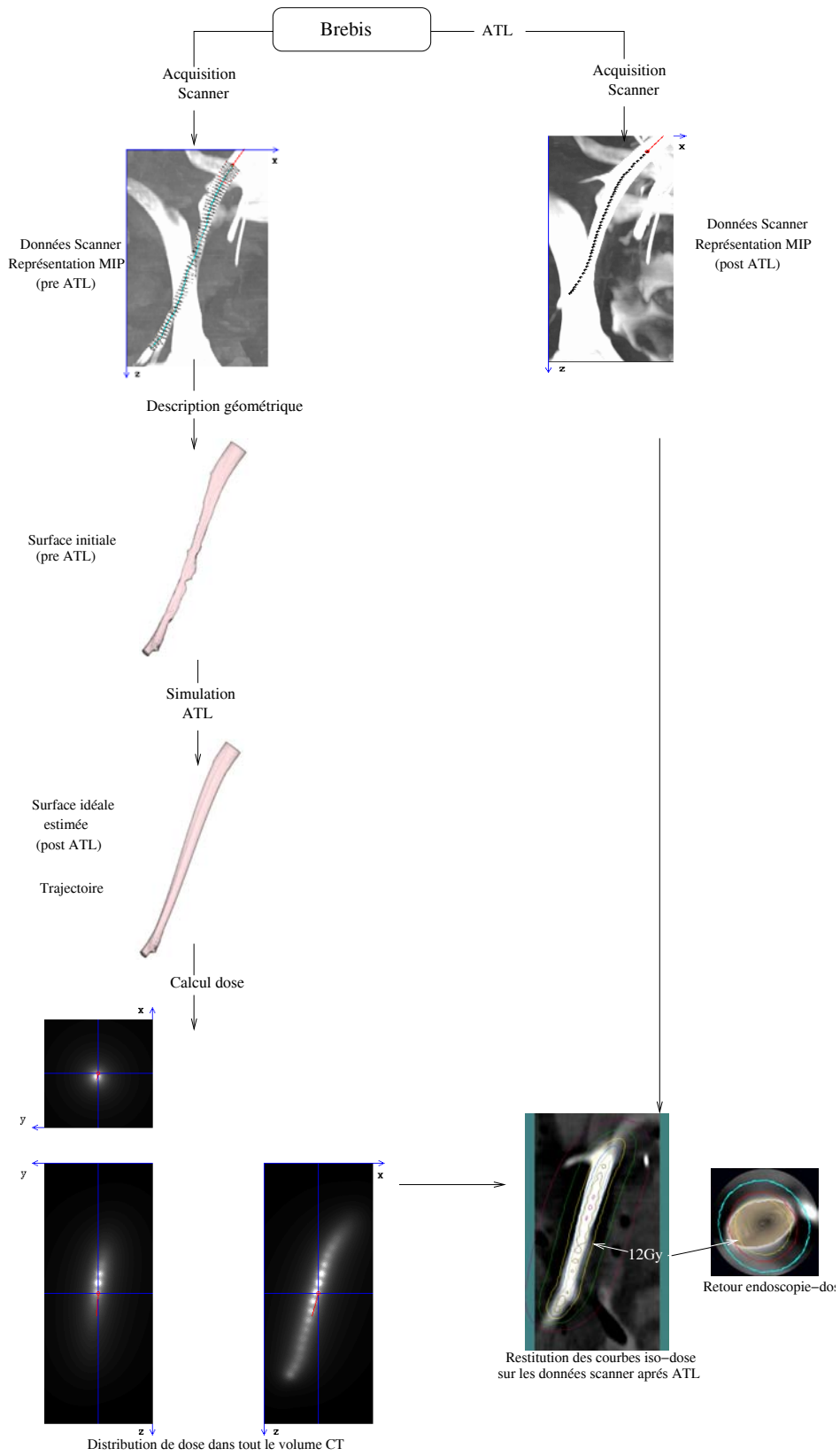


FIG. 10.10: Planning de dosimétrie à partir du volume pre ATL.

Conclusion et perspectives

Les travaux effectués dans cette thèse avaient pour objectif la définition d'une méthodologie de planning interventionnel spécifique patient. Le cadre d'application clinique est représenté par le traitement endovasculaire de trois types de lésions résultant de l'athérosclérose : les sténoses, le phénomène de resténose et les anévrismes de l'aorte abdominale (AAA). Les procédures envisagées spécifiquement dans notre étude concernent l'angioplastie transluminale (ATL), ii) la pose d'endoprothèses, et iii) la brachythérapie endovasculaire. Ces procédures, qui présentent des difficultés d'exécution liées à leur caractère mini-invasif, nécessitent d'une étape de planification rigoureuse et précise (choix d'outils endovasculaires adaptés, définition de voies d'abord, ...).

Ces éléments sont articulés autour de plusieurs disciplines, présentées dans l'état de l'art, sur lesquelles nous avons porté un regard particulier. La *réalité virtuelle*, qui utilise un ensemble large de technologies appliquées à la médecine et doit permettre de recréer artificiellement des conditions expérimentales réelles en offrant un cadre méthodologique qui appuie la prise de décisions de la part du médecin. L'*endoscopie virtuelle* est un élément central de notre approche d'exploration et d'analyse quantitative de données. Enfin nous avons vu que les modèles utilisés actuellement dans la *simulation des interactions outils-tissus* peuvent atteindre des limites dans certaines applications pour lesquelles les lésions traitées ont un comportement qui se situe hors des hypothèses d'élasticité.

Plusieurs niveaux peuvent être envisagés dans la construction d'une stratégie interventionnelle précise basée sur l'utilisation des données image pré-opératoires spécifiques au patient. Dans ce document les principales contributions apparaissent fondamentalement sur deux aspects : i) l'analyse des structures vasculaires et la construction de modèles géométriques par navigation exploratoire virtuelle, et ii) une première approche de simulation des interactions outils-tissus afin de prévoir le comportement de la plaque sous l'action d'un ballon lors d'une procédure d'ATL.

La description géométrique et quantitative des données patient est basée sur l'introduction d'un capteur virtuel (angioscope virtuel) capable d'explorer un volume image non présegmenté. Les possibilités de perception, d'analyse locale et de description géométrique associées à ce capteur virtuel ont été étendues afin de tirer partie de son caractère "non invasif" et de sa position privilégiée à l'intérieur des structures anatomiques. Les difficultés rencontrées sont principalement liées aux non-homogénéités du produit de contraste (imagerie TDM utilisée) en présence de différentes lésions (calcifications, thrombus, ...) ainsi qu'à la nature arborescente des structures explorées. Dans ce contexte, une méthode pour la détection de la lumière interne sur des plans de quantification perpendiculaires à la trajectoire déterminée par le capteur virtuel et centrée dans la lumière a été développée. Outre sa sim-

plicité et sa rapidité, cette méthode permet de réaliser une recherche des points de surface initialisée depuis l'intérieur de la lumière vasculaire dans un processus quasi opérateur-indépendant. Des méthodes pour la construction d'un maillage représentant la surface interne détectée ont également été proposées. Basées sur la fusion de maillages décrivant chacun une structure simple (non arborescente) elles permettent de s'affranchir des difficultés associées à la présence de bifurcations. Ces méthodes semblent fournir une description précise des structures vasculaires au regard des applications considérées. Des modifications visant à les optimiser pourraient être envisagées, notamment au moyen d'approches hiérarchiques pour la construction de grilles d'échantillonnage différentes.

Nous avons porté une attention particulière à la mise en oeuvre d'un protocole d'évaluation vis à vis des éléments nécessaires au planning. C'est ainsi que la description géométrique est évaluée dans deux contextes différents. D'une part dans la quantification de structures sténosées grâce à un modèle animal de resténose et, d'autre part, dans le cadre du dimensionnement des endoprothèses aortiques. Les possibilités d'exploitation de la description géométrique 3D et de la ligne centrale des vaisseaux correspondant aussi à la trajectoire du capteur, ont été envisagées à des fins de planification et simulation. Ces nouveaux paramètres qui donnent des indications sur la morphologie de la structure ou sur la qualité de la paroi, peuvent être utilisés au profit d'une meilleure définition de la stratégie interventionnelle. Il reste à valider la pertinence de leur utilisation clinique.

En ce qui concerne les éléments de simulation, nous nous sommes intéressés aux interactions outils-tissus en utilisant des modèles anatomiques construits dans l'étape d'exploration de données. La mise en oeuvre de la simulation spécifique patient de l'angioplastie a été envisagée par la définition des scénarios simples. La première approche est focalisée sur la manipulation géométrique des modèles. Ainsi la détermination de la surface virtuelle ou surface idéale que présenterait la structure sans lésion pourrait aider à déterminer approximativement des paramètres du ballon. Cette surface idéale est reprise dans un schéma général de planification et de simulation de la brachythérapie endovasculaire pour le traitement de la resténose.

Dans le cas des interactions complexes des considérations plus précises sur la nature de la paroi ont été prises en compte. A partir de connaissances a priori sur le comportement macroscopique de la plaque lors d'une dilatation, un lien a été établi entre les niveaux de densité observables dans les images TDM et les paramètres permettant de décrire les déformations des structures, notamment en présence de lésions. L'approche ChainMail-relaxation élastique proposée prend en compte le comportement physique des plaques pendant la dilatation, qu'elles soient calcifiées ou très molles. La mise en oeuvre de cette méthode de simulation d'ATL envisagée dans le cas bidimensionnel est basée sur la propagation itérative de perturbations déclenchées par le déplacement d'un ou plusieurs éléments constituant la structure.

Parmi les perspectives de ce travail, on peut tout d'abord citer l'extension à d'autres modalités d'imagerie. Il serait souhaitable d'envisager l'utilisation et la complémentarité d'autres types d'examen préopératoires. Ceci pourrait inclure des données IRM ou ultrason qui offrent des caractéristiques potentiellement avantageuses dans la caractérisation de la qualité pariétale. Les développements futurs peuvent comporter l'inclusion d'autres paramètres quantitatifs, pour appuyer la tâche décisionnel du médecin. La confrontation de la tortuosité ou de la qualité de la paroi avec la simulation des gestes (cathétérisme, pose d'en-

doprothèse) doivent pouvoir fournir des éléments de planification complémentaires importants. Dans le schéma de navigation active, il pourrait être intéressant d'augmenter les fonctionnalités du capteur, notamment au niveau de l'exploration de la paroi, d'affiner le lien entre l'analyse réalisée dans le plan de quantification et le calcul des images endoscopiques virtuelles, d'envisager l'intégration du capteur étendu dans un schéma de navigation active plus complet (estimation de trajectoire et analyse de scène dans des structures arborescentes complexes, parcours exhaustif d'une structure d'intérêt). En ce qui concerne la simulation, le schéma de dilatation devra être étendu afin de considérer une géométrie 3D de la structure et de la lésion. Il s'agira aussi d'affiner les hypothèses faites dans la construction des modèles et d'envisager la validation des méthodes déjà implantés. Ceci serait possible entre autres, par la comparaison des images TDM acquises après ATL et des images issus d'une simulation de la dilatation sur des données avant ATL.

Quatrième partie

Annexes

Annexe A

Théorie de l'élasticité

Les problèmes d'élasticité sont formulés en utilisant des lois de la mécanique continue. Considérons un objet non-déformé (Figure A.1). Le vecteur \vec{u} décrit le déplacement entre le point $P(t_0)$ et le même point $P(t)$.

$$\vec{u}(x_1, x_2, x_3) = u_1(x_1, x_2, x_3) \vec{i} + u_2(x_1, x_2, x_3) \vec{j} + u_3(x_1, x_2, x_3) \vec{k} \quad (\text{A.1})$$

Dans un objet rigide, les distances entre les éléments de l'objet ne changent pas, alors que dans les objets élastiques, la déformation doit être prise en compte. Des distances entre paires d'éléments à l'intérieur de l'objet sont utilisées pour décrire la déformation complète.

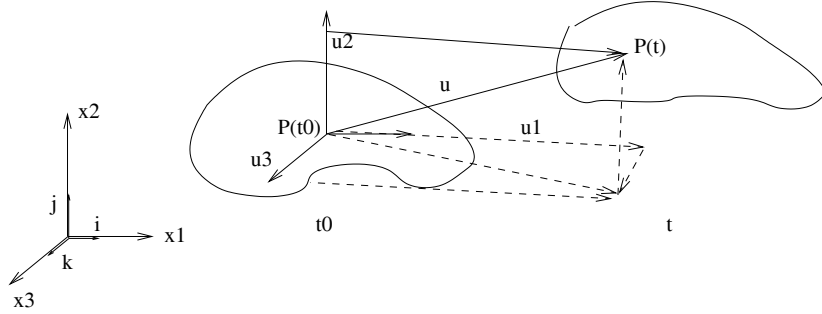


FIG. A.1: Déplacement d'un objet non-déformé (t_0) vers sa configuration déformée (t).

A.1 Tenseur de déformation

L'équation A.1 amène à une mesure de la déformation appelée *tenseur lagrangien de déformation*, exprimé comme suit :

$$E_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \right) : i, j = 1, 2, 3 \quad (\text{A.2})$$

Le terme $\frac{\partial u_k}{\partial x_i} \frac{\partial u_k}{\partial x_j}$ exprime la non-linéarité de la déformation en fonction du déplacement, mais la plupart des problèmes d'élasticité se limitent aux éléments linéaires, soit aux premiers éléments de l'équation A.2.

$$\epsilon_{ij} = E_{ij} \approx \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) : i, j = 1, 2, 3 \quad (\text{A.3})$$

Cette approximation n'est valable que pour de très petits déplacements. Sous ces hypothèses, on a donc :

$$\begin{aligned} \epsilon_{11} &= \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right) & \epsilon_{12} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right) \\ \epsilon_{22} &= \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right) & \epsilon_{23} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_2} \right) \\ \epsilon_{33} &= \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right) & \epsilon_{31} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_3}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_3} \right) \end{aligned} \quad (\text{A.4})$$

A.2 Tenseur de contrainte

La contrainte (tension) est générée lorsqu'un corps subit l'effet de forces externes. Les forces élastiques expriment la tendance de l'objet à récupérer sa forme initiale. Pour un élément infinitésimal (dV), il y a un ensemble de vecteurs de contrainte générés (figure A.2) défini par un tenseur à 9 composantes. Les composantes σ_{11}, σ_{22} et σ_{33} sont appelés contraintes normales, les autres composantes étant les contraintes tangentielles ou de cisaillement, qui représentent la contribution de y sur le déplacement de x et z , etc. Ce tenseur est symétrique, c'est à dire :

$$\sigma_{ij} = \sigma_{ji} \quad (\text{A.5})$$

Dans le cas particulier d'un solide soumis à une compression uni-axiale suivant la direction de x , le tenseur de contraintes est de la forme :

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.6})$$

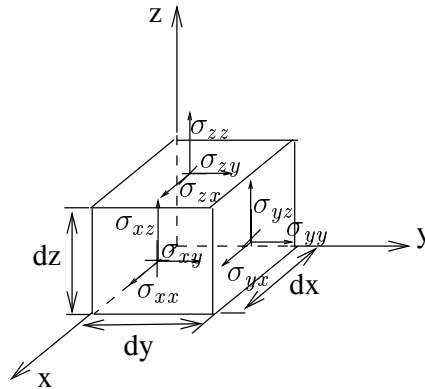


FIG. A.2: Contrainte Tension sur un élément de volume.

Considérant l'équilibre des forces appliquées sur dV , avec une force externe dans la direction x :

$$-f_x = \left(\frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zx}}{\partial z} \right) \quad (\text{A.7})$$

ou d'une façon générale :

$$\vec{F}_i = \left(\frac{\partial \sigma_{ki}}{\partial x_k} \right) \quad (\text{A.8})$$

A.3 La relation contrainte-déformation

Les propriétés mécaniques d'un milieu sont entièrement définies par la relation liant contraintes et déformations. Il existe de manière générale, trois types de relations contrainte-déformations qui décrivent de nombreux matériaux : i) fluide non visqueux, ii) fluide visqueux newtonien, et iii) solide élastique. Si l'on adopte certaines hypothèses simplificatrices, les tissus biologiques suivent un comportement *de solide élastique* appelé aussi *de Hooke*. La loi de Hooke généralisée offre une bonne description du comportement mécanique d'un solide linéaire élastique. Un solide est élastique s'il retrouve son état initial lorsque les forces extérieures qui l'ont déformé sont supprimées. Ce retour à l'état initial est le résultat des contraintes internes, qui au repos s'annulent avec les déformations.

Selon la loi de Hooke linéaire, la longueur l d'un fil quelconque est proportionnelle à la force F appliquée sur lui et perpendiculaire à sa section A .

$$\frac{\Delta l}{l} = \frac{1}{E} \frac{F}{A} \quad (\text{A.9})$$

E , le module d'Young du matériel, exprime la relation entre la contrainte et la déformation :

$$\epsilon = \frac{1}{E} \sigma \quad (\text{A.10})$$

De la même façon, pour des déformations dans les directions orthogonales au sens de la force, il existe une relation faisant intervenir le coefficient de Poisson (ν). Ce coefficient est corrélé avec le degré de conservation du volume de certains matériaux.

La loi généralisée de Hooke stipule que les composantes de la déformation d'un solide en un point donné sont des fonctions linéaires des composantes de la contrainte [Brus00], c'est à dire qu'il existe un tenseur C_{ijkl} tel que :

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \epsilon_{kl} \quad (\text{A.11})$$

avec :

$$C_{ijkl} = \begin{bmatrix} C_{1111} & C_{1122} & C_{1133} & C_{1123} & C_{1113} & C_{1112} \\ C_{2211} & C_{2222} & C_{2233} & C_{2223} & C_{2213} & C_{2212} \\ C_{3311} & C_{3322} & C_{3333} & C_{3323} & C_{3313} & C_{3312} \\ C_{2311} & C_{2322} & C_{2333} & C_{2323} & C_{1313} & C_{2312} \\ C_{1311} & C_{1322} & C_{1333} & C_{1323} & C_{1313} & C_{1312} \\ C_{1211} & C_{1222} & C_{1233} & C_{1223} & C_{1213} & C_{1212} \end{bmatrix} \quad (\text{A.12})$$

σ_{ij} est le tenseur de contrainte, ϵ_{kl} le tenseur de déformation et les C_{ijkl} les constantes élastiques, indépendantes des contraintes et des déformations, composantes du tenseur appelé *tenseur des rigidités élastiques*. Le comportement élastique linéaire d'un solide est donc

entièrement décrit par 36 constantes d'élasticité. Elles peuvent être réduites à 21 si l'on considère les symétries de σ et ϵ . Ce nombre peut encore être réduit en exploitant les propriétés de symétrie existant dans un solide. Si l'on considère un matériau linéaire isotrope (les relations contrainte-déformation sont les mêmes dans les trois axes) :

$$\vec{\sigma} = C \vec{\epsilon} \quad (\text{A.13})$$

$$C = \frac{E}{(1+v)(1-2v)} \begin{bmatrix} 1-v & v & v & 0 & 0 & 0 \\ & 1-v & v & 0 & 0 & 0 \\ & & 1-v & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{1}{2}-v & 0 & 0 \\ & & & & \frac{1}{2}-v & 0 \\ & & & & & \frac{1}{2}-v \end{bmatrix} \quad (\text{A.14})$$

Le comportement mécanique d'un solide élastique est donc entièrement décrit par la seule connaissance du module d'Young (E) et du coefficient de Poisson (v). E représente le rapport entre la contrainte appliquée et la déformation suivant l'axe de la contrainte et v le rapport de la déformation latérale ou longitudinale sur la déformation axiale. Si la modélisation des déformations de tissus biologiques considère les aspects physiques, elle doit prendre en compte leur élasticité décrite par ces équations.

Annexe B

Compliance de ballon en ATL

Les ballons utilisés en ATL sont non-compliants (imposant leur forme à la paroi) et exercent une force radiale dans le processus de dilatation de la sténose. Le tableau B.1 montre des données fournies par un fabricant ¹, qui décrivent le comportement du diamètre d'un ballon typique en fonction de la pression appliquée.

Nous pouvons apprécier des propriétés de non-compliance sur les courbes correspondantes (figure B.1). Ces éléments peuvent être utilisés dans la conception d'un système de simulation spécifique patient afin de prévoir le comportement des structures anatomiques en interaction avec l'outil. Selon l'exemple fourni par le fabricant, le ballon peut être gonflé à un diamètre et une longueur prédéterminés entre 4 atm/bar et sa pression de rupture théorique (12 atm/bar).

Pression		Diamètre du ballon						
atm/bar	kPa	4 mm	5mm	6mm	7mm	8mm	9mm	10mm
2	203	3,97	4,94	5,83	6,83	7,73	8,8	9,69
4	405	3,98	4,97	5,89	6,91	7,85	8,87	9,84
6	608	4	5	6	7	8	9	10
8	811	4,03	5,06	6,08	7,08	8,08	9,07	10,1
10	1013	4,07	5,1	6,14	7,16	8,17	9,17	10,21
12	1216	4,11	5,15	6,2	7,25	8,24	9,25	10,31

TAB. B.1: Diamètres typiques de ballons en fonction de la pression. La taille nominale des ballons est atteinte à une pression de 6 atm/bar.

¹Boston Scientific

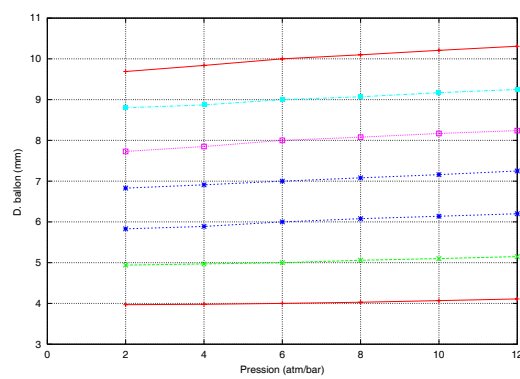


FIG. B.1: Comportement de ballons non-compliants de différentes tailles en fonction de la pression de gonflage.

Annexe C

Méthode de Reddi

L'algorithme proposé par Reddi et al. [Redd84] pour la séparation de classes de niveaux de gris est basé sur la maximisation de la variance. Il s'agit d'une implémentation accélérée de la méthode de Otsu [Otsu79] étendue à plusieurs seuils, le nombre de seuils ou de classes étant connu à l'avance, et la fonction de probabilité étant supposée continue.

Soient deux classes à séparer, t la valeur du seuil de séparation, P_1 et P_2 les probabilités de chacune des classes ($P_1 + P_2 = 1$), $\mu_1(t)$ et $\mu_2(t)$ les moyennes de niveaux de gris respectivement entre $[0, t]$ et $[t, d_{Max}]$, et μ_0 la moyenne totale. La variance interclasses $\sigma_B^2(t)$, est définie par :

$$\sigma_B^2(t) = P_1(t)[\mu_1(t) - \mu_0]^2 + P_2(t)[\mu_2(t) - \mu_0]^2 \quad (\text{C.1})$$

avec

$$P_1(t) = \int_0^t p(x)dx \quad (\text{C.2})$$

$$P_2(t) = \int_t^\infty p(x)dx \quad (\text{C.3})$$

$$P_1(t)\mu_1(t) = \int_0^t xp(x)dx \quad (\text{C.4})$$

$$P_2(t)\mu_2(t) = \int_t^\infty xp(x)dx \quad (\text{C.5})$$

$$\mu_0 = P_1(t)\mu_1(t) + P_2(t)\mu_2(t) \quad (\text{C.6})$$

$\sigma_B^2(t)$ peut être réécrite de la façon suivante :

$$\sigma_B^2(t) = P_1(t)\mu_1^2(t) + P_2(t)\mu_2^2(t) - \mu_0^2 \quad (\text{C.7})$$

Le seuil optimal est celui qui maximise $\sigma_B^2(t)$. Reddi montre que $\sigma_B^2(t)$ n'a qu'un seul maximum et détermine les conditions de ce maximum.

$$\sigma_B^2(t) = \frac{[\int_0^t xp(x)dx]^2}{\int_0^t p(x)dx} + \frac{[\int_t^\infty xp(x)dx]^2}{\int_t^\infty p(x)dx} - \mu_0^2 \quad (\text{C.8})$$

$$\begin{aligned} \frac{d\sigma_B^2(t)}{dt} &= \frac{[\int_0^t xp(x)dx][2tp(t) \int_0^t p(x)dx] - p(t)[\int_0^t xp(x)dx]^2}{[\int_0^t p(x)dx]^2} \\ &+ \frac{[\int_t^\infty xp(x)dx][-2tp(t) \int_t^\infty p(x)dx] - p(t)[\int_t^\infty xp(x)dx]^2}{[\int_t^\infty p(x)dx]^2} \end{aligned} \quad (C.9)$$

Soit

$$\mu(t_i, t_j) = \frac{\int_{t_i}^{t_j} xp(x)dx}{\int_{t_i}^{t_j} p(x)dx} \quad (C.10)$$

L'équation C.9 peut être exprimée comme suit :

$$\frac{d\sigma_B^2(t)}{dt} = p(t)[\mu(t, \infty) - \mu(0, t)].[\mu(0, t) + \mu(t, \infty) - 2t] \quad (C.11)$$

La valeur de $[\mu(t, \infty) - \mu(0, t)]$ est strictement positive pour $0 \leq t \leq T_{max}$ où T_{max} est la valeur maximale de t pour laquelle $p(t) \neq 0$. La dérivée de σ_B^2 s'annule donc pour $p(t) = 0$ et $\mu(0, t) + \mu(t, \infty) = 2t$.

En d'autres termes :

$$\frac{\int_0^t xp(x)dx}{\int_0^t p(x)dx} + \frac{\int_t^\infty xp(x)dx}{\int_t^\infty p(x)dx} = 2t \quad (C.12)$$

ou

$$\mu_1(t) + \mu_2(t) = 2t \quad (C.13)$$

La dernière condition donne $\sigma_{BMAX}^2(t)$ et est utilisée pour localiser le maximum.

Annexe D

Navigation Active

Fondée sur l'introduction de la notion de vision active, pour laquelle la perception guide le déplacement, l'approche présentée ici se distingue clairement des approches d'endoscopie virtuelle conventionnelles qui requièrent une modélisation préalable des structures anatomiques ou un contrôle interactif du capteur virtuel explorant le volume image. La navigation active combine le calcul de l'image de la scène observée ainsi que son analyse au cours du déplacement, afin de définir automatiquement la trajectoire de l'endoscope virtuel. La détection de surface, le calcul de l'image, l'analyse de scène et l'estimation de trajectoire sont réalisés au cours de l'exploration pour chaque position du capteur virtuel qui construit automatiquement un modèle descriptif des données patient préopératoires acquises en conditions cliniques standard. Ce travail, réalisé dans le cadre de la thèse de Marc-Emmanuel Bellemare [Bell00], est focalisé sur un seul mode de perception, la vision, et un seul type d'interaction physique, la détection de collision. Grâce à l'analyse de la scène observée au travers de l'image virtuelle, les champs de vision proche et lointain sont complémentaires considérés. Le premier fournit une information sur l'environnement immédiat (parois anatomiques, obstacles) et est utilisé pour estimer le déplacement et les collisions éventuelles. Il confère au capteur virtuel sa réactivité, puisque ce dernier adapte sa trajectoire à la scène observée et aux contraintes auxquelles il est soumis. Le second donne, quant à lui, une vue anticipée sur les zones distantes à atteindre.

Aux difficultés liées à la nature des structures observées et au mode d'observation, s'ajoutent celles relatives à la dépendance au point de vue (perte de contrôle potentielle) ainsi qu'aux bifurcations rencontrées dans les structures arborescentes telles que le réseau vasculaire. Les configurations d'espace libre étant multiples, les situations d'intersection, d'occlusion et de voies obstruées sont à prendre en compte pour la planification de la trajectoire. L'analyse de la scène perçue par l'endoscope repose sur sa capacité à détecter les surfaces qui délimitent son espace, à interpréter les différentes configurations pour enfin en déduire une trajectoire.

D.1 Principe

Les différentes fonctions impliquées dans la navigation active s'articulent selon le schéma de la figure 1. Ce schéma autorise plusieurs modes de fonctionnement. Le mode interactif, dans lequel l'utilisateur fixe les différentes poses (position, orientation) et la trajectoire suivie par l'endoscope, s'appuie sur les quatre premiers blocs. Le mode automatique possède

consiste, étant donné un point de départ, à faire atteindre un point cible à l'endoscope, ces deux points étant fixés par l'utilisateur. L'initialisation concerne le réglage interactif des différents paramètres de l'endoscope virtuel (pose initiale, champ visuel, forme et taille du support spatial) ainsi que les points de départ et d'arrivée.

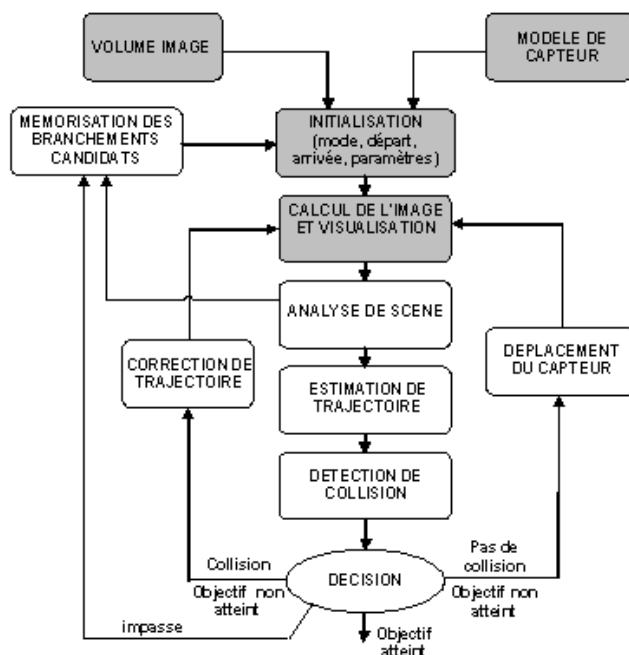


FIG. D.1: Principe de la navigation active.

Dans le domaine de la vision par ordinateur, différentes solutions ont été reportées afin d'estimer une trajectoire à partir de l'analyse d'une séquence d'images. Soulignons qu'à la différence des problèmes posés en robotique mobile (navigation en milieu fermé), l'endoscope évolue ici dans un environnement composé de formes libres dont la modélisation géométrique ne peut pas s'exprimer à l'aide de primitives simples (droites, plans, coins). Puisque le calcul de l'image virtuelle fournit un ensemble de points de surface 3D dont les coordonnées sont connues, à la fois dans le référentiel local associé au capteur virtuel et dans le référentiel global associé au volume image, l'option prise a été de réduire le problème à l'analyse d'un seul type d'information, la profondeur. Il s'agit donc d'une navigation basée sur la construction d'une carte de profondeur par le capteur, celle-ci étant modifiée à chaque nouveau déplacement.

La planification de trajectoire est effectuée à partir des éléments pertinents mis en évidence au cours de l'analyse de scène qui conditionne les décisions prises au cours du déplacement. Elle peut être guidée par un objectif fixé par l'utilisateur ou par un objectif intermédiaire déterminé en mode d'exploration exhaustive. Elle autorise un retour à une position antérieure (cas d'un branchement candidat mémorisé) pour atteindre le point cible. En considérant une approximation linéaire par morceau de la trajectoire, la détection de collision doit permettre de respecter des contraintes de non franchissement des parois anatomiques ou plus généralement d'évitement d'obstacle (naturels ou artificiels). La détection

de collision induit un comportement de l'endoscope qui ne correspond plus aux directives de la planification de trajectoire (correction de trajectoire) tant que la situation de risque de collision est maintenue. L'attitude du mobile virtuel consiste alors en la recherche d'une sortie de la situation conflictuelle.

D.2 Analyse de scène

Afin d'être autonome, l'endoscope virtuel dispose de son propre système de perception et de contrôle. Son degré d'autonomie est lié à son mode de fonctionnement qui peut être supervisé ou non par l'utilisateur. L'analyse de scène, qui dote le capteur virtuel de facultés perceptuelles, s'appuie sur la construction progressive d'une description structurée globale. Elle est réalisée localement à partir de l'information de profondeur (figure D.2) de la scène (distance d'un point de surface 3D au centre optique du capteur virtuel). Elle repose en particulier sur une analyse adaptative de la carte de profondeur issue de la formation de l'image (suivant l'axe de visée du capteur), qui sert de support à une représentation structurée des régions explorées pour l'estimation des espaces libres et la détection de collision [Bell99]. Ceci implique que la description, résultant de l'analyse locale de la profondeur, soit actualisée au cours du déplacement en maintenant la cohérence de l'information entre deux points de vue successifs.

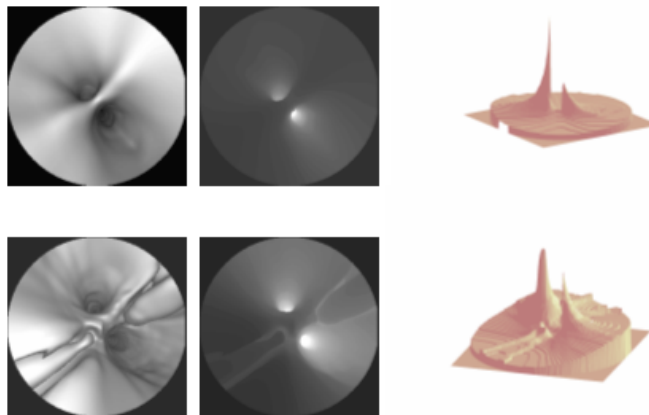


FIG. D.2: Deux cartes de profondeur typiques calculées par le capteur actif lors de la navigation exploratoire virtuelle dans des structures vasculaires (données TDM).

Une structure d'arbre binaire est relativement simple à traiter et bien adaptée à la description de structures arborescentes de type tubulaire (structures vasculaires, bronchiques). Une feuille de l'arbre binaire décrivant la scène observée correspond au point le plus profond dans une branche : le maximum de profondeur. Un noeud de cette description, ou encore point de séparation, est formé par croissance de régions iso-profondeurs à partir des maxima de profondeur initialement détectés et étiquetés. Il caractérise la frontière entre des branches différentes au niveau d'une bifurcation. Les maxima de profondeur sont des descripteurs géométriques qui dépendent du point d'observation (position et orientation). Ils sont utilisés pour caractériser les branches et fixer la direction d'observation. Les points de

séparation présentent quant à eux une bonne stabilité en position et sont quasiment indépendants du point d'observation, dès lors qu'ils se situent dans le champ de vision. Ils sont utilisés pour mettre en correspondance les descriptions locales successives (arbres binaires), afin de suivre des branches particulières. Une exception notable de validité de la représentation est posée dans le cas d'une structure tubulaire simple ne donnant lieu qu'à la présence d'un seul maximum de profondeur et pour laquelle il n'est pas défini de séparation. La description se réduit à un seul élément, elle est dite dégénérée, la feuille étant tout de même conservée au sein de la description.

La description globale est construite et mise à jour au cours de l'exploration à partir des descriptions locales successives. Elle constitue une représentation de tous les événements topologiques détectés par le capteur le long de sa trajectoire et plus particulièrement des branchements multiples présents dans la structure anatomique observée. La description globale qui est aussi un arbre binaire résulte de la concaténation adaptée des différentes descriptions locales (figure D.3). Sa mise à jour à partir des descriptions locales successives est réalisée par appariement des nœuds selon un critère géométrique en tenant compte à la fois de la variation spatiale des différents points et de la différence de structure, due aux variations topologiques (apparition, disparition d'une branche) des arbres qu'il faut appairer.

La mise en correspondance des descriptions locales successives permet de constituer, dans le cas de structures de forme tubulaire, une description globale qualitative et quantitative de la scène (topologie et géométrie). Un facteur de pondération est affecté aux différents nœuds de l'arborescence en fonction de leurs occurrences, de sorte que des événements topologiques tels que l'apparition ou la disparition d'une branche sont représentés avec un certain degré de confiance. Cette approche, associée à une représentation symbolique permet au capteur virtuel de construire automatiquement, au cours de l'exploration, un modèle descriptif de la scène inconnue.

D.3 Stratégie de navigation et estimation de trajectoire

Une stratégie de navigation a été définie à partir de l'information de profondeur qui met en évidence les régions d'espace libre, les branchements candidats et permet d'établir une description structurelle de la zone explorée. La trajectoire est estimée en adoptant, d'une part, un positionnement local du mobile (capteur virtuel) qui lui interdit de traverser les surfaces observées et, d'autre part, une direction de visée liée à la position de l'un des maxima de profondeur du branchement qu'il choisit d'explorer. Ce point fixe la tendance du déplacement (figure D.4). Plus précisément le mobile fixe sa trajectoire en combinant deux types d'information : (i) l'estimation du centre G de l'ensemble des points de surface situés à une distance lv proche du centre optique, et (ii) le maximum de profondeur de la branche considérée qui détermine l'orientation de l'axe de visée pour la position suivante.

L'amplitude du pas de déplacement est un paramètre fixé au début de la navigation. Un objectif local est calculé à partir du vecteur CG et du pas de déplacement. Le caractère local de l'estimation du déplacement est à l'origine de la réactivité du système. Ainsi, l'endoscope adopte un déplacement qui se détermine par rapport à la géométrie locale détectée, prenant en compte la présence éventuelle d'obstacle. L'information globale, concernant le but à atteindre, oriente le déplacement en proposant les branches à suivre. La seule « carte

du terrain » que le capteur construit est fournie par les descriptions locales et la description globale élaborées au cours de la navigation.

La détection de collision consiste à vérifier que le point d'arrivée estimé réside à l'intérieur de la cavité avant d'effectuer un déplacement élémentaire. Cette condition est testée par comparaison à la carte de profondeur. En cas de collision - autrement dit si le déplacement n'est pas validé - une stratégie permettant de recouvrer une trajectoire acceptable en fonction de l'objectif visé est mise en œuvre. L'évitement d'obstacle consiste en des changements successifs de focale et d'orientation de l'axe de visé afin de sortir de situations typiques de blocages liées aux configurations anatomiques (coude important, carrefour en « T », ...). Si cette stratégie échoue, alors le capteur reprend la trajectoire au dernier nœud possédant des branches non explorées.

Plusieurs tests de navigation active dans des structures vasculaires ont été réalisés à partir de volumes images acquis au moyen d'un scanner hélicoïdal en conditions cliniques standard. Le capteur détermine automatiquement sa trajectoire à l'intérieur des structures anatomiques (carotide et vaisseaux des membres inférieurs). En construisant le modèle descriptif de la scène inconnue, l'endoscope virtuel est capable de suivre une structure particulière, même en présence d'événements d'ordre pathologique (passage d'une zone sténosée par exemple). Il est ainsi possible de naviguer automatiquement dans une artère poplitée (figure D.5), ou dans une carotide (figure D.6) faisant apparaître une importante calcification (sténose à 80%).

Grâce à la conservation de toute l'information d'origine, les petites cavités ou les branches, dues à des caractéristiques pathologiques ou à des artefacts, ne sont pas éliminées par une phase de prétraitement. Elles sont pondérées au niveau de la structure de description et ainsi interprétables par le spécialiste.

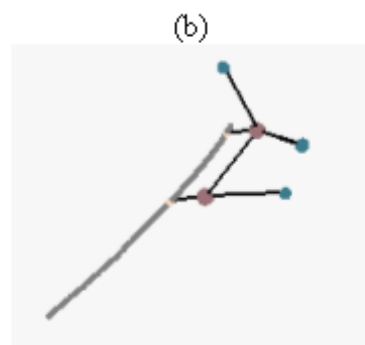
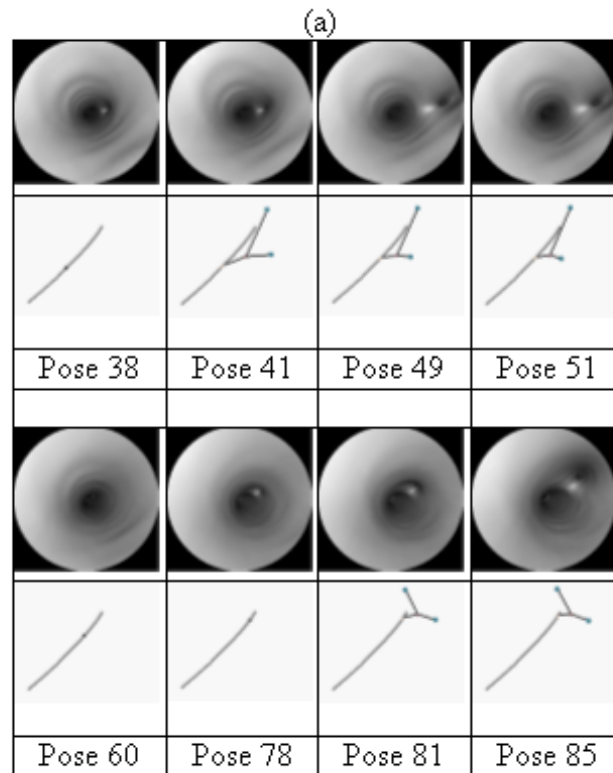


FIG. D.3: Construction au cours de la navigation exploratoire virtuelle d'une description structurelle à l'intérieur de structures vasculaires : (a) descriptions structurelles locales obtenues dans un fantôme pour différentes positions du capteur virtuel (en bleu les maxima de profondeurs, en rouge les points de séparation) le long de la trajectoire déterminée automatiquement (en gris), (b) description structurelle globale.

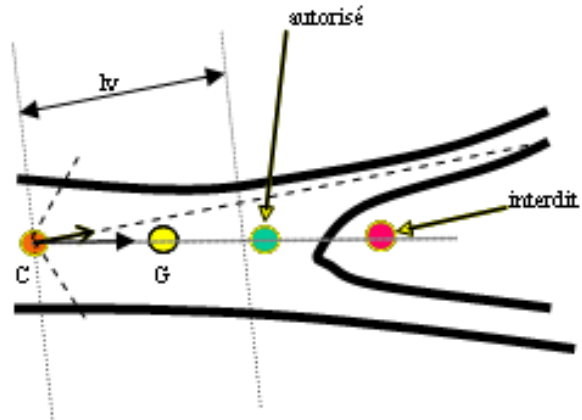


FIG. D.4: Stratégie de déplacement.

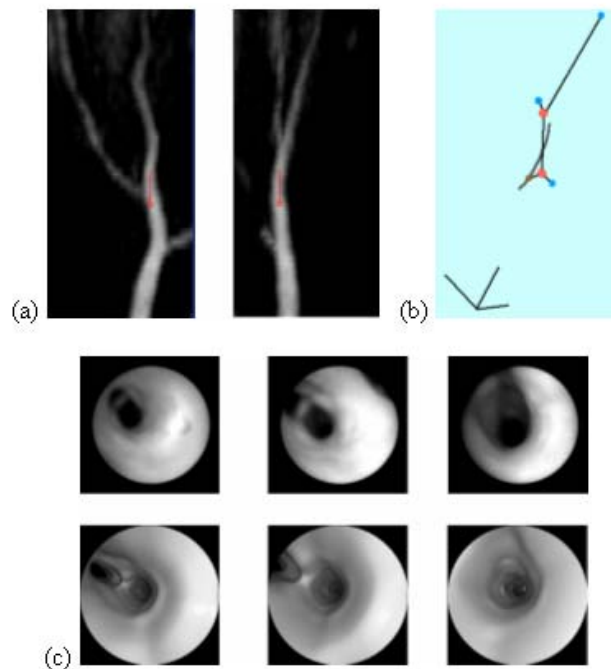


FIG. D.5: Navigation exploratoire virtuelle dans l'artère poplitée, a) images de contrôle MIP, b) description structurale, c) images d'angiographie réelle (sur la première ligne) et d'angiographie virtuelle (sur la deuxième ligne) obtenues dans la même région, pour un même patient.

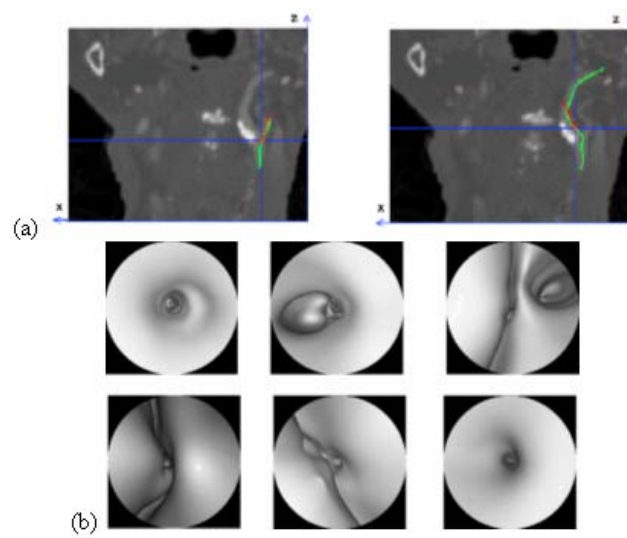


FIG. D.6: Deux trajectoires obtenues automatiquement dans une carotide fortement sténosée (a) et images endoscopiques virtuelles (b) obtenues le long de la deuxième trajectoire passant par la lésion.

Annexe E

ChainMail-Relaxation élastique dans la modélisation de déformations

Nous avons adopté une approche combinée (géométrique-physique) suivant le modèle des objets volumiques proposé par Gibson et al. [Gibs98] [Gibs99], qui consiste à calculer les déformation en deux étapes : i) Algorithme de chainmail pour trouver une première forme approximée de l'objet par propagation d'une perturbation et ii) relaxation élastique par minimisation de l'énergie en utilisant un modèle de masses-ressorts.

E.1 Première étape : ChainMail

La réalisation de la méthode ChainMail permet de déformer des objets non-homogènes, selon le modèle de Schill et Gibson [Schi98], en prenant la densité des voxels dans l'image comme paramètre pour définir les contraintes ($dMaxX$, $dMinX$, $dMaxY$, $dMinY$, etc.). Le niveau de gris est interprété comme une propriété physique du matériau qui autorise la définition de ses contraintes géométriques/physiques. Par exemple, pour un niveau de gris r quelconque (figure E.1), $dMin$ et $dMax$ sont choisis selon une courbe de rigidité. Sur la courbe, au-dessus d'une certaine valeur de densité (*seuil de rigidité*), le matériau est complètement rigide ($dMin = dMax$), c'est à dire qu'il n'admet pas de déplacements entre les éléments.

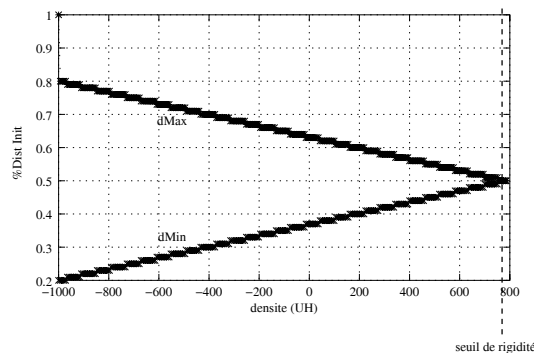


FIG. E.1: Courbe typique des propriétés de distances maximales et minimales entre objets par rapport à la densité en unités Hounsfield.

Une description de l'algorithme de ChainMail réalisé pour des matériaux non-homogènes est présentée dans la figure E.2. Globalement, il s'agit de la gestion d'une liste d'éléments à déplacer dans le but de propager une perturbation. L'ordre dans lequel les déplacements s'effectuent est déterminé par l'amplitude de la contrainte violée. A chaque itération, le premier élément de cette liste est actualisé et son nouvel état est communiqué à ses voisins.

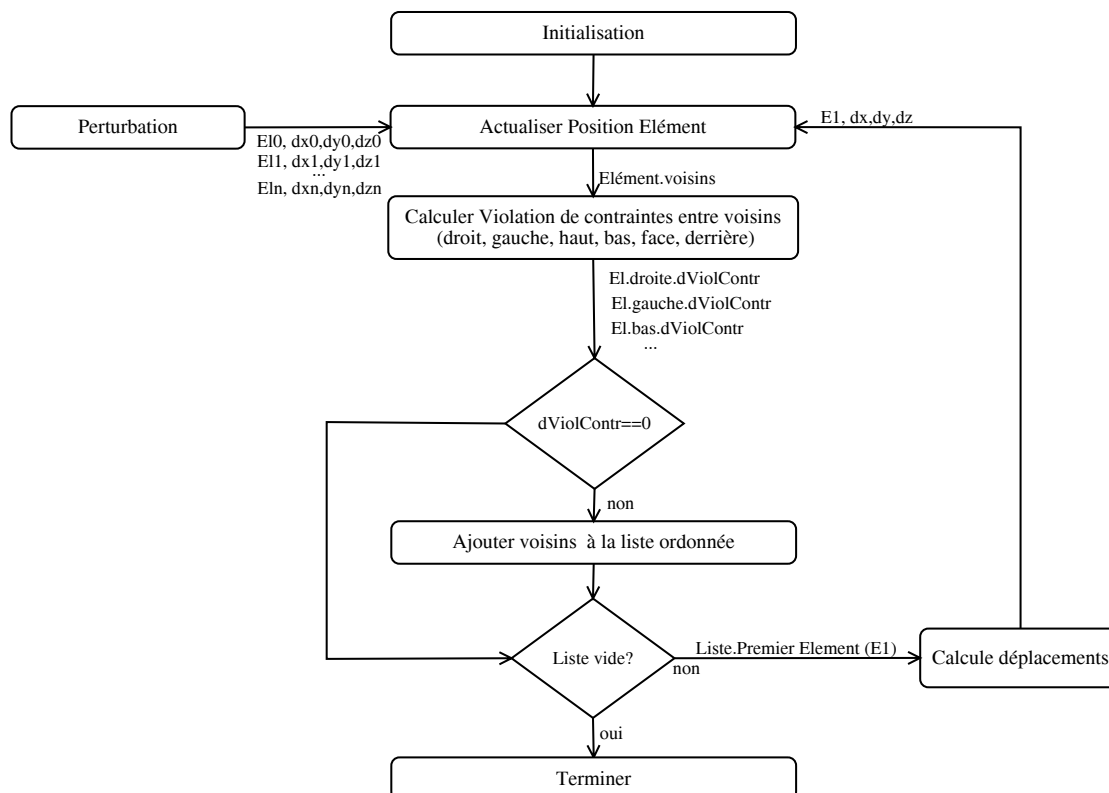


FIG. E.2: Schéma de l'algorithme de ChainMail implémenté.

L'*initialisation* consiste à créer le modèle volumétrique. Les éléments liés sont définis en même temps que leur contraintes géométriques ($dMaxX$, $dMinX$, $dMaxY$, $dMinY$, etc.) sont à établir. Une *perturbation* se produit lorsqu'un ensemble d'éléments se déplace (El_0, El_1, \dots, El_n) et viole les contraintes géométriques de leurs voisins. Leurs déplacements (dx, dy, dz) peuvent être le résultat, par exemple, d'une collision avec un autre objet. Une fois que ces éléments sont inclus dans la liste, ils restent fixes pendant l'exécution de l'algorithme, c'est à dire ses voisins doivent ajuster ses positions par rapport à eux. Aucune restriction existe si un seul élément est déplacé au début, par contre dans le cas de déplacements de plusieurs éléments dans des directions opposées, qui peuvent créer de conflits dans la satisfaction des contraintes, des petits déplacements sont considérés.

Pendant *Actualiser position élément*, chaque élément El_i reçoit un message d'actualisation de sa nouvelle position ($El_i.x + dx, El_i.y + dy, El_i.z + dz$). Dans l'étape suivante (*calculer violation de contraintes entre voisins*), la position des voisins de chacun des éléments dont on vient d'actualiser la position est évaluée selon l'équation 4.19. S'il y a une violation de contrainte ($dViolContr$) par rapport à l'élément El_i , un message est généré vers la liste de gestion de violation de contraintes.

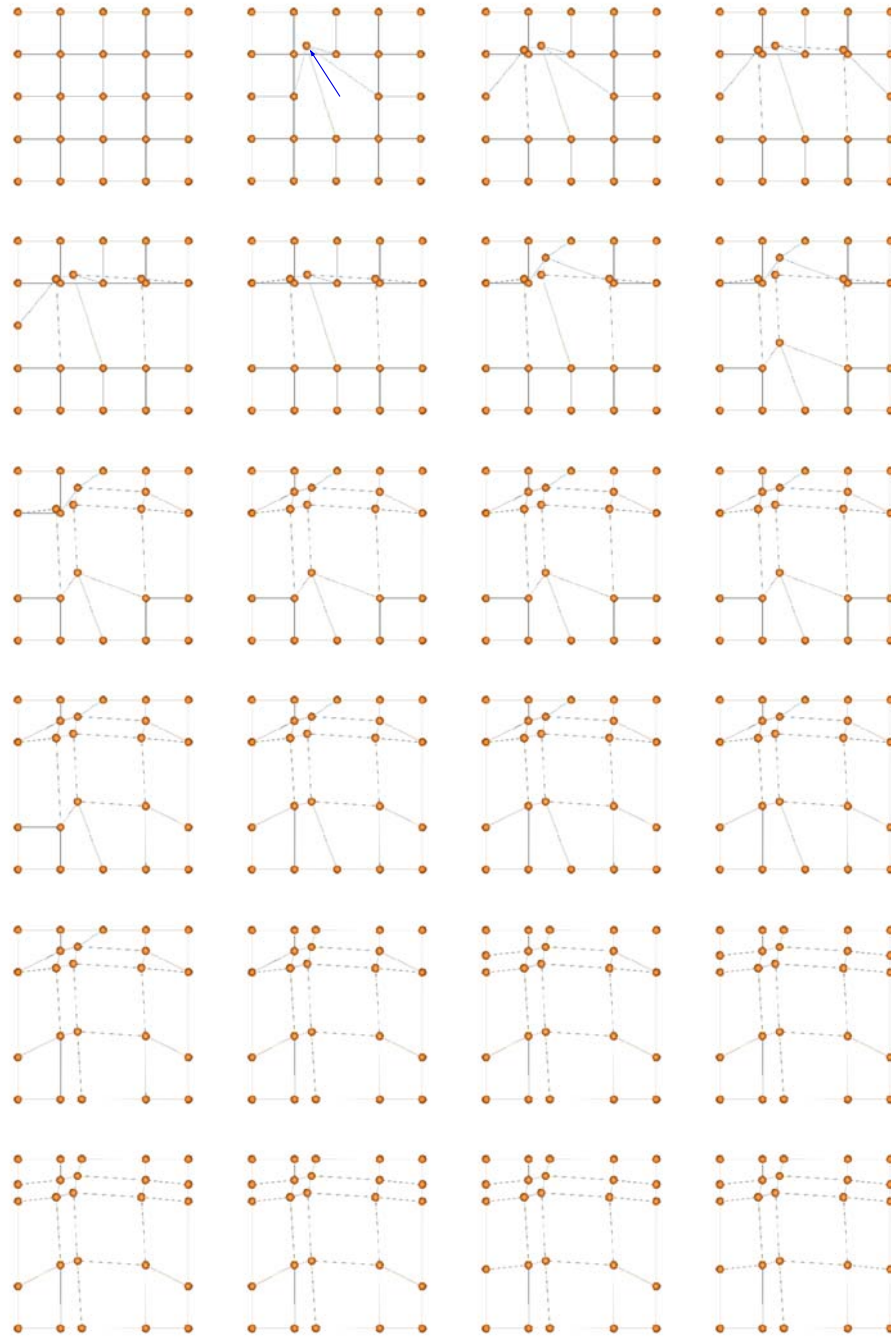


FIG. E.3: Itérations successives de l'algorithme de ChainMail sur une grille 5x5 en 2D. Tous les éléments possèdent les mêmes propriétés géométriques (structure homogène).

Ensuite, les voisins dont les contraintes ont été violées sont *ajoutés à la liste ordonnée*. Il s'agit d'une liste d'éléments, qui gère l'ordre de déplacement. La tête de la liste est l'élément dont la contrainte violée est maximale. Le critère est l'amplitude de $violContr$ (équation 4.20). Finalement, lors du *calcul de déplacements*, c'est le premier élément de la liste qui est actualisé. Sa nouvelle position est calculée suivant la direction de la violation de sa contrainte.

Une fois qu'il est déplacé, ses voisins sont ajoutés à la liste et la boucle recommence. L'algorithme termine lorsque la liste d'éléments à déplacer est vide.

Pour une grille 2D, les itérations successives apparaissent dans la figure E.3. Dans cet exemple, une perturbation apparaît après déplacement de l'élément (2,3). Tous les autres répondent à la perturbation (en tension ou en compression), en commençant par celui dont la violation de contraintes géométriques est supérieure à celle des autres.

E.1.1 Exemples

L'algorithme a été testé sur plusieurs types d'objets 2D et 3D homogènes et non-homogènes (figures E.4 à E.7). Afin de créer les objets non-homogènes, des images 2D ont été prises, les différents niveaux de gris représentant les inhomogénéités du matériau. Une table de correspondance des propriétés géométriques avec les niveaux de gris (d'après la figure E.1) est construite permettant de faire varier simplement le seuil de rigidité. Les pixels de densité élevée (au-dessus du seuil de rigidité) appartiennent aux matériaux très rigides, et les autres se comportent d'après les contraintes maximales et minimales définies par la table.

En mettant plusieurs éléments simultanément dans la liste initiale de déplacements, une perturbation multiple (plus conforme à la réalité de l'interaction) est générée.

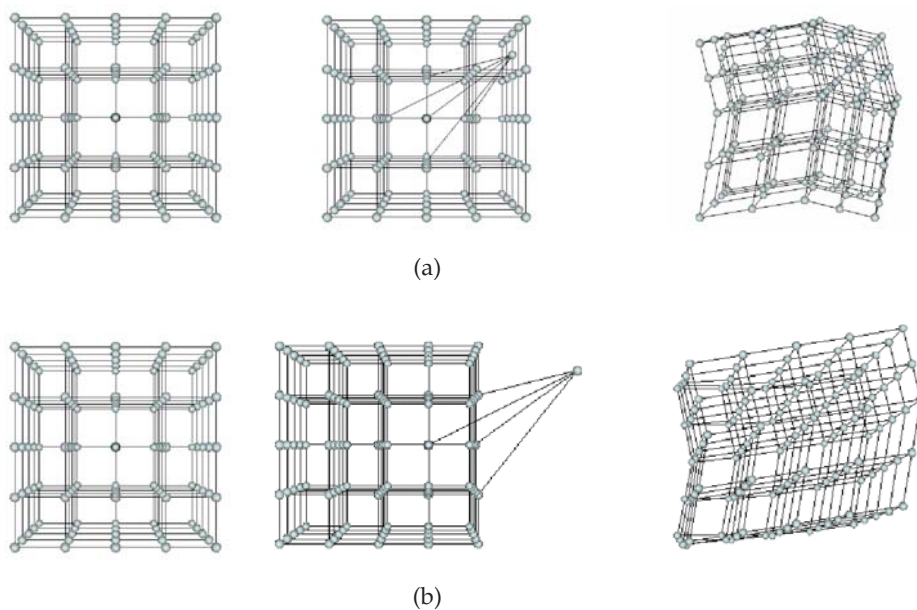


FIG. E.4: Deux déformations différentes obtenues sur une grille régulière 3D de 5x5x5 en déplaçant a) un élément de l'intérieur de la structure, b) un élément de surface.

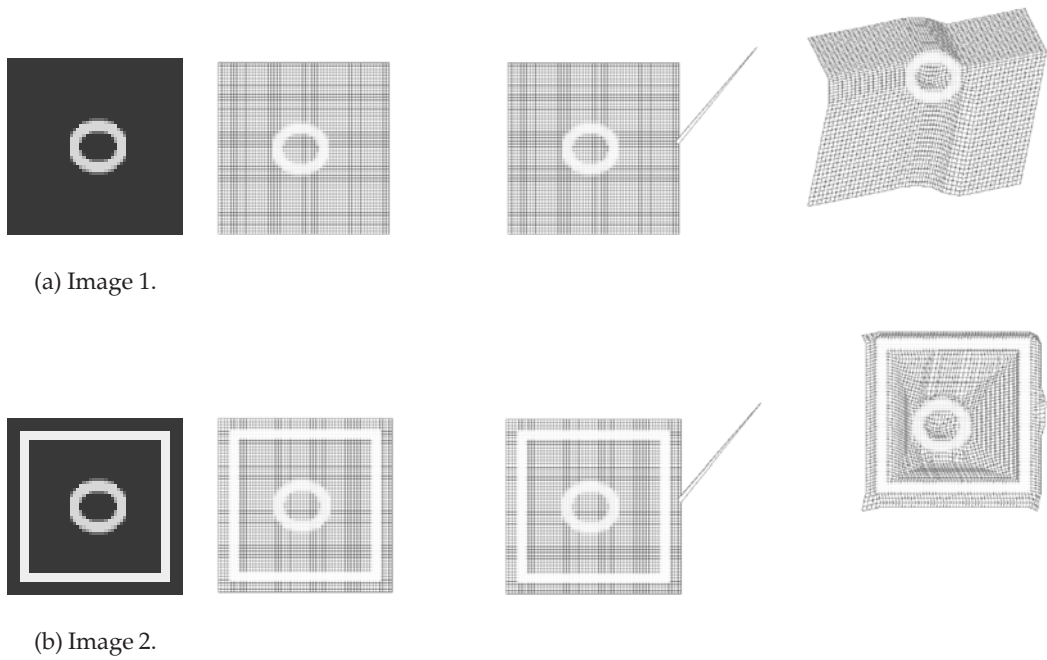


FIG. E.5: Deux réponses à la même perturbation initiale sur deux images différentes a) et b). Les éléments de densité élevée appartiennent aux matériaux rigides (le cadre et le cercle du milieu). Ils ne se déforment pas, ils se déplacent en conservant leur forme.

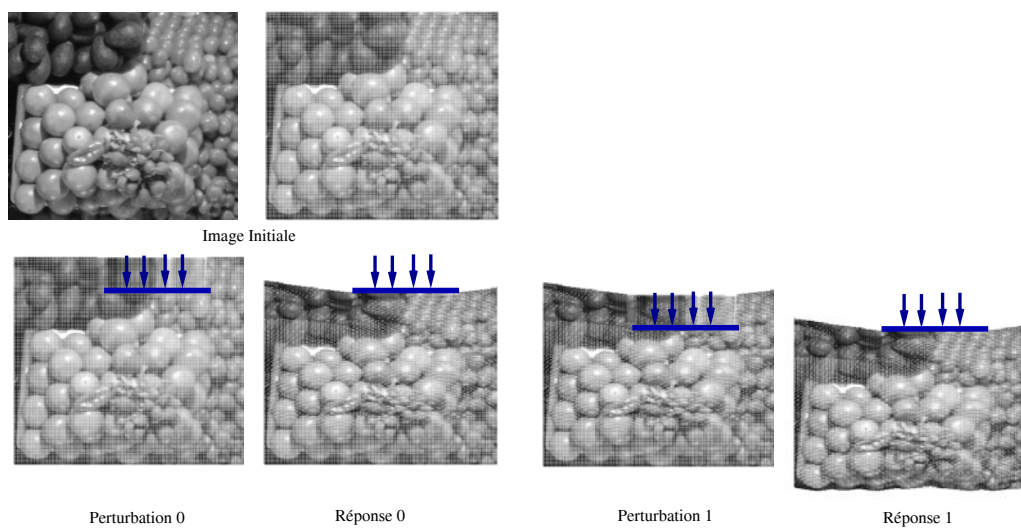


FIG. E.6: Déformations sur une image contenant des éléments de densité différente. Les perturbations sont générées en déplaçant plusieurs éléments dans le même sens.

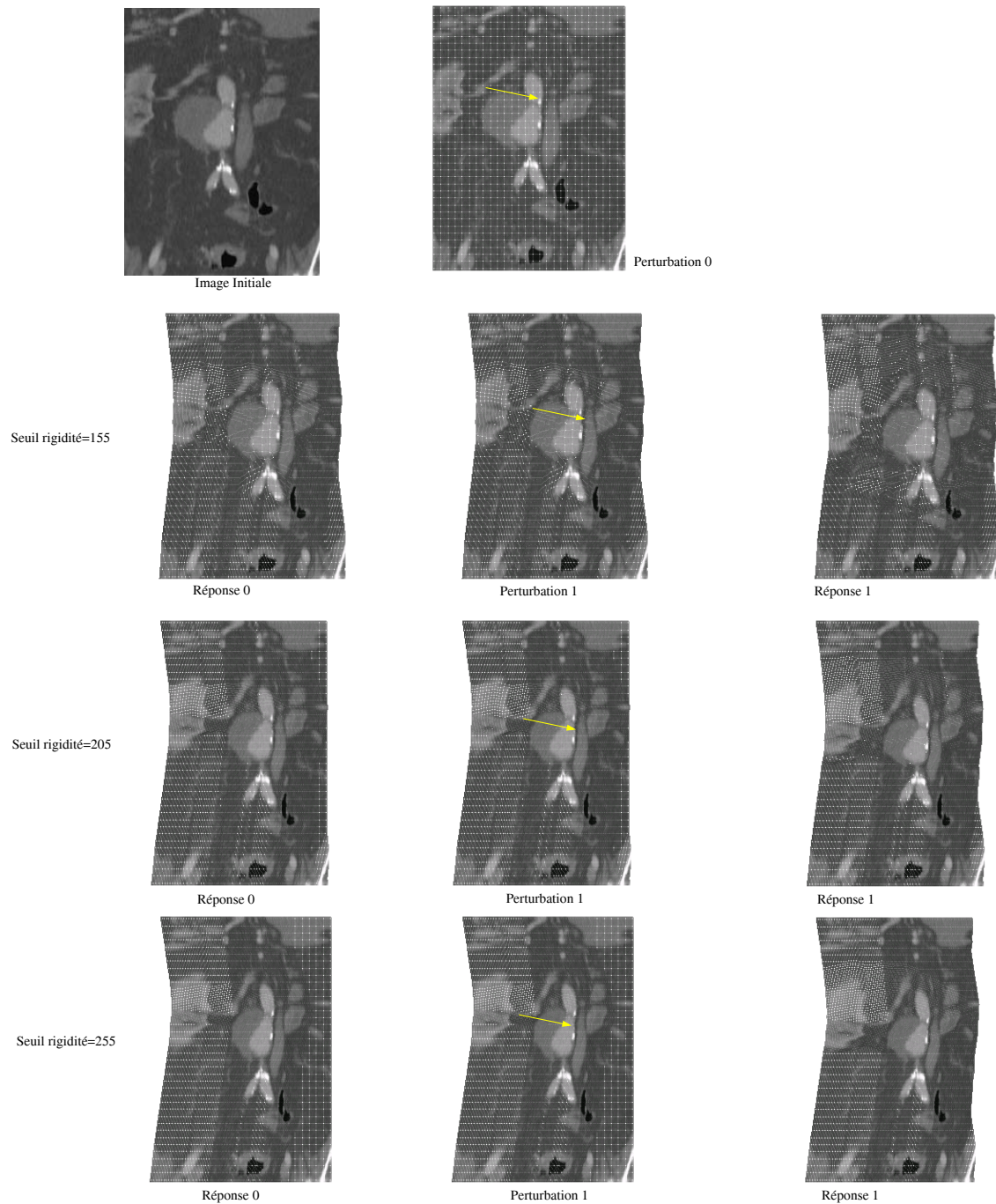


FIG. E.7: Déformations différentes pour la même série d'éléments qui se déplacent sur une coupe axiale TDM d'un AAA. Trois valeurs de seuil de rigidité sont testées (155, 205 et 255). L'origine de la flèche montre des éléments déplacés, la pointe indique leur destination.

E.2 Deuxième étape : Relaxation Élastique

Dans le processus de relaxation élastique, le modèle masses-ressorts a été utilisé (cf. Chapitre 3) avec différents paramètres de rigidité selon les tissus.

Le maillage volumique déformé provenant du chainmail est repris, en définissant les propriétés des ressorts par rapport aux contraintes des éléments liés. Les masses sont considérées comme des éléments ponctuels ayant la même valeur $m_i = 1$. Dans la relaxation élastique, ce qui intéresse est la valeur finale stable du système et non sa réponse en régime transitoire. Dans ces conditions, les valeurs de k_{ij} et γ_i choisies doivent garantir une réponse sur-amortie du système.

Nous définissons d'abord $k [\frac{N}{m}]$ (Newton/mètre) comme une fonction de la forme 4.14, afin de se rapprocher des conditions du comportement non-linéaire des tissus. Toutefois l'identification de ces paramètres est complètement empirique et doit être réglée avec plus de précision par rapport aux tissus et structures représentées :

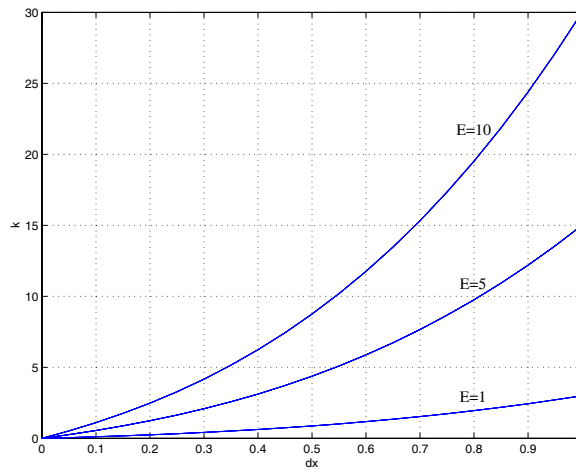


FIG. E.8: Courbes typiques de $k [\frac{N}{m}]$ suivant la rigidité du matériau. $k = E\Delta x(1 + \alpha_1\Delta x + \alpha_2\Delta x^2)$, où $\alpha_1 = 1$, $\alpha_2 = 1$ pour $E = 1$, $E = 5$ et $E = 10$.

Pour que le système masses-ressorts soit sur-amorti, le facteur d'amortissement du système de second ordre ξ doit être supérieur à 1. Si nous reprenons l'équation du second ordre qui décrit la dynamique du système masse-ressort :

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + \gamma \frac{dx}{dt} + kx = f \quad (\text{E.1})$$

Nous avons la fréquence naturelle du système $w_n = \sqrt{k/m}$ et le facteur d'amortissement ξ calculé comme suit :

$$\xi = \gamma \frac{1}{2\sqrt{km}} \quad (\text{E.2})$$

ce qui veut dire pour un système sur-amorti :

$$\gamma > 2\sqrt{km} \quad (\text{E.3})$$

La figure E.9 montre pour $m = 1$ et $k = 1$ les réponses indicielles pour plusieurs valeurs de γ . Le régime ne présente pas de dépassement lorsque $\gamma > 2$. Par contre pour $\gamma \gg 2$ le temps de stabilisation est élevé, car la sortie du système tend d'autant plus lentement vers

sa valeur finale que γ est grand.

γ doit donc être choisi en fonction de la valeur de k (figure E.8). Typiquement, nous avons utilisé $\gamma = 5$ pour un k du même ordre de grandeur.

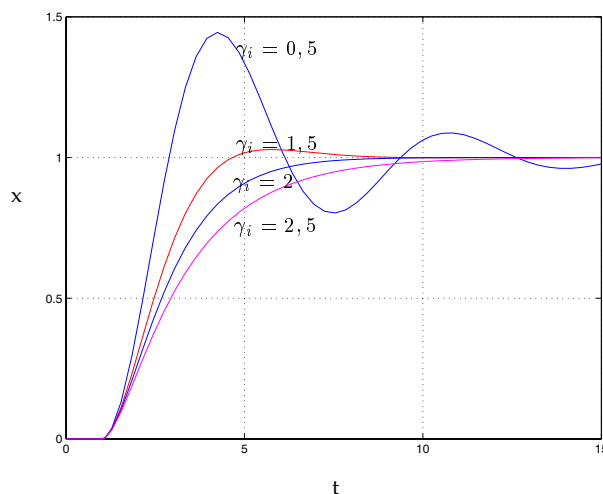


FIG. E.9: Réponse du systèmes masse-ressort pour différentes valeurs d'amortissement. $\gamma_i = 0,5, \gamma_i = 1,5, \gamma_i = 2, \gamma_i = 2,5$ pour $k = 1$ et $m = 1$.

La solution est obtenue par intégration numérique en utilisant la méthode de Euler-Newton explicite.

Les figures E.10 et E.11 montrent des exemples de déformations des objets volumiques simples 3D, par la combinaison de ChainMail/Relaxation élastique. Pendant la relaxation les éléments initialement déplacés sont fixés afin de contraindre leur mouvement. On constate que pour un coefficient d'amortissement $\gamma = 5$ et une courbe de rigidité correspondante à $E = 10$, le système commence à osciller. On s'aperçoit que la déformation fournie par ChainMail, bien qu'elle semble correcte et interprétable physiquement ne représente pas la déformation d'un objet élastique (des déformations linéaires à cause de valeurs constants de contraintes géométriques). La relaxation élastique, en trouvant la configuration d'énergie minimale, conduit à une configuration d'un objet élastique, en fonction des paramètres des ressorts.

La figure E.12 montre un exemple d'une coupe perpendiculaire sur un vaisseau sténosé en présence d'une calcification. Nous simulons l'effet de la dilatation d'un ballon en 2D, en déplaçant des pixels de la lumière interne vers l'extérieur dans une direction radiale. Le ChainMail est utilisé pour calculer une première déformation de l'objet puis la relaxation élastique minimise son énergie globale.

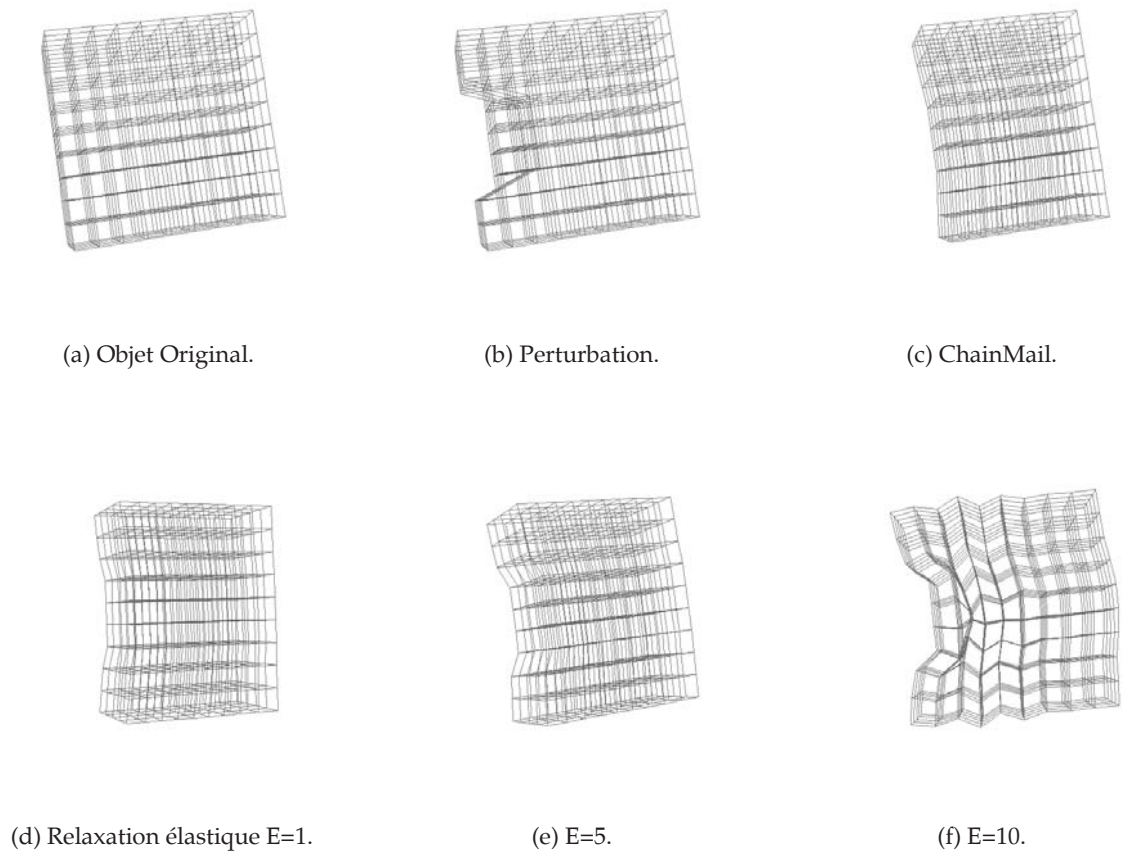
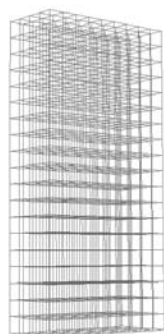
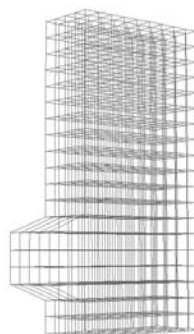


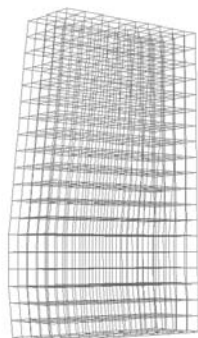
FIG. E.10: Déformations sur un objet élastique par le modèle ChainMail Multiple+Relaxation Élastique avec masses-ressorts sur-amorti $\gamma = 5$, $\Delta t=0.01$. Relaxation élastique pour deux valeurs de E .



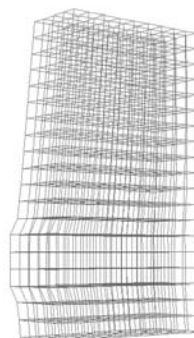
(a) Objet Original.



(b) Perturbation.

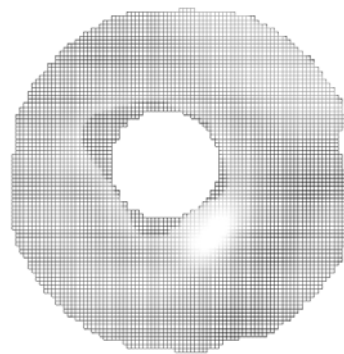


(c) ChainMail.

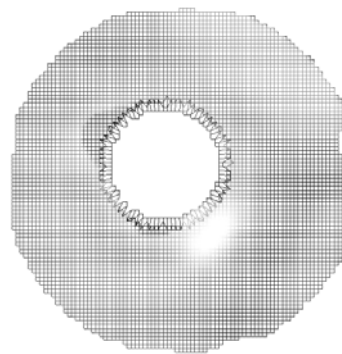


(d) Relaxation élastique.

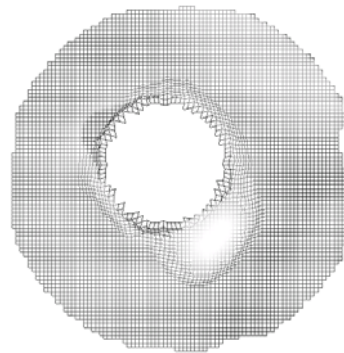
FIG. E.11: Déformations en tension sur un objet élastique, $\gamma = 5$, $E=5$, $\Delta t=0.01$.



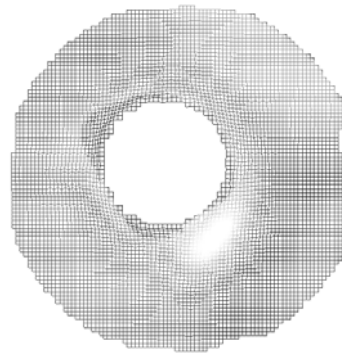
(a) Représentation de l'image originale.



(b) Déformation.



(c) Réponse ChainMail.



(d) Relaxation élastique.

FIG. E.12: Déformations radiales sur une coupe reformatée par le modèle ChainMail Multiple+Relaxation Élastique avec masses-ressorts sur-amorti. $\gamma = 5$, $E=5$, $\Delta t=0.01$.

Bibliographie

- [Abdo98] Abdoulaev G., Cadeddu S., Delussu G., Donizelli M., Formaggia L., Giachetti A., Gobbetti E., Leone A., Manzi C., Pili P. and Scheinine A. "Viva : The virtual vascular project". *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 22(4) :268–274, 1998.
- [Acke98] Ackerman M. "The visible human project". In *Proceedings of the IEEE*, ed. IEEE, vol. 86, pp. 504–511, 1998.
- [Acos01a] Acosta O., Haignon P., Lucas A. and Bellemare M.E. "Application of virtual endoscopy to the patient-specific planning of endovascular surgical procedures." In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 4321-2, pp. 58–69. San Diego, USA, 2001.
- [Acos01b] Acosta O., Moisan C., Haignon P. and Lucas A. "Planning d'une angioplastie transluminale par navigation exploratoire virtuelle". In *11 eme Forum de jeunes chercheurs en GBM*, pp. 6–7. Compiègne, France, 2001.
- [Acos02] Acosta O., Moisan C., Haignon P. and Lucas A. "Evaluation of virtual endoscopy for the characterization of stenosis in the planning of endovascular interventions". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 4683, pp. 42–53. San Diego, USA, 2002.
- [Acos03] Acosta O., Göksu C., Haignon P., Moisan C. and Lucas A. "Analyse quantitative d'un volume image par angioscopie virtuelle". In *Oral Presentation. GRETSI'03*, pp. 225–228. Paris, France, 2003.
- [AFSS01] "Evaluation des endoprothèses aortiques utilisées pour le traitement endovasculaire des anévrismes de l'aorte abdominale sous-rénale". Tech. rep., Agence française de securite sanitaire des produits de sante, 2001.
- [Alde02] Alderliesten T., Konings M. and Niessen W. "Simulation of guide wire propagation for minimally invasive vascular interventions". In *MICCAI 2002*, vol. 2489, pp. 245–252. Springer-Verlag, 2002.
- [Amer02] "American cancer society, cancer facts and figures". <http://www.cancer.org>, 2002.
- [ANAE99] "Prothèses endoaortiques - evaluation clinique et économique". Tech. rep., ANAES - Agence Nationale d'Acréditation et d'Evaluation en Santé, 1999.
- [ANAE02] "La chirurgie assistée par ordinateur - rapport d'étape". Tech. rep., ANAES - Agence Nationale d'Acréditation et d'Evaluation en Santé, 2002.

- [ANAE03] "Dilatation endoluminale des sténoses athéromateuses symptomatiques de la bifurcation carotidienne". Tech. rep., ANAES - Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé, <http://www.anaes.fr>, 2003.
- [Angi04] "Site officiel du college des enseignants de medecine vasculaire". <http://www.angioweb.fr/>, 2004.
- [Armo97] Armon M.P., Yusuf S.W., Whitaker S.C., Gregson R.H., Wenham P.W. and Hopkinson B.R. "The anatomy of abdominal aortic aneurysms : implications for sizing of endovascular grafts". *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 13(4) :398–402., 1997.
- [Auer02] Auer D.P., Sendtner P., Schneider G. and Auer L.M. "Evaluation of virtual endoscopy for application in clinical neurosciences". *International Congress Series*, 1247 :141–151, 2002.
- [Avis99] Avis N.J., Briggs N.M., Kleinermann F., Hose D.R., Brown B.H. and Edwards M.H. "Anatomical and physiological models for surgical simulation". *Stud Health Technol Inform*, 62 :23–9, 1999.
- [Ayac98] Ayache N. "L'analyse automatique des images médicales. etat de l'art et perspectives". Tech. Rep. Rapport de recherche No. 3364, INRIA, Projet Epidaure. Sophia Antipolis, 1998.
- [Baja96a] Bajaj C.L., Coyle E.J. and Lin K.N. "Arbitrary topology shape reconstruction from planar cross sections". *Graphical models and image processing : GMIP*, 58(6) :524–543, 1996.
- [Baja96b] Bajaj C.L., Coyle E.J. and Lin K.N. "Surface and 3-d triangular meshes from planar cross sections". *Fifth International Meshing Roundtable (Pittsburgh, Pennsylvania)*, pp. 169–178, 1996.
- [Bake89] Baker T. "Developments and trends in three-dimensional mesh generation". *Appl. Numer. Math.*, 5 :275–304, 1989.
- [Bann03] Bann S., Khan M., Hernandez J., Munz Y., Datta V., Rockall T. and Darzi A. "Robotics in surgery". *J. American College of Surgeons*, 196(5) :784–795, 2003.
- [Bard89] Barde C.J. "Endoscopic simulation for training [editorial]". *Gastrointest Endosc*, 35(5) :462–3, 1989.
- [Barr84] Barr A. "Global and local deformation of solid primitives". In *Proceedings of SIGGRAPH 84. Computer Graphics*, vol. 3, pp. 21–30, 1984.
- [Bart99a] Bartz D. and M. S. "VIVENDI - A virtual ventricle endoscopy system for virtual medicine". In *Data Visualization '99*, eds. E. Gröller, H. Löffelmann and W. Ribarsky, pp. 155–166. Springer-Verlag Wien, 1999.
- [Bart99b] Bartz D., Skalej M., D. W., Straßer W. and F. D. "A virtual endoscopy system for the planning of endoscopic interventions in the ventricle system of the human brain". In *BiOS'99 : Biomedical Diagnostics, Guidance and Surgical Assist Systems*, vol. 3514, 1999.
- [Bart99c] Bartz D., Straßer W., Skalej M. and Welte D. "Interactive exploration of extra- and intracranial blood vessels". In *IEEE Visualization '99*, eds. D. Ebert, M. Gross and B. Hamann, pp. 389–392. San Francisco, 1999.

- [Bart00] Bartrol A., A. K. and E. G. "Cylindrical approximation of tubular organs for virtual endoscopy". In *Proceedings of Computer Graphics and Imaging 2000*, ed. M. Hamza, pp. 283–289. IASTED/ACTA Press, 2000.
- [Bart01a] Bartz D., Gurvit O., Lanzendorfer M., Kopp A., Kuttner A. and Stra[ss]er W. "Virtual endoscopy for cardio vascular exploration". *International Congress Series*, 1230 :1005–1009, 2001.
- [Bart01b] Bartz D. and Meißner M. "Translucent and opaque direct volume rendering for virtual endoscopy applications". In *Volume Graphics 2001 : Proceedings of the Joint IEEE Tcvg and Eurographics Workshop*. Stony Brook, NJ, USA, 2001.
- [Bart01c] Bartz D., Straßer W., Gürvit Ö., Freudenstein D. and Skalej M. "Interactive and multi-modal visualization for neuroendoscopic interventions". In *Eurographics/IEEE Computer Society Symposium on Visualization Proceedings*, pp. 157–164, 2001.
- [Baue99] Bauerfeind P., Luboldt W. and Debatin J.F. "Virtual colonography". *Bailliere's Best Practice and Research in Clinical Gastroenterology*, 13(1) :59–65, 1999.
- [Beau97] Beaudre A. and Pica A. "Virtual simulation : means and methodology". *Cancer Radiother*, 1(5) :573–80, 1997.
- [Beck02] Becker F., Bounameaux H., Hayoz D., Christen Y. and Merminod T. "Artériopathies oblitérantes des membres inférieurs (aomi) à localisation aorto-iliaque". *Médecine et Hygiène*, (60) :158–162, 2002.
- [Beie97] Beier J., Diebold T., Vehse H., Biamino G., Fleck E. and Felix R. "Virtual endoscopy in the assesment of implanted aortic stents". In *Proceedings of Computer Assisted Radiology*, pp. 183–188, 1997.
- [Bell99] Bellemare M.E., Haigrón P., Lucas A. and Coatrieux J.L. "Depth map based scene analysis for active navigation." In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 3660, pp. 202–213. San Diego, USA, 1999.
- [Bell00] Bellemare M.E. "Navigation en imagerie médicale tridimensionnelle.application à l'endoscopie virtuelle vasculaire". Ph.D. thesis, Université de Rennes 1, 2000.
- [Bitt01] Bitter I., Kaufman A. and Sato M. "Penalized-distance volumetric skeleton algorithm". *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics*, 7(3) :195–206, 2001.
- [Blan99] Blank M. and Kalender W.A. "Perspective volume rendered motion : gaining insights virtually". *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 23(5) :285–291, 1999.
- [BN97] Bro-Nielsen M. "Fast finite elements for surgery simulation". *Stud Health Technol Inform*, 39 :395–400, 1997.
- [BN98] Bro-Nielsen M., Helfrick D., Glass B., Zeng X. and Connacher H. "VR simulation of abdominal trauma surgery". *Stud Health Technol Inform*, 50 :117–23, 1998.

- [Bois88] Boissonnat J.D. "Shape reconstruction from planar cross-sections". *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, 44(1) :1–29, 1988.
- [Boor98] Boor S., Resch K.M., Perneczky A. and Stoeter P. "Virtual endoscopy (VE) of the basal cisterns : its value in planning the neurosurgical approach". *Minim Invasive Neurosurg*, 41(4) :177–82, 1998.
- [Bote98] Botella C., Baños R., Perpiñá C., Villa M. and Alcañiz M. and Rey A. "Virtual reality treatment of claustrophobia : a case report". *Behaviour Research and Therapy*, 36(2) :239–246, 1998.
- [Brad95] Brady M., Higgins W., Ramaswamy R. and Srinivasan R. "Interactive navigation inside 3D radiological images". In *Proceedings of Biomedical Visualization*, pp. 33–40. Atlanta, 1995.
- [Brad98] Brady M.L., Jung K., H.T. N. and PQ N.T. "Interactive volume navigation". *IEEE Transactions On Visualization And Computer Graphics*, 4(3) :243–256, 1998.
- [Bren96] Brenner D.J., Miller R.C. and Hall E.J. "The radiobiology of intravascular irradiation". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 36(4) :805–10., 1996.
- [Bric98] Bricault I., Ferretti G. and Cinquin P. "Registration of real and ct-derived virtual bronchoscopic images to assist transbronchial interventions". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(5) :703–714, 1998.
- [Broe99] Broeders I.A. and Blankensteijn J.D. "Preoperative imaging of the aortoiliac anatomy in endovascular aneurysm surgery". *Semin Vasc Surg*, 12(4) :306–14., 1999.
- [Broe00] Broeders I.A. and Blankensteijn J.D. "A simple technique to improve the accuracy of proximal AAA endograft deployment". *J Endovasc Ther*, 7(5) :389–93., 2000.
- [Brow02] Brown J., Sorkin S., Latombe J.C., Montgomery K. and Stephanides M. "Algorithmic tools for real-time microsurgery simulation". *Med Image Anal*, 6(3) :289–300., 2002.
- [Brow04] Browne R.F.J., Murphy S.M., Grainger R. and Hamilton S. "CT cystography and virtual cystoscopy in the assessment of new and recurrent bladder neoplasms". *European Journal of Radiology*, In Press, Corrected Proof, 2004.
- [Brus00] Brusseau E. "Estimation locale de la compression du signal RF pour l'élastographie ultrasonore. application à l'échographie endovasculaire". Ph.D. thesis, Institut national de Sciences appliquees de Lyon, 2000.
- [Bull03] Bullitt E., Gerig G., Pizer S., Weili L. and Aylward S. "Measuring tortuosity of the intracerebral vasculature from MRA images". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(9) :1163– 1171, 2003.
- [Burd92] Burdea G., Zhuang J., Roskos E., Silver D. and Langrana N. "A portable dextrous master with force feedback". *Presence*, 1(1) :18–28, 1992.
- [Burd93] Burdea G. and Coiffet P. *La réalité virtuelle*. Hermes, 1993.
- [Burk00] Burke A.J., Vining D.J., McGuirt W. F. J., Postma G. and Browne J.D. "Evaluation of airway obstruction using virtual endoscopy". *Laryngoscope*, 110(1) :23–9., 2000.

- [Camp98] Camp J.J., Cameron B.M., Blezek D. and Robb R.A. "Virtual reality in medicine and biology". *Future Generation Computer Systems*, 14(1-2) :91–108, 1998.
- [Cebr01] Cebral J.R., Lohner R., Choyke P.L. and Yim P.J. "Merging of intersecting triangulations for finite element modeling". *J Biomech*, 34(6) :815–9, 2001.
- [Chan94] Chang Y. and Rockwood A.P. "A generalized de casteljau approach to 3D free-form deformation". In *Proceedings of SIGGRAPH 94. Computer Graphics*, pp. 257–260, 1994.
- [Chen00] Chen D., Liang Z., Wax M.R., Li L., Li B. and Kaufman A.E. "A novel approach to extract colon lumen from CT images for virtual colonoscopy". *IEEE Trans Med Imaging*, 19(12) :1220–6., 2000.
- [Cher90] Chervu A. and Moore W.F. "An overview of intimal hyperplasia". *Surg Gynecol Obstet*, 171 :433–447, 1990.
- [Chio99] Chiou R., Chen D., Liang Z. and Kaufman A. "Volume segmentation and rendering of mixtures of materials for virtual colonoscopy". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 3660, pp. 133–138. San Diego, USA, 1999.
- [Cinq95] Cinquin P., Bainville E., Barbe C., Bittar E. and Bouchard V. "Computer assisted medical interventions". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 14(3) :254–263, 1995.
- [Clau02] Claudon M., Tranquart F., Evans D.H., Frédéric L. and Correas J. "Advances in ultrasound". *European Radiology*, 12(1) :7–18, 2002.
- [Clea02] Cleary K. and Nguyen C. "State of the art in surgical robotics : Clinical applications and technology challenges". *Computer Aided Surgery*, 6(6) :312–318, 2002.
- [Clow83] Clowes A.W., Reidy M.A. and Clowes M.M. "Mechanisms of stenosis after arterial injury". *Laboratory Investigation*, 49(2) :208–215, 1983.
- [Coat96] Coatrieux J., Haigron P., J.L. D. and I. S. "From algorithms to applications in medical imaging : present and future. state of the art reports". *EUROGRAPHICS*, pp. 1–45, 1996.
- [Cocq95] Cocquerez J.P. and S. P. *Analyse d'images : filtrage et segmentation*. Masson, 1995.
- [Coqu90] Coquillart S. "Extended free-form deformation : A sculpturing tool for 3D geometric modeling". In *Proceedings of SIGGRAPH 90. Computer Graphics*, vol. 4, pp. 187–196, 1990.
- [Coti96] Cotin S., Delingette H., Bro-Nielsen M., Ayache N., Clement J.M., Tasseti V. and Marescaux J. "Geometric and physical representations for a simulator of hepatic surgery". *Stud Health Technol Inform*, 29 :139–51, 1996.
- [Coti99] Cotin S., Delingette H. and Ayache N. "Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation". *IEEE Transactions On Visualization And Computer Graphics. Jan Mar*, 5(1) :62–73, 1999.
- [Coti00] Cotin S., Delingette H. and Ayache N. "A hybrid elastic model allowing real-time cutting, deformations and force-feedback for surgery training and simulation". *The Visual Computer*, 16(8) :437–452, 2000.

- [Cotr96] Cotran R., Kumar V. and Robbins S. *Pathologie : bases morphologiques et physiopathologiques des maladies*, 1996.
- [Cove93] Cover S., Ezguerra N. and O'Brien J. "Interactively deformable models for surgery simulation". *IEEE : Computer Graphics and Applications*, 13(6) :68–75, 1993.
- [CW99] Chen-WH C.L. "Three-dimensional computer-assisted simulation combining facial skeleton with facial morphology for orthognathic surgery". *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 14(2) :140–5, 1999.
- [Dach97] Dachman A., Lieberman J., Osnis R., Chen S.Y., Hoffman K., Chen C.T., Newmark G. and McGill J. "Small simulated polyps in pig colon : Sensitivity of CT virtual colography". *Radiology.*, 203(2) :427–430, 1997.
- [Dang03] Dang L., Virag N., Ihara Z., Jacquemet V., Blanc O., Vesin J. and Kappenberger L. "Evaluation of ablation patterns by means of a computer model of human atria". In *Engineering in Medicine and Biology.*, ed. IEEE, pp. 126–129. IEEE, Cancun, Mexico, 2003.
- [Dari96] Dario P., Guglielmelli E., Allota B. and Carroza M. "Robotics for medical applications". *IEEE Robot. Automation Mag.*, (3) :44–56, 1996.
- [Dasn92] Dasnkin J. and Hanrahan P. "Fast algorithmes for volume ray tracing". In *Proceedings of 1992 Workshop on Volume Visualization*, pp. 91–105, 1992.
- [Davi94] Davies M. and Hagen P. "Pathobiology of intimal hyperplasia". *Br J Surg*, 81 :1254–1269, 1994.
- [Davi96] Davis C.P., Ladd M.E., Romanowski B.J., Wildermuth S., Knoplioch J.F. and Debatin J.F. "Human aorta : preliminary results with virtual endoscopy based on three- dimensional MR imaging data sets". *Radiology*, 199(1) :37–40, 1996.
- [Dawa01] Dawant B.M., Pan S. and Li R. "Robust segmentation of medical images using geometric deformable models and a dynamic speed function". In *Proc. MICCAI 2001, Utrecht, The Netherlands. Lecture Notes in Computer Science*, pp. 1040–1047. Springer, Berlin, 2001.
- [DB02] De Baere T. "Traitement par radiofréquence des métastases osseuses douloureuses". In *EUROCANER 2002*, pp. 167–168. John Libbey Eurotext, 2002.
- [dB04a] de Bruijne M., Ginneken B.v., Niessen W., Maintz J. and Viergever M.A. "Active shape model based segmentation of abdominal aortic aneurysm in CTA images". *Medical Image Analysis*, 8(2) :127–138, 2004.
- [dB04b] de Bruijne M., Ginneken B.v., Viergever M.A., and Niessen W.J. "Interactive segmentation of abdominal aortic aneurysms in CTA images". *Medical Image Analysis*, 8(2) :127–138, 2004.
- [Deli94] Delingette H. "Simplex meshes : A general representation for 3-d shape reconstruction". Tech. Rep. 2214, INRIA, 1994.
- [Deli99a] Delingette H. "Simulation d'interventions chirurgicales". In *Deuxième Journées de la Recherche en Robotique (JNRR'99)*, eds. E. Dombre and W. Khalil, pp. 109–118. Montpellier, 1999.

- [Deli99b] Delingette H., Cotin S. and Ayache N. "Efficient linear elastic models of soft tissues for real-time surgery simulation". *Stud Health Technol Inform*, 62 :100–1, 1999.
- [Deli00a] Delingette H. "Towards realistic soft tissue modeling in medical simulation". Tech. Rep. 3506, INRIA, Sophia Antipolis, 2000.
- [Deli00b] Delius M. "Lithotripsy". *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(1) :55–58, 2000.
- [Desc01] Deschamps T. and Cohen L.D. "Fast extraction of minimal paths in 3-d images and applications to virtual endoscopy". *Medical Image Analysis*, 5(4) :281–299, 2001.
- [Diam98] Diamond D. and Vesely T. "The role of radiation therapy in the management of vascular restenosis. part i. biologic basis". *JVIR*, 9(2) :199–208, 1998.
- [Dill91] Dillenseger J.L., Hamitouche C. and J.L. C. "Visualisation d'images tridimensionnelles par lancer de rayons avec interpolation locale". *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine*, 12(3) :244–255, 1991.
- [Dill92] Dillenseger J.L. "Imagerie tridimensionnelle morphologique et fonctionnelle en multimodalité". Ph.D. thesis, Université François Rabelais de Tours, 1992.
- [DN97] De Nicola M., Salvolini L. and Salvolini U. "Virtual endoscopy of nasal cavity and paranasal sinuses". *European Journal of Radiology*, 24(3) :175–180, 1997.
- [DS03] Di Simone M.P., Mattioli S., D'Ovidio F. and Bassi F. "Three-dimensional CT imaging and virtual endoscopy for the placement of self-expandable stents in oesophageal and tracheobronchial neoplastic stenoses". *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 23(1) :106–108, 2003.
- [Duma95a] Dumay A.C. "Medicine in virtual environments". *Technol Health Care (Netherlands)*, 3(2) :75–89, 1995.
- [Duma95b] Dumay A.C. and Jense G.J. "Endoscopic surgery simulation in a virtual environment". *Comput Biol Med*, 25(2) :139–48, 1995.
- [Dunc00] Duncan J. and Ayache N. "Medical image analysis : Progress over two decades and the challenges ahead". *IEEE Trans. on PAMI*, 22(1) :85–106, 2000.
- [Dyke01] Dykes C.M. "Virtual colonoscopy : a new approach for colorectal cancer screening". *Gastroenterol Nurs*, 24(1) :5–11., 2001.
- [Este04] Esteves R.M. and Vidal de Carvalho L.A. "The acceptance of virtual reality devices for cognitive rehabilitation : a report of positive results with schizophrenia". *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 73(3) :173–182, 2004.
- [Faja98] Fajardo L.F.L.G. "The nature of arterial restenosis after angioplasty". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 40(4) :761–763, 1998.
- [Farb99] Farb A., Sangiorgi G., Carter A.D., Walley V., Edwards W., Schwartz R. and Virmani R. "Pathology of acute and chronic coronary stenting in humans". *Circulation*, 99 :44–52, 1999.
- [Fate03] Fatemi M., Manduca A. and Greenleaf J. "Imaging elastic properties of biological tissues by low-frequency harmonic vibration". *Proceedings of the IEEE : Special Issue on Emerging Medical Imaging Technology*, 91(10) :1503–1519, 2003.

- [Fell98] Fellner F., Blank M., Fellner C., Bohm-Jurkovic H., Bautz W. and Kalender W.A. "Virtual cisternography of intracranial vessels : a novel visualization technique using virtual reality". *Magnetic Resonance Imaging*, 16(9) :1013–1022, 1998.
- [Fell99] Fellner F., Fellner C., Bohm-Jurkovic H., Blank M. and Bautz W. "MR diagnosis of vein of galen aneurysmal malformations using virtual cisternography". *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 23(5) :293–297, 1999.
- [Fenl97] Fenlon H.M. and Ferrucci J.T. "Virtual colonoscopy : what will the issues be?" *AJR Am J Roentgenol*, 169(2) :453–8., 1997.
- [Fenl98] Fenlon H.M., Clarke P.D. and Ferrucci J.T. "Virtual colonoscopy : imaging features with colonoscopic correlation". *AJR Am J Roentgenol*, 170(5) :1303–9., 1998.
- [Fenl99a] Fenlon H.M., McAneny D.B., Nunes D.P., Clarke P.D. and Ferrucci J.T. "Occlusive colon carcinoma : virtual colonoscopy in the preoperative evaluation of the proximal colon". *Radiology*, 210(2) :423–8., 1999.
- [Fenl99b] Fenlon H.M., Nunes D.P., Schroy P.C., Barish M.A., Clarke P.D. and Ferrucci J.T. "A comparison of virtual and conventional colonoscopy for the detection of colorectal polyps", 1999.
- [Ferr98] Ferrucci J.T. "Advances in abdominal MR imaging". *Radiographics*, 18(6) :1569–86., 1998.
- [Fock02] Fockens P. "Future developments in endoscopic imaging". *Best Practice and Research Clinical Gastroenterology*, 16(6) :999–1012, 2002.
- [Fole97] Foley, Dam V., Feiner and Hughes. *Computer Graphics : principles and practice*. 2 ed., 1997.
- [Frie99] Fried M., Moharir V., Shinmoto H., Alyassin A. and Lorensen W. "Virtual laryngoscopy". *Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology*. In press, 1999(108) :221–226, 1999.
- [Froh93] Frohberg U. and Haase L. "Simulated surgery on a 3-d model. technic and applications". *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 94(1) :33–6, 1993.
- [Fuch03] Fuchs P. and Moreau G. *Le traité de la réalité virtuelle*, vol. 2 : Création des environnements virtuels et Applications, 2003.
- [Fung90] Fung Y.C. *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*, 1990.
- [Gall99] Gallivan R.P., Nguyen T.H. and Armstrong W.B. "Head and neck computed tomography virtual endoscopy : evaluation of a new imaging technique". *Laryngoscope*, 109(10) :1570–9., 1999.
- [Gall01] Galloway R. "The process and development of image-guided procedures". *Annu Rev Biomed Eng*, 3 :83–108, 2001.
- [Gehm94] Gehman K.E., Gaspar L.E.F., Barnett R., Elliott J.F., Shum D.T.M. and Inculet R.I.F.F. "High dose rate endovascular irradiation : tolerance of normal tissues". *Endocurietherapy/Hyperthermia Oncology*, 10 :167–171, 1994.
- [Geig95] Geiger B. and Kikinis R. "Simulation of endoscopy". In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, ed. N. Ayache. Springer-Verlag, 1995.

- [Geor98a] George P. and Borouchaki H. *Delaunay Triangulation and Meshing*. Editions Hermes, Paris, 1998.
- [Geor98b] Georgios S., Nikolaos K., Konstantinos D., Mersini M., Nikolaos M. and Andy M. "A simplified simulation model and virtual reality visualization of tumour growth in vitro". *Future Generation Computer Systems*, 14(1-2) :79–89, 1998.
- [Gibs97a] Gibson S. "3D chainmail : A fast algorithm for deforming volumetric objects". In *Symposium on Interactive 3-D Graphics*, pp. 149–154, 1997.
- [Gibs97b] Gibson S. and Mirtich B. "A survey of deformable modeling in computer graphics", 1997.
- [Gibs98] Gibson S., Fyock C., Grimson E., Kanade T., Kikinis R., Lauer H., McKenzie N., Mor A., Nakajima S., Ohkami H., Osborne R., Samosky J. and Sawada A. "Volumetric object modeling for surgical simulation". *Med Image Anal*, 2(2) :121–32, 1998.
- [Gibs99] Gibson S. "Using linked volumes to model object collisions, deformation, cutting, carving, and joining". *IEEE Transactions On Visualization And Computer Graphics.*, 5(4) :333–348, 1999.
- [Gill89] Gillette E.D., Powers B.D., McChesney S.M., Park R.D. and Withrow S.D. "Response of aorta and branch arteries to experimental intraoperative irradiation". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 17(6) :1247–1255, 1989.
- [Glas93] Glasbey C. "An analysis of histogram-based thresholding algorithms". *Computer Vision, Graphics, and Image Processing : Graphical Models and Image Processing*, 55(6) :532–537, 1993.
- [Gobb98] Gobbetti E., Pili P., Zorcolo A. and Tuveri M. "Interactive virtual angioscopy". In *Proceedings IEEE Visualization*, pp. 435–438. IEEE Computer Society Press, Conference held in Research Triangle Park, NC, USA, 1998.
- [Gree94a] Greenleaf W. "Dataglove and datasuit : Virtual reality technology applied to the measurement of human movement". In *Proceedings Medicine meets virtual reality II : Interactive technology and healthcare : visionay applications for simulation visualization robotics*, pp. 63–69. San Diego,CA, USA, 1994.
- [Gree94b] Greenleaf W. and Tovar M. "Augmenting reality in rehabilitation medicine". *Artificial Intelligence in Medicine*, 6(4) :289–99, 1994.
- [Haem03] Haemmerich D. and Webster J.G. and Mahvi D. "Thermal dose versus isotherm as lesion boundary estimator for cardiac and hepatic radio-frequency ablation". In *Engineering in Medicine and Biology.*, ed. IEEE, pp. 134–137. IEEE, Cancun, Mexico, 2003.
- [Haig96] Haigron P., Le Berre G. and Coatrieux J.L. "3D navigation in medicine". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 15(2) :70–78, 1996.
- [Haig01] Haigron P., Lucas A., Quiniou L. and Mom A. "Evaluation of virtual endoscopy for the exploratory navigation inside vascular structures". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images*. San Diego, USA, 2001.

- [Haig04] Haigron P., Bellemare M.E., Acosta O., Goksu C., Kulik C., Rioual K. and Lucas A. "Virtual angioscopy : from interactive to active navigation". *à paraître : IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2004.
- [Hall99] Hall E.J.D., Miller R.C. and Brenner D.J.D. "Radiobiological principles in intravascular irradiation". *Cardiovascular Radiation Medecine*, 1(1) :42-47, 1999.
- [Han02] Han L., Burcher M. and Noble A. "Non-invasive measurement of biomechanical properties of in vivo soft tissues". In *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2002 : 5th International Conference, Tokyo, Japan*, vol. 2488, pp. 208-215. Springer-Verlag Heidelberg, 2002.
- [Hapo99] Haponik E.F., Aquino S.L. and Vining D.J. "Virtual bronchoscopy". *Clin Chest Med*, 20(1) :201-17., 1999.
- [Haus01] Hausegger K.A., Schedlbauer P., Deutschmann H.A. and Tiesenhausen K. "Complications in endoluminal repair of abdominal aortic aneurysms". *Eur J Radiol*, 39(1) :22-33, 2001.
- [Haya96] Hayashi H., Kobayashi H. and Kumazaki T. "[three-dimensional measurement of vascular lesions with virtual CT endoscopy "cruising eye view" method]". *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi*, 56(12) :880-2., 1996.
- [He01] He T., Hong L., Chen D. and Liang Z. "Reliable path for virtual endoscopy : Ensuring complete examination of human organs". *IEEE Transactions On Visualization And Computer Graphics*, 7(4) :333-342, 2001.
- [Heng01] Hengerer A. and Mertelmeier T. "Molecular biology for medical imaging". *Electromedica*, 69(1) :2-7, 2001.
- [HH02] Hernandez-Hoyos M., Orkisz M., Puech P., Mansard-Desbleds C., Douek P. and Magnin I. "Computer-assisted analysis of three-dimensional MR angiograms". *Radiographics*, 22(2) :421-36, 2002.
- [Higg94] Higgins W. and Ramaswamy R. "Toward dynamic visualization for endoscopy simulation". In *Proceedings of 16th IEEE Eng. in Med. and Biol.*, vol. 1, pp. 700-701. Baltimore, 1994.
- [Higg98] Higgins W.E., Ramaswamy K., Swift R.D., McLennan G. and Hoffman E.A. "Virtual bronchoscopy for three-dimensional pulmonary image assessment : state of the art and future needs". *Radiographics*, 18(3) :761-78, 1998.
- [Higg01] Higgins W. "Final report of the meeting modeling and simulation in medicine : towards an integrated framework". *Computer Aided Surgery*, 6(1) :32-39, 2001.
- [Hilb97] Hilbert M. and Muller W. "Virtual reality in endonasal surgery". *Stud Health Technol Inform*, 39 :237-45, 1997.
- [Hoff97] Hoffman H. and Vu D. "Virtual reality : teaching tool of the twenty-first century?" *Acad Med*, 72(12) :1076-81, 1997.
- [Hong95] Hong L., Kaufman A., Weik Y., Viswambharan A., Wax M. and Liang Z. "3-d virtual colonoscopy". In *IEEE Symposium on Biomedical Visualization*, pp. 26-32, 1995.

- [Hong97] Hong L., Muraki S., Kaufman A., Bartz D. and He T. "Virtual voyage : Interactive navigation in the human colon". *ACM SIGGRAPH Conference Proceedings, Annual Conference series*, 31 :27–34, 1997.
- [Iord03] Iordanescu G. and Summers R. "Benefits of centerline analysis for CT colonography computer-aided polyp detection". *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images*, 5031 :388–397, 2003.
- [Jaum03] Jaume S., Ferrant M., Macq B., Hoyte L., Fielding J., Schreyer A., Kikinis R. and Warfield S. "Tumor detection in the bladder wall with a measurement of abnormal thickness in CT scans". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(3), 2003.
- [Jere02] Jerebko A.K., Malley J.D., Franaszek M. and Summers R. "Multi network classification scheme for detection of colonic polyps in ct colonography data sets". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 4683-3. San Diego, USA, 2002.
- [Jin93] Jin H. and Tanner R.I. "Generation of unstructured tetrahedral meshes by advancing front technique". *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 36 :1805–1823, 1993.
- [Joff93] Joffre F. and H. R. *Radiologie Interventionnelle vasculaire*. Collection d'imagerie radiologique. Masson, 1993.
- [John91] Johnston K., Rutherford R., Tilson M., Shah D., Hollier L. and Stanley J. "Suggested standards for reporting on arterial aneurysms". *J. Vasc. Surg.*, 13 :452–458, 1991.
- [Jole97] Jolesz F.A., Lorensen W.E., Shinmoto H., Atsumi H., Nakajima S., Kavanaugh P., Saiviroonporn P., Seltzer S., Silverman S.G., Phillips M. and Kikinis R. "Interactive virtual endoscopy". *Amer. Journal of Radiology*, 169 :1229–1237, 1997.
- [Kaga01] Kagadis G.C., Patrino V., Kalogeropoulou C.P., Karnabatidis D., Petsas T., Nikiforidis G.C. and Dougenis D. "Virtual endoscopy in the diagnosis of an adult double tracheal bronchi case". *European Journal of Radiology*, 40(1) :50–53, 2001.
- [Kass97] Kass M. "An introduction to physically based modeling : an introduction to continuum dynamics for computer graphics". Tech. rep., Pixar, 1997.
- [Kato96] Kato Y., Sano H., Katada K., Ogura Y., Kanaoka N., Yokoyama T. and Kanno T. "Clinical usefulness of 3-d CT endoscopic imaging of cerebral aneurysms". *Neurol Res*, 18(2) :98–102., 1996.
- [Kaue01] Kauer M., Vuskovic V., Dual J., Székely G. and Bajka M. "Inverse finite element characterization of soft tissues". *MICCAI 2001*, 2208 :128–136, 2001.
- [Kay00] Kay C.L., Kulling D., Hawes R.H., Young J.W. and Cotton P.B. "Virtual endoscopy—comparison with colonoscopy in the detection of space-occupying lesions of the colon". *Endoscopy*, 32(3) :226–32., 2000.
- [Kaye95] Kaye J., Metaxas D. and Primiano F. P. J. "Modeling respiratory anatomy and physiology in VR". *Proc Annu Symp Comput Appl Med Care*, pp. 488–92., 1995.
- [Kaye96] Kaye J., Metaxas D., Badler N., Clarke J. and Webber B. "Linking anatomy and physiology in modeling respiratory mechanics". *Stud Health Technol Inform*, 29 :580–9, 1996.

- [Kaye98] Kaye J., Primiano F.P. and Metaxas D. "A 3D virtual environment for modeling mechanical cardiopulmonary interactions". *Medical Image Analysis*, 2(2) :169–195, 1998.
- [Keev98] Keeve E., Girod S., Kikinis R. and Girod B. "Deformable modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation". *Comput Aided Surg*, 3(5) :228–38, 1998.
- [Kim02] Kim S.H., Kwon S.M. and Ra J.B. "Fast volume rendering algorithm in a virtual endoscopy system". In *SPIE : Medical Imaging*, vol. 3, pp. 330–337. San Diego USA, 2002.
- [Koch96] Koch R.M., Gross M. and Carls F. "Simulating facial surgery using element finit models". In *Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series 1996*, pp. 421–428, 1996.
- [Kock99] Kockro R.A., Serra L., Tsai Y.T., Chan C., Sitoh Y.Y., Chua G.G., Hern N., Lee E., Hoe L.Y. and Nowinski W. "Planning of skull base surgery in the virtual workbench : clinical experiences". *Stud Health Technol Inform*, 62 :187–8, 1999.
- [Kone98] Konen E., Rozenman J., Amitai M., Gayer G. and Garniek A. "Virtual CT angiography of pulmonary arteries in a patient with multiple pulmonary emboli". *AJR Am J Roentgenol*, 171(2) :399–400., 1998.
- [Kono98] Konofagou E. and Ophir J. "A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and poisson's ratios in tissues". *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24 :1183–1199, 1998.
- [Korm03] Kormos T.C. "Behavioral treatment for fear of flying". *Journal of the American Psychiatric Nurses Association*, 9(5) :145–150, 2003.
- [Krij04] Krijn M., Emmelkamp P., Biemond R., de Wilde de Ligny C., Schuemie M. and van der Mast C. "Treatment of acrophobia in virtual reality : The role of immersion and presence". *Behaviour Research and Therapy*, 42(2) :229–239, 2004.
- [Kueh93] Kuehnappel U.G. and Neisius B. "CAD-based graphical computer simulation in endoscopic surgery". *Endosc Surg Allied Technol*, 1(3) :181–4, 1993.
- [Kuhn00] Kuhnappel U., Cakmak H. and Maass H. "Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation". *Computers and Graphics*, 24 :671–682, 2000.
- [Laca04] Lacasse Y., Martel S., Hebert A., Carrier G. and Raby B. "Accuracy of virtual bronchoscopy to detect endobronchial lesions". *The Annals of Thoracic Surgery*, 77(5) :1774–1780, 2004.
- [Ladd96] Ladd M.E., Gohde S.C., Steiner P., Pfammatter T., McKinnon G.C. and Debatin J.F. "Virtual MR angiography of the pulmonary artery tree". *J Comput Assist Tomogr*, 20(5) :782–5., 1996.
- [Lalk98] Lalka S.G., Stockberger S.M., Johnson M.S., Hawes D., Aisen A. and Trerotola S.O. "Phantom for calibration of preoperative imaging modalities in endoluminal stent-graft repair of aortic aneurysms". *J Vasc Interv Radiol*, 9(5) :799–807., 1998.

- [Lama99] Lamah M. and Darke S. "Value of routine computed tomography in the preoperative assessment of abdominal aneurysm replacement". *World J Surg*, 23(10) :1076–80 ; discussion 1080–1., 1999.
- [Lebl97] Leblanc G., Laffy P., Michel C. and Le Guen O. "2d and 3-d processing of data acquired with helical volume ct. further application to study of aorto-iliac diseases". *RBM-News*, 19(5) :148–156, 1997.
- [Lee95] Lee Y., Terzopoulos D. and Walters K. "Realistic modeling for facial animation". *Computer Graphics*, 29(Annual Conference Series) :55–62, 1995.
- [Leng90] Lengyel J., Reichert M., Donald B. and Greenberg D. "Real-time robot motion planning using rasterizing computer graphics hardware". *Computer Graphics*, 24(4) :327–335, 1990.
- [Levo90a] Levoy M. "Efficient ray-tracing of volume data". *ACM Transactions on Graphics*, 9(3) :245–261, 1990.
- [Levo90b] Levoy M. "Volume rendering par adaptive refinement". *The visual Computer*, 6(1) :2–7, 1990.
- [Li03] Li Y. and Brodlie K. "Soft object modelling with generalised chainmail extending the boundaries of web-based graphics". *Computer Graphics Forum*, 22(4) :717, 2003.
- [Lian99] Liang Z. and Chen D., Chiou R., Bin L., Kaufman A. and Wax M. "On segmentation of colon lumen for virtual colonoscopy". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 3660, pp. 270–278. San Diego, USA, 1999.
- [Lier98] Liermann D., Kirchner J., RuppertBauernsachs, Schopohl B. and Böttcher H.D. "Brachytherapy with iridium-192 HDR to prevent from restenosis in peripheral arteries". *Herz*, 23(6) :394–400, 1998.
- [Lo94] Lo L.J., Marsh J.L., Vannier M.W. and Patel V.V. "Craniofacial computer-assisted surgical planning and simulation". *Clin Plast Surg*, 21(4) :501–16, 1994.
- [Lo95] Lo S. "Automatic mesh generation over intersecting surfaces". *International Journal For Numerical Methods in Engineering*, 38 :943–954, 1995.
- [Lore87] Lorensen W. and Cline H. "Marching cubes : A high resolution 3-d surface construction algorithm". *Computer Graphics*, 21 :163–169, 1987.
- [Lore95] Lorensen W. and Jolesz F.K.R. "The exploration of cross-sectional data with a virtual endoscope". *Interactive Technology and the New Health Paradigm*, pp. 221–230, 1995.
- [Ludm00] Ludman C.N., Yusuf S.W., Whitaker S.C., Gregson R.H., Walker S. and Hopkinson B.R. "Feasibility of using dynamic contrast-enhanced magnetic resonance angiography as the sole imaging modality prior to endovascular repair of abdominal aortic aneurysms". *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 19(5) :524–30., 2000.
- [Luo93] Luo L., Hamitouche C., Dillenseger J. and Coatrieux J. "A moment-based three-dimensional edge operator". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(7) :693–703, 1993.

- [Mabr00] Mabrey J.D., Cannon W.D., Gillogly S.D., Kasser J.R., Sweeney H.J., Zarins B., Mevis H., Garrett W.E. and Poss R. "Development of a virtual reality arthroscopic knee simulator". *Stud Health Technol Inform*, 70 :192–4, 2000.
- [Mare97] Marescaux J., Clement J.M., Nord M., Russier Y., Tasseti V., Mutter D., Cotin S. and Ayache N. "A new concept in digestive surgery : the computer assisted surgical procedure, from virtual reality to telemanipulation". *Bull Acad Natl Med*, 181(8) :1609–21 ; discussion 1622–3, 1997.
- [Mare98] Marescaux J., Clement J.M., Tasseti V., Koehl C., Cotin S., Russier Y., Mutter D., Delingette H. and Ayache N. "Virtual reality applied to hepatic surgery simulation : the next revolution [see comments]". *Ann Surg*, 228(5) :627–34, 1998.
- [Mari93] Marieb E.N. *Anatomie et physiologie humaine*. Benjamin/Cummings Publishing Company, 2 ed., 1993.
- [Mars98] Marsh A., Simistira F. and Robb R. "VR in medicine : Virtual colonoscopy". *Future Generation Computer Systems*, 14(3-4) :253–264, 1998.
- [Maur98] Maurel W., Yu W., Magnenat N. and Thalmann D. *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation*. Springer, 1998.
- [Maur04] Maurice R., Ohayon J., Fretigny Y., Bertrand M., Soulez G. and Cloutier G. "Non-invasive vascular elastography : theoretical framework". *IEEE Trans Med Imaging*, 23(2) :164–180, 2004.
- [May99] May J., White G.H. and Harris J.P. "Early and late conversion from endoluminal to open repair". *Semin Vasc Surg*, 12(3) :207–14., 1999.
- [May01] May J., White G.H. and Harris J.P. "Endoluminal repair of abdominal aortic aneurysms - state of the art". *Eur J. Radiol*, 39(1) :16–21, 2001.
- [McFa99] McFarland E., Brink L., Heiken J., Balfe D., Hirselj D., Pilgram T., Argiro V. and Littenberg B. "Spiral CT colonography (virtual colonoscopy) : Multiobserver study of different image display techniques compared to colonoscopy". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 3660, pp. 106–109. San Diego, USA, 1999.
- [McIn96] McInerney T. and Terzopoulos D. "Deformable models in medical image analysis : a survey". *Med Image Anal*, 1(2) :91–108, 1996.
- [McIn99] McInerney T. and Terzopoulos D. "Topology adaptive deformable surfaces for medical image volume segmentation". *IEEE Trans Med Imaging*, 18(10) :840–50, 1999.
- [Merl97] Merloz P., Tonetti J., Eid A., Faure C., Lavallée S., Troccaz J., Sautot P., Hamadeh A. and Cinquin P. "Computer-assisted spine surgery". *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 337 :86–96, 1997.
- [Mois01] Moisan C. *Etude de faisabilité d'une procédure de brachythérapie endovasculaire appliquée aux artères périphériques après analyse des paramètres par navigation exploratoire virtuelle*. Rapport de DEA. CHU de Rennes, Rennes, 2001.
- [Mois02] Moisan C. *La resténose intra-artérielle par hyperplasie miointimale. Revue de la littérature. Mise au point d'un modèle chez l'animal*. Thèse. Université de Rennes 1. Faculté de Medecine, Rennes, 2002.

- [Moli97] Molin S.O., Jiras A., Hall-Angeras M., Falk A., Martens D., Gilja O.H., Nesje L.B. and Odegaard S. "Virtual reality in surgical practice in vitro and in vivo evaluations". *Stud Health Technol Inform*, 39 :246–53, 1997.
- [Mons01] Monserrat C., Meier U., Alcaniz M., Chinesta F. and Juan M.C. "A new approach for the real-time simulation of tissue deformations in surgery simulation". *Comput Methods Programs Biomed*, 64(2) :77–85., 2001.
- [Mori96] Mori K., Urano A., Hasegawa J.i., Torikawi u.i., Anno H. and Katada K. "Virtualized endoscope system—an application of virtual reality technology to diagnostic aid—". *IEICE Trans. Inf. Syst.*, 1996.
- [Mori00] Mori K., Hasegawa J., Suenaga Y. and Toriwaki J. "Automated anatomical labeling of the bronchial branch and its application to the virtual bronchoscopy system". *IEEE Trans Med Imaging*, 19(2) :103–14., 2000.
- [Mori02] Mori K., Deguchi D., Sugiyama J., Suenaga Y., Toriwaki J., Maurer Jr. C.R., Takabatake H. and Natori H. "Tracking of a bronchoscope using epipolar geometry analysis and intensity-based image registration of real and virtual endoscopic images". *Medical Image Analysis*, 6(3) :321–336, 2002.
- [Munc00] Munchenberg J., Worn H., Brief J., Kubler C., Hassfeld S. and Raczkowski J. "Intuitive operation planning based on force feedback". *Stud Health Technol Inform*, 70 :220–6, 2000.
- [Murt02] Murtra M. "The adventure of cardiac surgery". *European Journal of Cardiothoracic Surgery*, 21 :167–180, 2002.
- [Nag99] Nag S., Cole P.E., Crocker I., Jani S.K., Krishnasastry K., Massulo V., Nath R., Nori D., Parikh S., Rubin P., Speiser B., Teirstein P., Tripuraneni P., Waksman R. and Williamson J.F. "The american brachytherapy society perspective on intravascular brachytherapy". *Cardiovasc Radiation Medecine*, 1(1) :8–19, 1999.
- [Nain01] Nain D., Haker S., Kikinis R. and Grimson W.E. "An interactive virtual endoscopy tool". In *Interactive Medical Image Visualization and Analysis (IMIVA'01) at the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'01*. Utrecht, 2001.
- [Naka98] Nakagohri T., Jolesz F., Okuda S., Asano T., Kenmochi T., Kainuma O., Tokoro Y., Aoyama H., Lorensen W. and Kikinis R. "Virtual panreatoscopy of mucin-producing pancreatic tumors". *Computer Aided Surgery*, 3 :264–268, 1998.
- [Nath95] Nath R. and al. AAPMTaskGroup 43 e. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources : Recommandations of the aapm radiation therapy committee task group n°43". *Med. Phys.*, 22(2) :209–234, 1995.
- [Nath99] Nath R., Amols H., Coffey C. and al.AAPMTaskGroup 60 e. "Intravascular brachytherapy physics : report of the aapm radiation therapy committee task group n°60". *Med. Phys.*, 26(2) :119–152, 1999.
- [Neri99] Neri E., Boraschi P., Braccini G., Caramella D., Perri G. and Bartolozzi C. "MR virtual endoscopy of the pancreaticobiliary tract". *Magnetic Resonance Imaging*, 17(1) :59–67, 1999.

- [Neri00] Neri E., Bonanomi G., Vignali C., Cioni R., Ferrari M., Petruzzi P. and Bartolozzi C. "Spiral CT virtual endoscopy of abdominal arteries : clinical applications". *Abdom Imaging*, 25(1) :59–61., 2000.
- [Nesc01] Neschis D.G., Velazquez O.C., Baum R.A., Roberts D., Carpenter J.P., Golden M.A., Mitchell M.E., Barker C.F., Pyeron A. and Fairman R.M. "The role of magnetic resonance angiography for endoprosthesis design". *J Vasc Surg*, 33(3) :488–94., 2001.
- [Neum00] Neumann K., Winterer J., Kimmig M., Burger D., Einert A., Allmann K.H., Hauer M. and Langer M. "Real-time interactive virtual endoscopy of the tracheo-bronchial system : influence of CT imaging protocols and observer ability". *European Journal of Radiology*, 33(1) :50–54, 2000.
- [Nien01] Nienhuys H.W. and van der Stappen A.F. "A surgery simulation supporting cuts and finite element deformation". In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, eds. W.J. Niessen and M.A. Viergever, pp. 153–160. Springer-Verlag, Utrecht, The Netherlands, 2001.
- [Novi00] Novis B. "A comparison of virtual and conventional colonoscopy for the detection of colorectal polyps". *Gastrointest Endosc*, 52(5) :700–1., 2000.
- [Ogat99] Ogata I., Komohara Y., Yamashita Y., Mitsuzaki K., Takahashi M. and Ogawa M. "Ct evaluation of gastric lesions with three-dimensional display and interactive virtual endoscopy : comparison with conventional barium study and endoscopy". *AJR Am J Roentgenol*, 172(5) :1263–70., 1999.
- [Ophi91] Ophir J.C., Ponnekanti H., Yazdi Y. and Li X. "Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues". *Ultrasonic Imaging*, 13 :111–134, 1991.
- [O'Ro98] O'Rourke J. *Computational Geometry in C (Second Edition)*. Cambridge University Press, New York, NY, 1998.
- [Oto02] Oto A. "Virtual endoscopy". *European Journal of Radiology*, 42(3) :231–239, 2002.
- [Otsu79] Otsu N. "Threshold selection method from gray-level histograms". *IEEE Trans Syst Man Cybern*, SMC-9(1) :62–66, 1979.
- [Ouri02] Ouriel K., Greenberg R.K. and Clair D.G. "Endovascular treatment of aortic aneurysms". *Current problems in surgery*, 39(3) :233–348, 2002.
- [Pari01] Parikh S.M.M. and Nori D.F. "Defining the treatment length in vascular brachytherapy". *Int J Oncol Biol Phys*, 49(1) :279–80, 2001.
- [Park02] Park J., Kim S., Son S. and Kwon D. "Shape retaining chain linked model for real time volume haptic rendering". *Proceedings of the 2002 IEEE symposium on Volume visualization and graphics*, pp. 65–72, 2002.
- [Past00] Pasterkamp G., deKleijn D. and Borst C. "Arterial remodeling in atherosclerosis , restenosis and after alteration of blood flow : potential mechanisms and clinical implications". *Cardiovasc Res*, 45 :843–852, 2000.
- [PH96] Phillips-Hughes J. and Kandarpa K. "Restenosis : pathophysiology and preventive strategies". *JVIR*, 7(3) :321–333, 1996.

- [Phon75] Phong B.T. "Illumination for computer generated images". *Commun. ACM*, 18(6) :311–317, 1975.
- [Pier99] Pierrot F., Dombre E., Dégoulange L., L. U., Caron P., Boudet J., Gariépy J. and J.L. M. "Hippocrate : a safe robot arm for medical application with force feedback". *Medical Image Analysis*, 3(3) :285–300, 1999.
- [Plat81] Platt S. and N. B. "Animating facial expressions". *Computer Graphics*, 15(3) :245–252, 1981.
- [Pokr00] Pokrajac B., Pötter R., Maca T., Fellner C., Mittlböck M., Ahmadi R., Seitz W. and Minar E. "Intraarterial 192ir high-dose-rate brachytherapy for prophylaxis of restenosis after femoropopliteal percutaneous transluminal angioplasty : the prospective randomized vienna-2-trial radiotherapy parameters and risk factors analysis". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 48(4) :923–931, 2000.
- [Pokr02] Pokrajac B., Minar E., Kirisits C. and Pötter R. "Present status of endovascular brachytherapy in peripheral arteries". *Herz*, 27 :56–61, 2002.
- [Pres88] Press W., Teukolsky S., Vetterling W.T. and P. F.B. *Numerical Recipes in C : The art of scientific computing*. Cambridge University Press, second ed., 1988.
- [Putz00] Putz R. and Pabst R. *Atlas d'anatomie humaine Sobotta, 4e éd. française*. Editions médicales Internationales, Cachan, 2000.
- [Qana99] Qanadli S., Tasu J., Pelage J., Perez N. and Mousseaux E. "Imagerie cardiovasculaire diagnostique et interventionnelle". *J. Radiologie*, 80(5) :526–530, 1999.
- [Rama99] Ramaswamy K. and Higgins W.E. "Interactive dynamic navigation for virtual endoscopy". *Computers in Biology and Medicine*, 29(5) :303–331, 1999.
- [Reda02] Redaelli A., Rizzo G., Arrigoni S., Di Martino E., Origgi D., F. F. and F. M. "An assisted automated procedure for vessel geometry reconstruction and hemodynamic simulations from clinical imaging". *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 26 :143–152, 2002.
- [Redd84] Reddi S., Rudin S. and Keshavan H. "An optimal multiple threshold scheme for image segmentation". *IEEE Trans. System Man and Cybernetics*, 14(4) :661–665, 1984.
- [Rens91] Rensing B., Hermans W., Strauss B. and Serruys P. "Regional difference in elastic recoil after percutaneous transluminal coronary angioplasty : a quantitative angiographic study". *J Am Coll Cardiol*, 17 :34B–8B, 1991.
- [Rhei93] Rheingold H. *La Réalité Virtuelle*, 1993.
- [Rhod80] Rhodin J.A. *Handbook of physiology - Vascular smooth muscle*, vol. 2, chap. 1. American physiology society, 1980.
- [Ricc03] Ricco J.B., Goëau-Brissonnière O., Rodde-Dune M.H., Marty M., Fender P., Allemand H. and Corsini A. "Use of abdominal aortic endovascular prostheses in france from 1999 to 2001". *Journal of Vascular Surgery*, 38(6) :1273–1281, 2003.
- [Rich98] Richard P., Hareux P., Coiffet P. and Burdea G. "Effect of stereoscopic viewing on human tracking performance in dynamic virtual environments". *Lecture Notes in Computer Science*, 1434, 1998.

- [Robb97a] Robb R.A. "Virtual endoscopy : evaluation using the visible human datasets and comparison with real endoscopy in patients". *Stud Health Technol Inform*, 39 :195–206, 1997.
- [Robb97b] Robb R.A., Aharon S. and Cameron B.M. "Patient-specific anatomic models from three dimensional medical image data for clinical applications in surgery and endoscopy". *J Digit Imaging*, 10(3 Suppl 1) :31–5, 1997.
- [Robb99] Robb R. "Visualization in biomedical computing". *Parallel Computing. Dec*, 25(13-14) :2067–2110, 1999.
- [Robb00] Robb R.A. "Virtual endoscopy : development and evaluation using the visible human datasets". *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 24(3) :133–151, 2000.
- [Robb01] Robb R. "Virtual reality in medicine and biology. information technologies in medicine : Medical simulation and education". pp. 3–31, 2001.
- [Rous94] Rousseau H., Joffre F., Chemali R. and Puel J. "Mécanisme d'action de l'angioplastie à ballonnet", 1994.
- [Roux03] Roux C. and Udupa J., eds. *Proceedings of the IEEE. Special Issue on Emerging Medical Imaging Technology*, vol. 91, 2003.
- [Rubi98] Rubin P.M., Williams J.P., Rigg P.M., Bartos S.M., Sarac T.M., Pomerantz R.M., Castano J.B., Schell M.P. and Green R.M. "Cellular and molecular mechanisms of radiation inhibition of restenosis. part i : role of the macrophage and platelet-derived growth factor". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 40(4) :929–41, 1998.
- [Saho88] Sahoo P., Soltani S. and Wong A. "A survey of thresholding techniques". *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 41 :233–260, 1988.
- [Sara95] Sarac T., Riggs P., Williams J., Feins R., Baggs R.D., Rubin P. and Green R. "The effects of low-dose radiation on neointimal hyperplasia". *J Vasc Surg*, 22 :17–24, 1995.
- [Sart99] Sarti A., Gori R. and Lamberti C. "A physically based model to simulate maxillo-facial surgery from 3DCT images". : *Future Generation Computer Systems. Mar*, 15(2) :217–221, 1999.
- [Sata94] Satava R.M. "Virtual reality surgical simulator. the first steps". *Surg Endosc*, 7(3) :203–205, 1994.
- [Sata96] Satava R. "Medical virtual reality : the current status of the future". In *Proceedings of MMMVR IV*, pp. 100–106, 1996.
- [Sata01] Satava R.M. "Accomplishments and challenges of surgical simulation". *Surg Endosc*, 15(3) :232–41, 2001.
- [Sato98] Sato Y., Araki T., Hanayama M., Naito H., and Tamura S. "A viewpoint determination system for stenosis diagnosis and quantification in coronary angiographic image acquisition". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(1) :121–137, 1998.
- [Sbra01] Sbragia P., Neri E., Panconi M., Gianni C., Cappelli C., Bargellini I. and Bartolozzi C. "Ct virtual angiography in the study of thoracic aortic dissection". *Radiol Med. Torino*, 102(4) :245–9, 2001.

- [Schi98] Schill M., S. G., H. B. and Männer R. "Biomechanical Simulation of the Vitreous Humor in the Eye Using an Enhanced ChainMail Algorithm". In *Proc. MICCAI 98, Lecture Notes in Computer Science*, vol. 1496, pp. 679–687. Springer, Berlin, 1998.
- [Schr00] Schroeder W., Martin K. and Lorensen B. *The Visualization Toolkit An Object-Oriented Approach To 3-D Graphics, 3rd Edition*. Kitware, Inc. publishers, 3 ed., 2000.
- [Schr02] Schroeder S., Kopp A.F., Ohnesorge B., Loke-Gie H., Kuettner A., Baumbach A., Herdeg C., Claussen C.D. and Karsch K.R. "Virtual coronary angioscopy using multislice computed tomography". *Heart*, 87(3) :205–9., 2002.
- [Schw92] Schwartz L., O'Donohoe M., Purut C., Mikat E., Hagen P. and McCann R. "Myointimal thickening in experimental vein grafts is dependent on wall tension". *J Vasc Surg*, 15 :176–186, 1992.
- [Schw95] Schwartz S., deBlois D. and O'Brien E. "The intima . soil for atherosclerosis and restenosis". *Circ Res*, 77 :445–465, 1995.
- [Scot96] Scott N.A., Cipolla G.D.D., Ross C.E.B., Dunn B.B., Martin F.H., Simonet L. and Wilcox J.N. "Identification of a potential role for the adventitia in vascular lesion formation after balloon overstretch injury of porcine coronary arteries". *Circulation*, 93(12) :2178–2187, 1996.
- [Sede86] Sederberg T.W. and Parry S.R. "Free-form deformation of solid geometric models". In *Proceedings of SIGGRAPH 86. Computer Graphics*, vol. 4, pp. 151–159, 1986.
- [Seem99] Seemann M.D., Seemann O., Bonel H., Suckfull M., Englmeier K.H., Naumann A., Allen C.M. and Reiser M.F. "Evaluation of the middle and inner ear structures : comparison of hybrid rendering, virtual endoscopy and axial 2d source images". *Eur Radiol*, 9(9) :1851–8, 1999. Using Smart Source Parsing.
- [Seem01] Seemann M.D. and Claussen C.D. "Hybrid 3D visualization of the chest and virtual endoscopy of the tracheobronchial system : possibilities and limitations of clinical application". *Lung Cancer*, 32(3) :237–246, 2001.
- [Seth96] Sethian J. "A fast marching level set method for monotonically advancing fronts". pp. 1591–1595, 1996.
- [Seth99] Sethian J. *Level Set Methods : Evolver Interfaces in Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision and Materials Sciences*. Cambridge University Press, 1999.
- [Shah01] Shahidi R., Clarke L., Bucholz R., Fuchs H., Kikinis R., Robb R. and Vannier M. "White paper : challenges and opportunities in computer-assisted interventions." *Computer Aided Surgery*, 6(3) :176–81, 2001.
- [Shep91] Shepard M. and Georges M. "Automatic three-dimensional mesh generation by the finit octree technique". *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, (32) :709–749, 1991.
- [Shib98] Shibolet O. and Cohen-Or D. "Coloring voxel-based objects for virtual endoscopy". In *IEEE Symposium on Volume Visualization*, pp. 15–22, 1998.

- [Shos99] Shostko A., Lohner R. and Sandberg W. "Surface triangulations over intersecting geometries". *International Journal For Numerical Methods in Engineering*, 44 :1359–1376, 1999.
- [Shut65] Shuterland I. "The ultimate display". In *Proceedings of IFIPS Congress*, vol. 2, pp. 506–508. New York City, NY, USA, 1965.
- [Sier03] Sierra G., LeBlanc A., Leonard M. and Nadeau R. and Savard P. "Prototype of a fluoroscopic navigation system to guide the catheter ablation of cardiac arrhythmias". In *Engineering in Medicine and Biology.*, ed. IEEE, pp. 138–141. IEEE, Cancun, Mexico, 2003.
- [Simo02] Simon J.M., Noël G., Boisserie G., Cornu P. and Mazeron J.J. "Radiothérapie intracérébrale en conditions stéréotaxiques : Intracerebral stereotactic radiosurgery". *Cancer/Radiothérapie*, 6(1) :144–154, 2002.
- [Smit98] Smith P.A., Heath D.G. and Fishman E.K. "Virtual angiography using spiral CT and real-time interactive volume-rendering techniques". *J Comput Assist Tomogr*, 22(2) :212–4., 1998.
- [Smit02] Smith C.S. and Fenlon H.M. "Virtual colonoscopy". *Best Practice and Research Clinical Gastroenterology*, 16(2) :219–236, 2002.
- [Spin01] Spinzi G., Belloni G., Martegani A., Sangiovanni Angelo DelFavero C. and Minoli G. "Computed tomographic colonography and conventional colonoscopy for colon diseases : A prospective, blinded study". *American Journal of Gastroenterology*, 96(2) :394–400, 2001.
- [Stev97] Stevens A. and Lowe J. *Histologie humaine*. DeBoeck Université, Paris, 1997.
- [Stra03] Strasberg S. and Linehan D. "Radiofrequency ablation of liver tumors". *Current problems in surgery*, 40 :449–498, 2003.
- [Suck91] Suckling K. *Encyclopedia of Human Biology*, chap. 3. American Press, 1991.
- [Suga00] Suga M., Matsuda T., Okamoto J., Takizawa O., Oshiro O., Minato K., Tsutsumi S., Nagata I., Sakai N. and Takahashi T. "Sensible human projects : haptic modeling and surgical simulation based on measurements of practical patients with mr elastography–measurement of elastic modulus". *Stud Health Technol Inform*, 70 :334–40, 2000.
- [Summ96] Summers R., Feng D., Holland S., Sneller M. and Shelhamer J. "Virtual bronchoscopy : segmentation method for real-time display". *Radiology*, 1996.
- [Summ97] Summers R. "Navigational aids for real-time virtual bronchoscopy". *AJR Am J Roentgenol*, 1997.
- [Summ98] Summers R., Selbie W., Malley J., Pusanik L., Dwyer A., Courcoutsakis N., Shaw D., Kleiner D., Sneller M., Langford C., Holland S. and JH. S. "Polypoid lesions of airways : early experience with computer-assisted detection by using virtual bronchoscopy and surface curvature". *Radiology*, 208 :331–337, 1998.
- [Summ99] Summers R., Pusanik L., Malley J. and Hoeg J. "Fractal analysis of virtual endoscopy reconstructions". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 3660, pp. 258–269. San Diego, USA, 1999.

- [Summ00a] Summers R. *Handbook of Medical Imaging, Processing and Analysis*, chap. 45-Morphometric Methods for Virtual Endoscopy, pp. 747–755. Academic Press, 2000.
- [Summ00b] Summers R., Sneller M., Langford C., Shelhamer J. and Wood B. “Improved virtual bronchoscopy using a multi-slice helical CT scanner”. In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 3978, pp. 117–121. San Diego, USA, 2000.
- [Summ01a] Summers R. and J.R. C. “Tracheal and central bronchial aerodynamics using virtual bronchoscopy”. In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 4321, pp. 22–31. San Diego, USA, 2001.
- [Summ01b] Summers R.M., Choyke P.L., Patronas N.J., Tucker E., Wise B., Busse M.K., Brewer H. B. J. and Shamburek R.D. “MR virtual angiography of thoracic aortic atherosclerosis in homozygous familial hypercholesterolemia”. *J Comput Assist Tomogr*, 25(3) :371–7., 2001.
- [Sun04] Sun Z., Winder J.R., Kelly B.E., Ellis P.K., Kennedy P.T. and Hirst D.G. “Assessment of VIE image quality using helical CT angiography : in vitro phantom study”. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 28(1-2) :3–12, 2004.
- [Swif02] Swift R.D., Kiraly A.P., Sherbondy A.J., Austin A.L., Hoffman E.A., McLennan G. and Higgins W.E. “Automatic axis generation for virtual bronchoscopic assessment of major airway obstructions”. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 26(2) :103–118, 2002.
- [Szék00] Székely G., Bajka M., Brechbuhler C., Dual J., Enzler R., Haller U., Hug J., Hutter R., Ironmonger N., Kauer M., Meier V., Niederer P., Rhomberg A., Schmid P., Schweitzer G., Thaler M., Vuskovic V. and G. T. “Virtual reality based simulation of endoscopic surgery.” *Presence, MIT press.*, 9(3) :310–333, 2000.
- [Teir00] Teirstein P., Massullo V., Jani S., Popma J., Russo R., Schatz R., Guarneri E., Steuterman S.M., Sirkin K.R., Cloutier D.B., Leon M. and Tripuraneni P. “Three-year clinical and angiographic follow-up after intracoronary radiation”. *Circulation*, 101 :360–65, 2000.
- [Terz87] Terzopoulos D., Platt J. and Fleischer K. “Elastically deformable models”. *Computers Graphics*, 21(4) :205–214, 1987.
- [Terz90] Terzopoulos D. and Waters K. “Physically-based facial modeling, analysis and animation”. *Journal of Visualization and Computer Animation*, 1 :73–80, 1990.
- [Terz97] Terzopoulos D. and McInerney T. “Deformable models and the analysis of medical images”. *Stud Health Technol Inform*, 39 :369–78, 1997.
- [Till01] Tillich M., Bell R., Paik D., Fleischmann D., Sofilos M., Logan L. and Rubin G. “Iliac arterial injuries after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms : correlation with iliac curvature and diameter”. *Radiology*, 219(1) :129–136, 2001.
- [Toum01] Toumoulin C., Boldak C., Dillenseger J., Coatrieux J. and Rolland Y. “Fast detection and characterization of vessels in very large 3D data sets using geometrical moments”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(5) :604–606, 2001.

- [Trip99] Tripuraneni P., Giap H. and Jani S. "Endovascular brachytherapy for peripheral vascular disease". *Semin Radiat Oncol*, 9(2) :190–202., 1999.
- [Troc96] Troccaz J., Lavallée S. and Cinquin P. "Computer-augmented surgery". *Human Movement Science*, 15(3) :445–475, 1996.
- [Troc98] Troccaz J., Peshkin M. and Davies B. "Guiding systems for computer-assisted surgery (cas) : introducing synergistic devices and discussing the different approaches". *Med. Image Anal.*, 2(2) :101–119, 1998.
- [Troc00] Troccaz J. *Robotique non manufacturière, chapter 6*, chap. Robotique médico-chirurgicale. Hermès, 2000.
- [Truy01] Truyen R., Verdonck B., Deschamps T., Lefere P. and Gryspeerdt S. "Efficacy of automatic path tracking in virtual colonoscopy". *International Congress Series*, 1230 :469–474, 2001.
- [Uffm01] Uffmann M. and Prokop M. "[multislice CT of the lung. technique and clinical applications]". *Radiologe*, 41(3) :240–7., 2001.
- [Unno02] Unno N., Mitsuoka H., Takei Y., Igarashi T., Uchiyama T., Yamamoto N., Saito T. and Nakamura S. "Virtual angioscopy using 3-dimensional rotational digital subtraction angiography for endovascular assessment". *J Endovasc Ther*, 9(4) :529–34., 2002.
- [Vann96] Vannier M.W. and Marsh J.L. "Three-dimensional imaging, surgical planning, and image-guided therapy". *Radiol Clin North Am*, 34(3) :545–63, 1996.
- [VanS00] VanSambeek M., Hagensars T., VanTongeren R., VanDijk L., Hendriks J. and Coen V. "Peripheral vascular brachytherapy : an introduction". *J. Cardiovasc. Surg.*, 41 :891–5, 2000.
- [vdW98] van der Weide R., Zuiderveld K., Bakker C., Hoogenboom T., van Vaals J. and M.A. V. "Image guidance of endovascular interventions on a clinical MR scanner". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(5) :779–785, 1998.
- [Vila99] Vilanova A., König A. and Grollier E. "VirEn : A virtual endoscopy system". *Machine Graphics and Vision*, 8(3) :469–487, 1999.
- [Vila00] Vilanova A., Grollier E. and König A. "Cylindrical approximation of tubular organs for virtual endoscopy". *Proceedings of Computer Graphics and Imaging 2000*, pp. 283–289, 2000.
- [Vini94] Vining D., Shifrin R., Grishaw E. and Padhani A. "Virtual reality imaging of human anatomy". In *SCAR 94 : Computer Applications to Assist. Radiol.*, pp. 703–708, 1994.
- [Voir02] Voirin D., Payan Y., Amavizca M., Létoublon C. and Troccaz J. "Computer-aided hepatic tumour ablation : requirements and preliminary results". *Comptes Rendus Biologies*, 325(4) :309–319, 2002.
- [Voss99] Voss G., Hahn J.K., Müller W. and Lindeman R. "Virtual cutting of anatomical structures". *Stud Health Technol Inform*, 62 :381–3, 1999.
- [Vrab02] Vrabec J.T., Briggs R.D., Rodriguez S.C., Johnson J. and Raleigh F. "Evaluation of the internal auditory canal with virtual endoscopy". *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 127(3) :145–152, 2002.

- [WA89] Wong A.K.C. Sahoo P. "A gray level threshold selection method based on maximum entropy". *IEEE Trans. Syst. Man Cybern*, 19 :866–871, 1989.
- [Wahl01a] Wahle A., Mitchell S., Ramaswamy S., Chandran K.B. and Sonka M. "Virtual angioscopy in human coronary arteries with visualization of computational hemodynamics". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images.*, vol. 4321-05. San Diego, USA, 2001.
- [Wahl01b] Wahle A., Mitchell S.C., Ramaswamy S.D., Chandran K.B. and Sonka M. "Visualization of human coronary arteries with quantification results from 3D and 4D computational hemodynamics based upon virtual endoscopy". *International Congress Series*, 1230 :923–929, 2001.
- [Wahl03] Wahle A., Lopez J., Pennington E., Meeks S., Braddy K., Fox J., Brennan T., Buatti J., Rossen J. and Sonka M. "Effects of vessel geometry and catheter position on dose delivery in intracoronary brachytherapy". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(11) :1286– 1295, 2003.
- [Waks98] Waksman R. "Endovascular brachytherapy : overcoming "practical" obstacles". *Am J Cardiol*, 81(7A) :21E–26E, 1998.
- [Waks00a] Waksman R. "Vascular brachytherapy : update on clinical trials". *J Invasive Cardiol*, 12 (Suppl A) :18A–28A, 2000.
- [Waks00b] Waksman R., Laird J.R., Lansky A., Brahimi A., White L.R., Jurkowitz C., Kosinski A.S., Murah N. and Weintraub W.S. "One year follow-up after intravascular radiation therapy following balloon angioplasty of narrowed femoropopliteal arteries. results of the paris feasibility clinical trial". *Journal of the American College of Cardiology*, 35(2 suppl A) :51, 2000.
- [Waks02] Waksman R., Raizner A., Yeung A., Lansky A. and Vandertie L. "Use of localised intracoronary beta radiation in treatment of in-stent restenosis : the inhibit randomized controlled trial". *Lancet*, 359 :551–57, 2002.
- [Wan02] Wan M., Liang Z., Ke Q., Hong L., Bitter I. and Kaufman A. "Automatic center-line extraction for virtual colonoscopy". *IEEE Trans Med Imaging*, 21(12) :1450–1460, 2002.
- [Wang99] Wang K., R.W. D. and C.A. T. "Improving geometric model construction for blood flow modeling". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 18(6) :33–39, 1999.
- [Wate87] Waters K. "A muscle model for animating threedimensional facial expression". In *Computer Graphics (SIGGRAPH '97 Proceedings)*, pp. 17–24, 1987.
- [Wath99] Watherworth J. "Virtual reality in medicine : A survey of the state of the art". <http://www.informatik.umu.se/jwworth/medpage.html>, 1999.
- [Whit01] Whitaker S.C. "Imaging of abdominal aortic aneurysm before and after endoluminal stent- graft repair". *Eur J Radiol*, 39(1) :3–15, 2001.
- [Wil01] William Cook Europe. *Zenith AAA Endovascular Graft - Technical description*, 2001.
- [Wilc96] Wilcox J.N., Waksman R., King S.B. and Scott N.A. "The role of the adventitia in the arterial response to angioplasty : the effect of intravascular radiation". *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 36(4) :789–796, 1996.

- [Wilh92] Wilhelms J. and Van Gelder A. "Octrees for faster isosurface generation". *ACM Transactions on Graphics*, 11(3) :201–227, 1992.
- [Wilm98] Wilmink A. and Quick C. "Epidemiology and potential for prevention of abdominal aortic aneurysm". *Br J Surg*, (85) :155–162, 1998.
- [Wils01] Wilson N., Wang K., Dutton R. and Taylor C. "A software framework for creating patient specific geometric models from medical imaging data for simulation based medical planning of vascular surgery". *MICCAI*, pp. 449–456, 2001.
- [Wink00] Wink O., Niessen W. and Viergever M. "Fast delineation and visualization of vessels in 3D angiographic images". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19 :337–346, 2000.
- [Wolf01] Wolf Y., Tillich M., Anthony Lee W., Rubin G.D., Fogarty T.J. and Zarins C.K. "Impact of aortoiliac tortuosity on endovascular repair of abdominal aortic aneurysms : Evaluation of 3D computer-based assessment". *Journal of Vascular surgery*, 34(4) :594–599, 2001.
- [Yage92] Yagel R. and Kaufman A. "Template-based volume viewing". In *Computer Graphics Forum (EUROGRAPHICS '92 Proceedings)*, eds. A.K. Kjelldahl and L., vol. 11, pp. 153–167, 1992.
- [Yage93] Yagel R. and Shi Z. "Accelerating volume animation by space-leaping". In *Proceedings of Visualization'93*, pp. 62–69, 1993.
- [Yage96] Yagel R. "Classification and survey of algorithms for volume viewing". In *ACM Transactions on graphics*, 1996.
- [Yama70] Yamada H. *Strength of Biological Materials*. Lippincott Williams and Wilkins, 1970.
- [Yazg04] Yazgan C., Fitoz S., Atasoy C., Turkolmez K., Yagci C. and Akyar S. "Virtual cystoscopy in the evaluation of bladder tumors". *Clinical Imaging*, 28(2) :138–142, 2004.
- [Yim01] Yim P., Cebal J., Mullick R., Marcos H. and PL. C. "Vessel surface reconstruction with a tubular deformable model". *IEEE Trans Med Imaging*, 20(12) :1411–1421, 2001.
- [Yosh98] Yoshida K., Endo M., Mori K., Katada K., Ueda M., Toriwaki J. and Tateno Y. "Virtualized angioscopy of the thoracic aorta in a rabbit model of atherosclerosis". *Jpn Circ J*, 62(3) :198–200., 1998.
- [Zeig00] Zeigler B.P., Praehofer H. and Kim T.G. *Theory of Modeling and Simulation. Second Edition. Integrating Discrete Event and Continuous Complex Dynamic Systems*. Academic Press, 2000.
- [Zhan02] Zhang Z., Hoffmann K. and Walczak A. "The curvature-vector pair and its application in displaying CT colon data". In *Proceedings of SPIE : Physiology and Function from Multidimensional Images*, vol. 4683-24. San Diego, USA, 2002.
- [Zhou99] Zhou Y. and Toga A. "Efficient skeletonization of volumetric objects". *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics*, 5(3) :196–209, 1999.

Résumé

Dans le cadre général des interventions assistées par ordinateur, nos travaux, abordés essentiellement en terme d'imagerie virtuelle, se sont focalisés sur la phase préopératoire (analyse, modélisation, simulation) dans un objectif de planification réaliste de traitements mini-invasifs de lésions vasculaires (angioplastie transluminale, pose d'endoprothèse aortique, brachythérapie endovasculaire). De nouvelles fonctionnalités d'analyse locale et de description géométrique associées à un capteur virtuel sont proposées. A l'issue de cette exploration virtuelle analytique des données patient (imagerie TDM), la description géométrique de structures complexes ainsi que la détermination de paramètres caractérisant les structures vasculaires sont envisagées au regard du planning interventionnel et évaluées sur modèle animal et sur données patient. Une première approche de simulation spécifique patient d'interactions outils / tissus en angioplastie transluminale est finalement proposée.

Abstract

Within the general scope of computer-assisted interventions, our work, essentially expressed in terms of virtual imaging, was focused on the pre-operative step (analysis, modeling, simulation) with the aim of realistic planning of minimally invasive treatment of vascular lesions (percutaneous transluminal angioplasty, aortic endograft placement, intravascular brachytherapy). New functionalities (local analysis, geometrical description) associated with the virtual sensor are proposed. At the close of this analytical virtual exploration of patient data (CT imaging), the surface description of complex structures as well as the determination of parameters characterizing the vascular structures are considered from interventional planning point of view and evaluated by considering animal model and patient data. A first specific patient approach for simulation of tool / tissue interaction in balloon angioplasty procedure is finally proposed.