

Modélisation de structures déformables

HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES

présentée et soutenue publiquement le 23 Mars 2006

pour l'obtention du

Habilitation de l'Université Nice-Sophia-Antipolis
(Spécialité Informatique)

par

Hervé Delingette

Composition du jury

Rapporteurs : Marie-Paule Cani
Gabor Szekely
Dimitris Metaxas

Examineurs : Nicholas Ayache
Michel Sorine
Sherif Makram-Ebeid

Mis en page avec la classe thloria.

Table des matières

I	Résumé des Activités de Recherche	5
---	-----------------------------------	---

Avant Propos

1

Une représentation originale de surfaces déformables: les maillages simples
--

1.1	Motivations	9
1.2	Définition	11
1.3	Principales notions topologiques	12
1.4	Principales notions géométriques	13
1.4.1	Notion d'angle simplexe	13
1.4.2	Définition de courbure moyenne discrète	13
1.4.3	Définition du vecteur normal	14
1.4.4	Description paramétrique des faces	16
1.5	Cas des 1-maillages simples	16
1.5.1	Courbe discrète plane	16
1.5.2	Courbe gauche	16
1.6	Cas des 3-maillages simples	18

2

Reconnaissance de formes à l'aide des maillages simples
--

2.1	Motivations	19
2.2	Image par attribut sphérique	20
2.2.1	Description pour les courbes planes	20
2.2.2	Description pour les surfaces de topologie sphérique	21
2.3	Méthode de mise en correspondance	22
2.3.1	Recherche exhaustive de la meilleure rotation entre deux images	22

2.3.2	Présence d'occultations	23
2.3.3	Détermination de la transformation rigide	24

3

La régularisation des courbes et surfaces

3.1	Motivations	27
3.2	Régularisation des courbes planes	28
3.2.1	Généralisation des stabilisateurs de Tikhonov	28
3.2.2	Stabilisateurs différentiels invariants	30
3.2.3	Vers une régularisation paramétrique des contours	32
3.2.4	Contrôle topologique des contours	34
3.3	Application à la génération de trajectoire	36
3.4	Régularisation des maillages simplexes	37
3.4.1	Justification de l'approche	37
3.4.2	Quelle représentation choisir? Maillages simplexes ou Triangulations?	39
3.4.3	Régularisation d'un maillage simplexe	39
3.5	Détermination de fonctionnelles invariantes	41

4

La segmentation d'images médicales à l'aide de maillages simplexes

4.1	Motivations	43
4.2	Initialisation géométrique des maillages	45
4.3	Choix de la force externe	48
4.4	Déformations globalement contraintes	50
4.5	Déformations 3D+T	53
4.6	Vers un système expert de segmentation d'images	54
4.7	Logiciel interactif de segmentation	57

5

Modélisation Physique et Physiologique pour la Simulation Médicale

5.1	Introduction	59
5.1.1	Contexte	59
5.1.2	Motivations	61
5.2	Une famille de modèles élastiques linéaires et non-linéaires	62
5.2.1	Modèle élastique linéaire : Masse-Tenseur	62
5.2.2	Modèle élastique linéaire pré-calculé	63
5.2.3	Modèle élastique non linéaire	64

5.2.4	Comparaison entre les différents modèles	65
5.3	Simulation de chirurgie	65
5.3.1	Réponse à la collision entre un instrument chirurgical et un modèle de tissu mou	66
5.3.2	Découpe d'un maillage tétraédrique	66
5.3.3	Retour d'effort	67
5.4	Simulation de la déformation du parenchyme cérébrale	68
5.4.1	Modélisation biomécanique	68
5.4.2	Modélisation de la croissance de tumeurs cérébrales	69
5.5	Simulation de l'activité électro-mécanique du coeur	70
5.5.1	Modélisation électro-mécanique du coeur	72
5.5.2	Estimation de la conductivité électrique apparente	75

6

Projet de Recherche

6.1	Principaux axes de recherche Méthodologiques	79
6.2	Principaux axes de recherche Applicatifs	81

Bibliographie	83
----------------------	-----------

II Synthèse des Activités	91
----------------------------------	-----------

Curriculum Vitae

Liste des Publications

Encadrement

Publications Jointes

Remerciements

Première partie

Résumé des Activités de Recherche

Avant Propos

Dans les 5 sections suivantes est présenté un résumé de mes activités de recherche depuis 1990. Chaque section correspond à un thème de recherche, l'ordre des sections correspondant à l'ordre chronologique. La taille et l'importance des sections ne sont cependant pas égales comme le montre la figure 1. De plus, le niveau de détail des travaux les plus anciens est plus important que pour les travaux récents, vu qu'ils sont moins bien couverts par les publications jointes. Ainsi, le second chapitre dédié à la reconnaissance de formes correspond au travail effectué pendant deux années 1991-1992 alors que le cinquième chapitre décrivant mes travaux sur la modélisation physique et physiologique pour la simulation médicale couvre une période de près de 9 années.

Même si le spectre de mes activités est assez large, le lien entre les différents chapitres est *la modélisation de structures déformables*. En particulier, les premier, troisième et quatrième chapitres décrivent des modèles géométriques (les maillages simplexes), des méthodes de régularisation et des algorithmes de segmentation conduisant à modéliser la déformation de surfaces. Le cinquième chapitre décrit l'utilisation de principes physiques et physiologiques pour déformer des volumes (ici des maillages tétraédriques). Seul le second chapitre échappe un peu à cette logique, puisqu'il décrit l'utilisation de maillages simplexes pour la reconnaissance de formes.

Le résumé de mes activités de recherche est centré sur les aspects méthodologiques de mes travaux. Il s'agit bien sûr d'une vision partielle de ces activités, le contexte applicatif ayant une importance considérable sur la nature de ces travaux. Cependant, chaque chapitre est introduit par une section intitulée *Motivations* dans laquelle je résume les éléments extérieurs qui m'ont conduit à entreprendre ces recherches, en les replaçant souvent dans leur contexte "historique". Cela est particulièrement important pour mon domaine d'application privilégié, l'analyse des images médicales, dans lequel la proximité entre la méthodologie et la pratique médicale s'est considérablement renforcée depuis une dizaine d'années. Cela est clairement visible d'ailleurs dans mes travaux de recherche avec la transition entre des algorithmes de segmentation générique d'images médicales (année 1995) vers la modélisation de l'activité électro-mécanique du coeur (année 2003).

Enfin, un grand nombre des travaux présentés ci-après, essentiellement dans les chapitres 4 et 5 sont des travaux réalisés en commun avec d'autres chercheurs, que ce soient des médecins, des doctorants, des chercheurs de l'équipe Epidaure ou d'autres équipes académiques ou industrielles. En particulier, j'ai essayé d'indiquer systématiquement dans le cadre de quelle thèse se sont déroulés les travaux présentés.

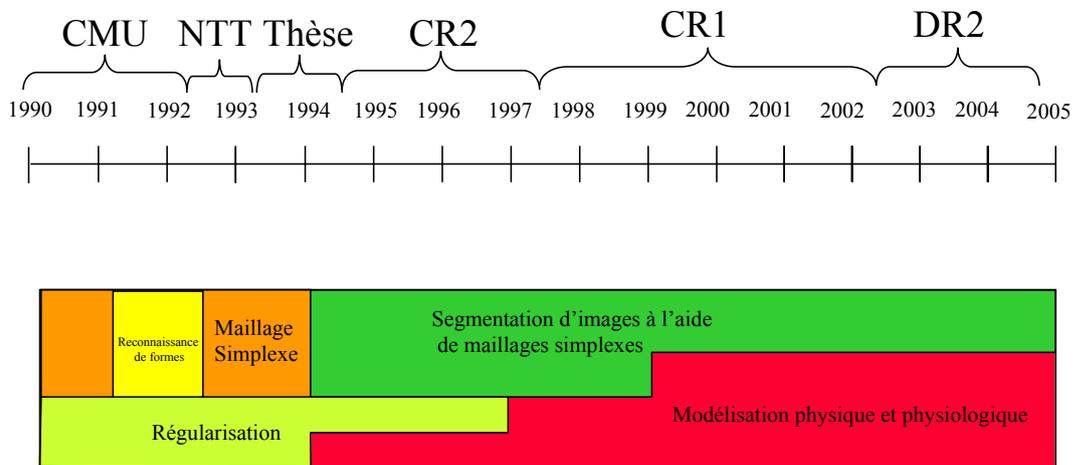


FIG. 1 – Schéma représentant l'articulation chronologique approximative de mes travaux de recherche. Chaque couleur est associée à une thématique de recherche et à un chapitre de ce document

Chapitre 1

Une représentation originale de surfaces déformables : les maillages simplexes

1.1 Motivations

J'ai proposé de représenter des objets déformables à l'aide de maillages simplexes en 1990, lors de mon séjour à l'université de Carnegie-Mellon à Pittsburgh (USA). Le choix de cette représentation géométrique a été guidé, à l'origine, par des considérations purement pratiques liées à l'application sur laquelle je travaillais à l'époque: la modélisation d'échantillons rocheux. Ce travail s'intégrait dans le cadre du projet *Mars Rover* financé par la NASA dans lequel un robot autonome d'exploration planétaire, dénommé "Ambler" (voir figure 1.1) devait saisir des échantillons rocheux posés dans le sable de la planète rouge. Or, sur Mars, comme sur la Terre, les fragments rocheux sont principalement de forme ovoïdale et par conséquent il s'avérait nécessaire dans cette étude, de représenter une surface déformable de topologie sphérique.

La Figure 1.2 montre une classification des représentations géométriques les plus utilisées [42] pour modéliser des surfaces déformables¹. La topologie sphérique des surfaces et le fait qu'il était nécessaire de fortement contraindre leur courbure (notion géométrique du second ordre) rendait difficile l'utilisation de surfaces paramétrées (la formulation implicite des surfaces déformables par surface de niveau n'existaient pas à l'époque). Mon choix s'est porté sur une représentation discrète qui avait le double avantage d'éviter le difficile problème de la paramétrisation de la sphère (avec la création de singularités) et d'être simple à manipuler de manière informatique.

L'utilisation fortuite d'une bibliothèque logicielle issue de l'université américaine de Stony Brooke m'a permis de manipuler des maillages de dômes sphériques (icosaèdre tronqué)² mais aussi de réaliser que le 3-voisinage de chaque sommet permettait simplement de mesurer et de contrôler la courbure locale.

La notion de maillage simplexe, correspondant au dual d'une triangulation, a été publiée en 1992 [43] lors de mon séjour au laboratoire de recherche de NTT. En effet, les maillages en forme

1. le terme *surface* correspond ici à une 2-variété plongée dans l'espace euclidien à trois dimensions.

2. Cette bibliothèque était utilisé par un étudiant du Pr Ikeuchi pour représenter les images Gaussiennes étendues de polyèdres [61]

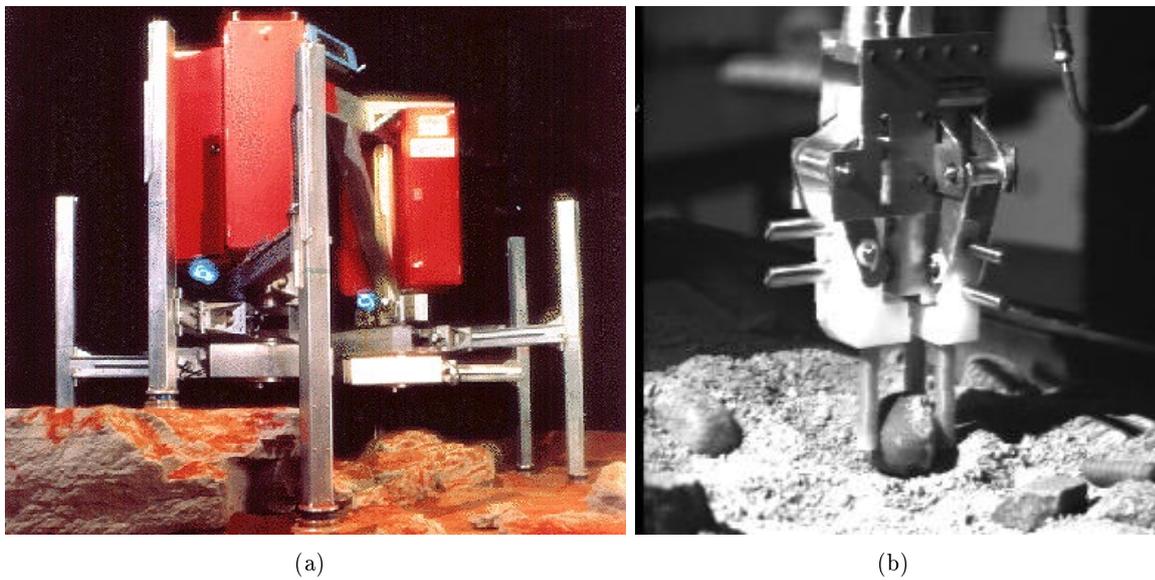


FIG. 1.1 – (a) Robot à six pattes conçu à l’université de Carnegie-Mellon à Pittsburgh (USA) dans le cadre du projet Mars Rover; (b) Système de manipulation des échantillons rocheux développé dans le cadre de ce projet.

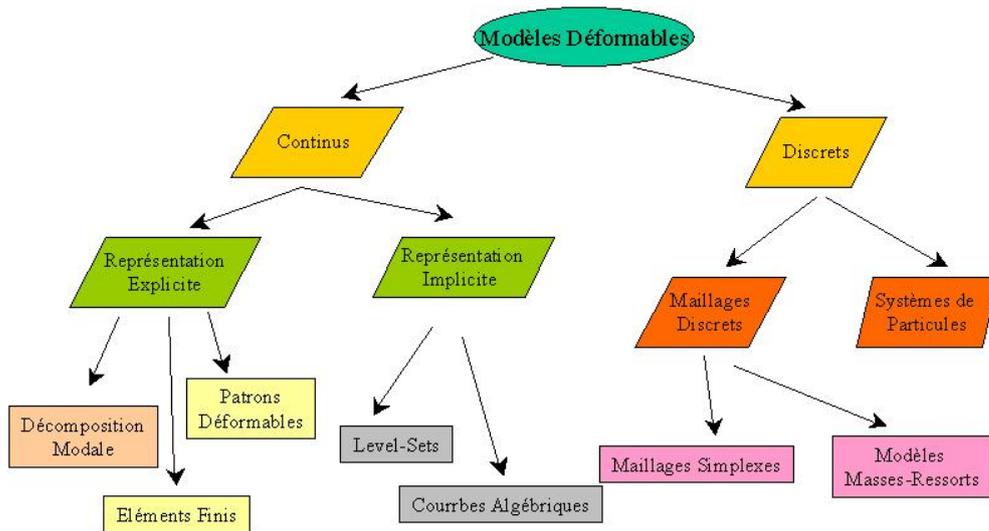


FIG. 1.2 – Une classification des représentations géométriques des modèles déformables utilisés pour la segmentation d’images.

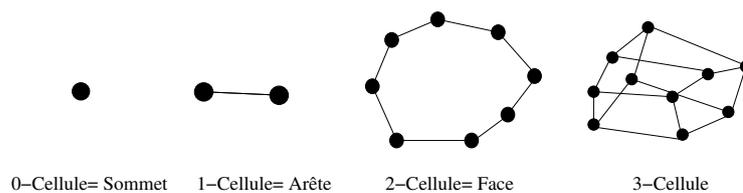


FIG. 1.3 – Exemples de p -cells $0 \leq p \leq 3$. Une face est aussi un 1-maillage simplexe et une 3-cellule un 2-maillage simplexe.

de dômes sphériques n'étaient pas bien adaptés pour reconstruire fidèlement un visage humain, et par conséquent il fallait généraliser la notion de “maillage où tous les sommets ont trois voisins” pour des topologies et géométries quelconques.

La connaissance des propriétés topologiques et géométriques des maillages simplexes et le lien entre géométrie discrète et géométrie différentielle ont été approfondis en 1993 et 1994 [31] lors de mon doctorat au sein du projet Epidaure à l'INRIA Sophia-Antipolis.

1.2 Définition

La définition des maillages simplexes a quelque peu évolué au cours de mes travaux. Dans mon manuscrit de thèse [31], un k -maillage simplexe était défini comme un maillage dans lequel chaque sommet avait $k+1$ -voisins et dans lequel la notion de cellule était définie par dualité avec les k -triangulations (appelés encore k -solides ou k -variété). En d'autres termes, il fallait d'abord définir une triangulation avant de définir un maillage simplexe.

La “bonne” façon de définir les maillages simplexes est au contraire de le faire de manière *constructive* en définissant récursivement la notion de p -cellule, $0 \leq p \leq k$:

Définition 1 On définit une 0-cellule comme un sommet P et une 1-cellule comme une arête, c'est à dire une paire non ordonnée de sommets distincts (P, M) . On définit récursivement une p -cellule ($p \geq 2$) \mathcal{C} comme une union de c ($p-1$)-cellules, $c \in \mathbb{N}$, telle que :

1. Chaque sommet appartenant à \mathcal{C} appartient aussi à p ($p-1$)-cellules distinctes.
2. Une ($p-2$)-cellule appartient à deux et seulement deux ($p-1$)-cellules.
3. L'intersection de deux ($p-1$)-cellules est ou bien vide ou bien est une ($p-2$)-cellule.
4. Une p -cellule est simplement connectée, c'est à dire que étant donnés deux sommets de cette cellule, il existe au moins un ensemble d'arêtes qui connecte ces deux sommets.

La définition d'un k -maillage simplexe devient alors triviale :

Définition 2 Un k -maillage simplexe, $k > 0$, est une $(k+1)$ -cellule.

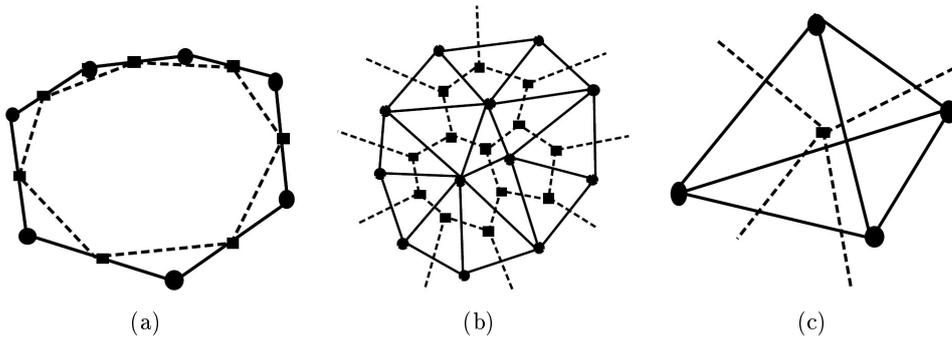


FIG. 1.4 – Dualité entre des 1, 2 and 3-triangulations (dessiné en traits pleins avec des cercles) et des 1, 2, 3-maillages simples (dessiné en trait pointillé avec des carrés).

1.3 Principales notions topologiques

La propriété topologique essentielle des maillages simples³ est l'existence d'une dualité topologique entre un maillage simplexe et une triangulation (ici le terme triangulation désigne un complexe simplicial qui est une variété). Cette notion de dualité est illustrée dans la Figure 1.4 : pour une surface triangulaire, la dualité au sens de la théorie des graphes, fait correspondre à un sommet du maillage triangulaire, une face du maillage simplexe, à une arête, une autre arête et à un triangle, un sommet du maillage simplexe. Comme l'on restreint cette dualité aux surfaces triangulaires sans bords, chaque sommet d'un maillage simplexe est connecté à trois sommets voisins puisque chaque triangle de la triangulation est adjacent par ses arêtes à trois triangles voisins.

En terme purement topologique, un maillage simplexe correspond au plongement d'un graphe cubique, un type graphe dont les propriétés ont été beaucoup étudiées (voir [96] par exemple). Une des propriétés remarquables de ces graphes est le théorème de Kuratowski qui donne une condition nécessaire et suffisante pour qu'un graphique cubique soit planaire (plongé sur un plan sans que ses arêtes ne s'intersectent).

Si tous les maillages simples ont un graphe d'adjacence cubique, on peut se poser la question inverse : est-ce que tous les graphes cubiques sont des maillages simplexe ? La réponse est négative comme le montre le contre-exemple de la Figure 1.5.

Enfin, il est aisé de définir des opérateurs topologiques permettant de connecter deux arêtes, de supprimer une arête ou encore de connecter deux faces d'un même maillage.

3. Lorsqu'il est utilisé sans notion de dimension, le terme "maillage simplexe" désigne un 2-maillage simplexe, c-a-d un maillage surfacique plongé dans \mathbb{R}^3

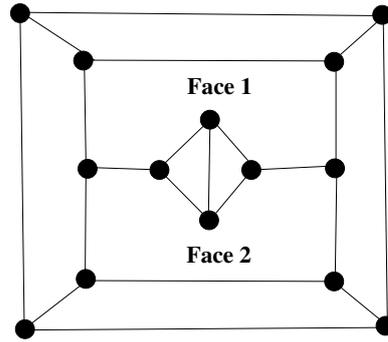


FIG. 1.5 – Un graphe cubique qui n'est pas un 2-maillage simplexe puisque les faces Face 1 et Face 2 s'intersectent suivant deux arêtes. Ainsi il est impossible que ce maillage soit le dual d'une 2-triangulation.

1.4 Principales notions géométriques

1.4.1 Notion d'angle simplexe

La propriété essentielle des maillages simplexes, qui justifie son utilisation dans diverses applications, est de pouvoir représenter la forme locale du maillage de manière non ambiguë avec trois paramètres : un angle simplexe et deux paramètres métriques. Cette propriété géométrique découle naturellement de la propriété topologique de 3-connexité du maillage. En effet, chaque sommet ayant trois sommets voisins, il est aisé de représenter avec 3 variables la position de chaque sommet, connaissant les positions de ses trois voisins.

L'originalité dans cette représentation réside assurément dans le choix de *l'angle simplexe* pour coder la hauteur du point \mathbf{P} par rapport aux triangles voisins. Cette angle est défini de telle sorte que si le point \mathbf{P} se déplace sur la sphère osculatrice alors l'angle simplexe reste constant (voir Figure 1.6). L'intérêt de ce choix est double. D'une part l'utilisation d'un paramètre sans dimension (contrairement à la hauteur par exemple) permet d'avoir une représentation de la forme locale invariante par transformation rigide mais aussi par changement d'échelle. Le deuxième avantage est de découpler véritablement la courbure en \mathbf{P} , de la position relative du point \mathbf{P} par rapport à ses trois voisins.

Notons que l'on aurait pu utiliser l'angle solide en \mathbf{P} du tétraèdre local à la place de l'angle simplexe : on aurait alors caractérisé par ce scalaire, une autre courbure (la courbure Gaussienne) en \mathbf{P} qui a cependant moins d'intérêt pour contrôler la déformation d'une surface. De plus, la relation liant la hauteur \mathbf{FP} à l'angle solide serait alors plus complexe que celle de l'angle simplexe.

1.4.2 Définition de courbure moyenne discrète

La courbure en un point \mathbf{P} d'un 2-maillage simplexe se définit simplement comme la courbure (l'inverse du rayon) de la sphère circonscrite au point \mathbf{P} et à ses trois sommets voisins. Le rapport entre le rayon du cercle circonscrit au triangle opposé et le rayon de la sphère circonscrite est

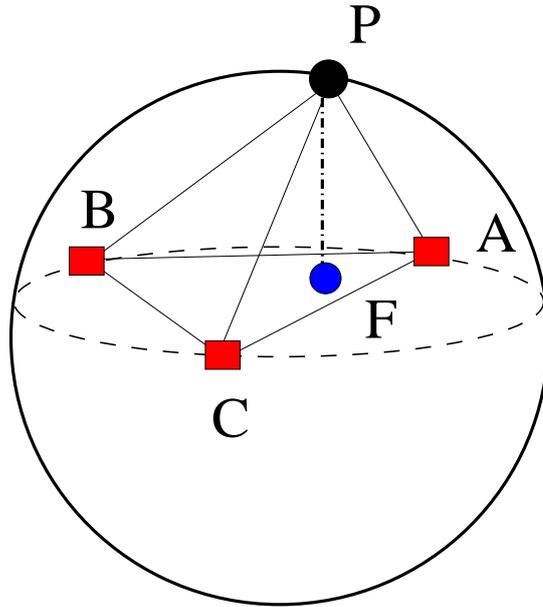


FIG. 1.6 – Le point \mathbf{P} et ses trois voisins définissent une sphère circonscrite. L’angle simplexe en \mathbf{P} décrit la hauteur $\|\mathbf{FP}\|$ du point \mathbf{P} par rapport au triangle $(\mathbf{A}, \mathbf{B}, \mathbf{C})$ de telle sorte que lorsque \mathbf{P} se déplace sur la sphère osculatrice alors l’angle simplexe reste constant.

simplement lié à l’angle simplexe :

$$H = \frac{1}{R} = \frac{\sin \theta}{r} \quad (1.1)$$

Cette relation généralise une relation géométrique existant pour les contours plans (voir section 1.5.1).

Lors de ma thèse [31], j’ai fait le lien entre cette courbure discrète définie sur un 2-maillage simplexe et la géométrie différentielle des surfaces. Tout d’abord, j’ai montré que cette notion de courbure correspondait à la courbure moyenne de la surface sous-jacente en exhibant la propriété dite *de la sphère minimale* : en point d’une surface “lisse”, la sphère qui minimise son contact avec la surface en ce point est la sphère de courbure $H = \frac{k_1 + k_2}{2}$, la courbure moyenne de surface.

J’ai également étudié la convergence de la courbure discrète d’un maillage simplexe lorsque l’on raffine infiniment le maillage autour d’un point. J’ai ainsi pu montrer que la courbure moyenne discrète en général ne converge pas vers la courbure moyenne de la surface, sauf à contraindre l’angle et la distance entre les sommets lors du raffinement du maillage. Ce résultat rejoint les travaux de l’équipe du Pr. J-M. Morvan qui a étudié les propriétés de convergence des courbures moyennes et courbures de Gauss définies sur des triangulations [11].

1.4.3 Définition du vecteur normal

En un sommet d’un maillage simplexe, on peut définir le vecteur normal \mathbf{n} comme étant le vecteur normal au triangle constitué par ses trois sommets voisins. C’est ce vecteur qui est utilisé dans la relation géométrique fondamentale qui définit la position d’un sommet en fonction de ses

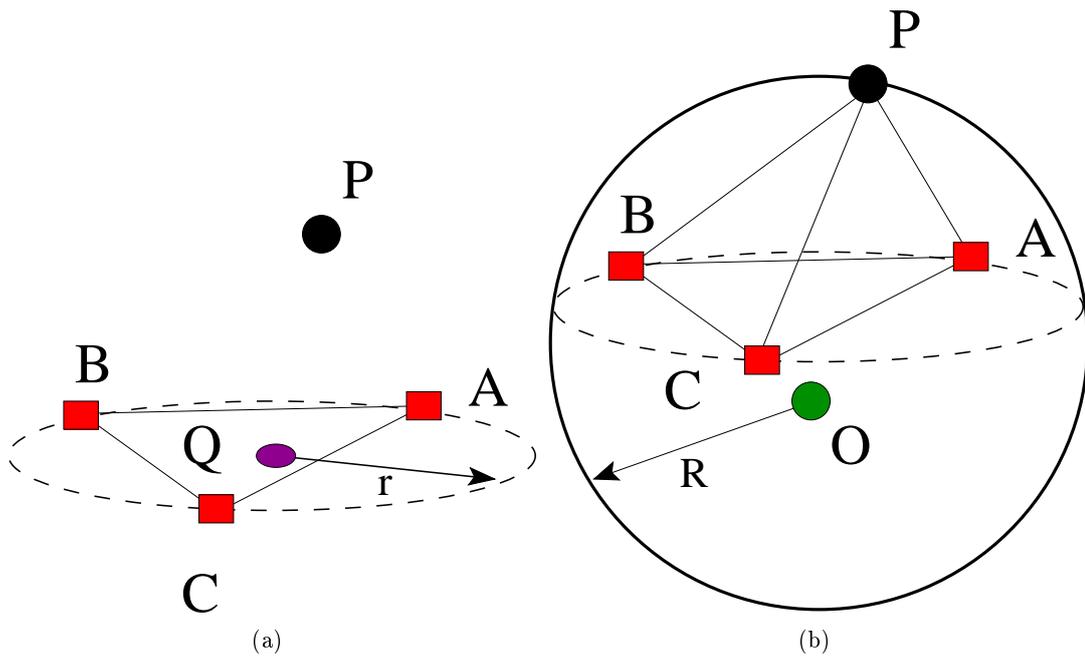


FIG. 1.7 – (a) Définition du cercle circonscrit au triangle (A, B, C) de centre Q et de rayon r ; (b) Définition de la sphère osculatrice au tétraèdre (P, A, B, C) de centre O et de rayon R .

voisins. Par contre, ce vecteur ne dépend pas de la position du point P , il est donc un mauvais indicateur de la direction normale au point P .

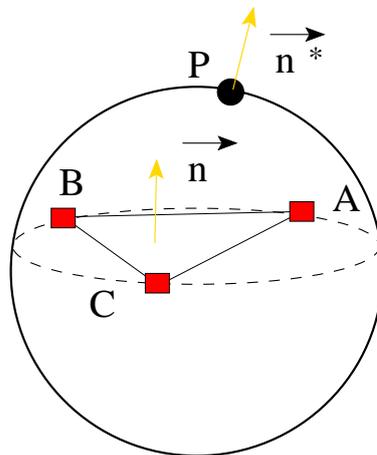


FIG. 1.8 – Définition du vecteur \mathbf{n} normal au triangle (A, B, C) et du vecteur \mathbf{n}^* normal à la sphère osculatrice.

Une bonne définition du vecteur normal en P correspond au vecteur normal à la sphère osculatrice en P (voir Figure 1.8). On a ainsi démontré que sous certaines conditions (identiques aux conditions de convergence de la courbure moyenne), ce vecteur \mathbf{n}^* convergerait vers le vecteur normal en P de la surface continue sous-jacente.

1.4.4 Description paramétrique des faces

Dans un 2-maillage simplexe, une face est un polygone dont le nombre de sommets est quelconque mais supérieur ou égal à trois. Il est donc important de noter que les faces ne sont pas nécessairement planes et par conséquent qu'un maillage simplexe n'est pas un polyèdre.

Il est cependant nécessaire de donner une définition paramétrique de ces faces. En effet, pour le calcul de la surface du maillage ou plus généralement, la définition d'un champ continue scalaire sur le maillage, il est nécessaire d'avoir au minimum une paramétrisation de chaque face d'un maillage simplexe.

Une première méthode a consisté à trianguler chaque face à l'aide du barycentre de cette face. Cette approche est utilisée pour l'affichage des maillages en raison de son efficacité. Cependant, elle a le désavantage d'aplatir le maillage.

Une deuxième méthode consiste à utiliser les coordonnées barycentriques généralisées [76] définies pour des polygones ayant un nombre de sommets quelconques. Ces coordonnées généralisent en effet les coordonnées barycentriques définies pour les triangles et les quadrilatères et de plus sont définies analytiquement par un polynôme rationnel de degré $n - 2$ où n est le nombre de sommets dans le polygone.

Grâce à ces coordonnées barycentriques généralisées, on peut naturellement définir une surface continue avec une continuité C^0 (équivalente à la paramétrisation naturelle des triangulations), mais il est également possible de définir une paramétrisation de la surface avec une continuité G^1 même si cela s'avère être assez délicat, comme pour les triangulations [51]. Enfin, la notion de surface de Bézier peut également être généralisée aux maillages simplexes grâce à l'aide des *S-patches* [70].

1.5 Cas des 1-maillages simplexes

Les 1-maillages simplexes sont en terme de topologie des lignes polygonales. Elles ont la propriété remarquable d'être duales d'elle-même, c'est à dire que les 1-maillages simplexes sont aussi des 1-triangulations.

1.5.1 Courbe discrète plane

Les mêmes notions de représentation locale de forme, d'angle simplexe, et de vecteur normal peuvent être définis sur des lignes polygonales du plan (voir figure 1.9). Ici l'angle simplexe correspond à l'angle entre 2 vecteurs et la courbure locale discrète est la courbure du cercle circonscrit. Une autre propriété remarquable est que toutes les quantités géométriques discrètes convergent vers les quantités géométriques différentielles correspondantes y compris la courbure et le vecteur normal.

1.5.2 Courbe gauche

La géométrie des courbes gauches discrètes, de co-dimension 2, est plus complexe à décrire. En effet, il s'agit de repérer la position du point \mathbf{P}_i à partir de la position de ses quatre sommets

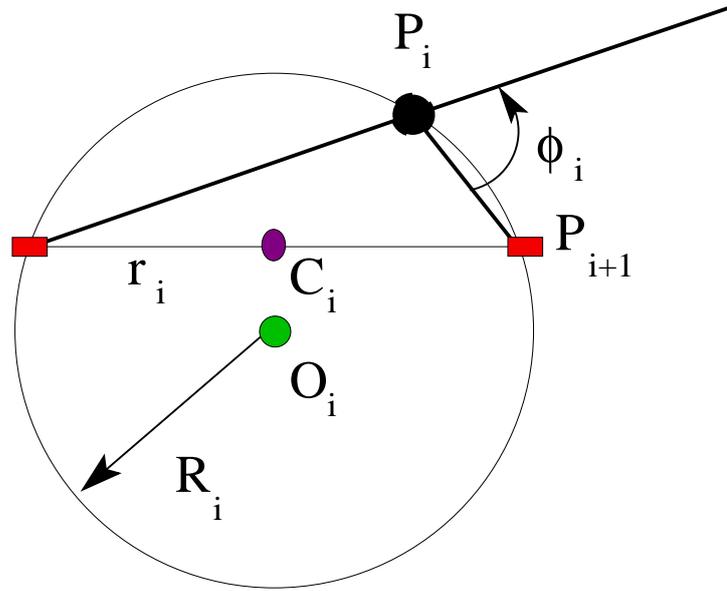


FIG. 1.9 – Définition de l'angle simplexe φ_i , du rayon du cercle circonscrit R_i et du demi-coté r_i . On définit la courbure en P_i avec la relation $H_i = \frac{1}{R_i} = \frac{\sin \varphi_i}{r_i}$.

voisins (deux sommets à droite et deux sommets à gauche). Pour cela, on utilise, en plus de l'angle simplexe et des paramètres métriques, un angle supplémentaire ψ_i , qui n'est malheureusement pas relié simplement à la torsion en \mathbf{P}_i (voir Figure 1.10). On peut ensuite définir un trièdre local en introduisant un vecteur normal et binormal en chaque sommet du maillage.

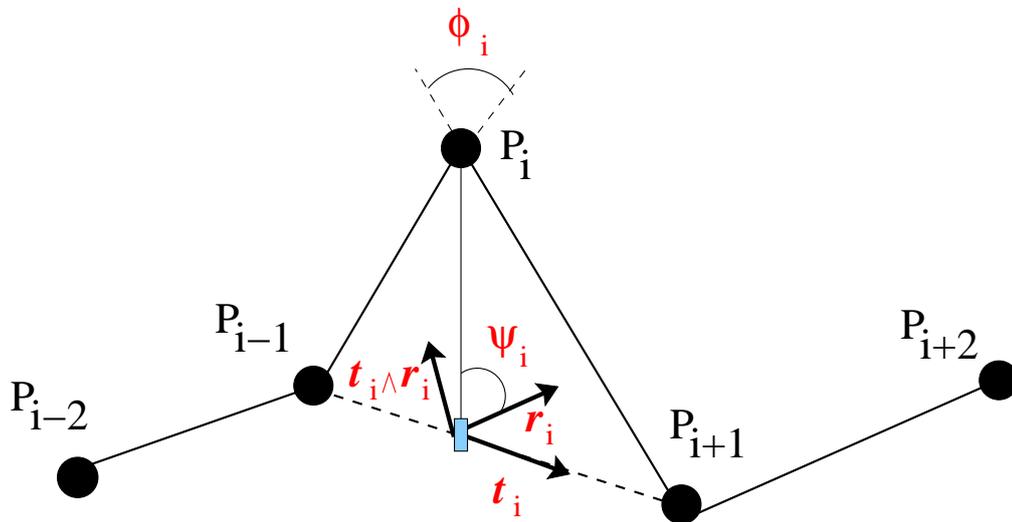


FIG. 1.10 – Définition de l'angle simplexe φ_i , et de l'angle ψ_i en un sommet \mathbf{P}_i d'un 1-maillage simplexe de \mathbb{R}^3 . Les vecteurs \mathbf{r}_i et $\mathbf{r}_i \times \mathbf{t}_i$ forment une base orthonormée du plan normal à la courbe en \mathbf{P}_i

1.6 Cas des 3-maillages simples

Dans un 3-maillage simplexe, chaque sommet a quatre sommets voisins. Ces maillages ont une topologie duale des tétraédrisations et sont constitués de cellules, chaque cellule étant un 2-maillage simplexe [100]. Dans le cas des 3-maillages simples plongés dans \mathbb{R}^3 , il existe une cellule particulière, qui est la cellule qui décrit la surface du volume.

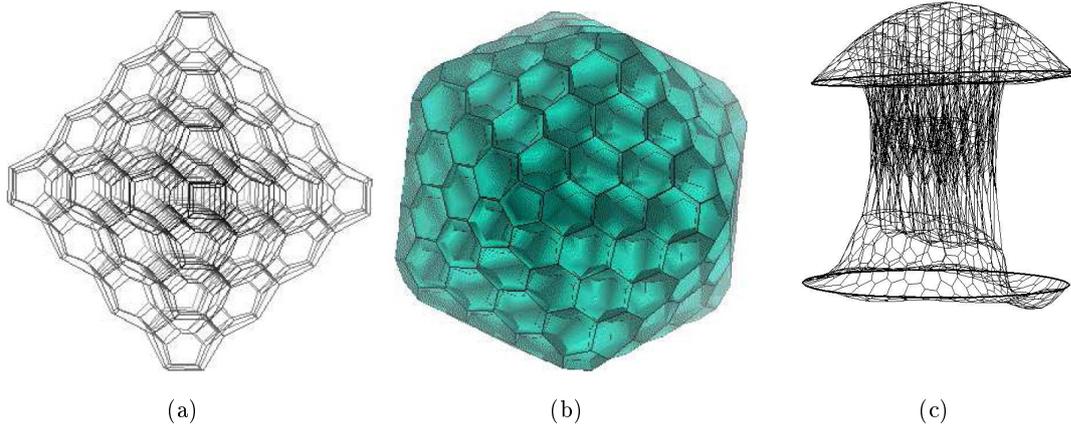


FIG. 1.11 – (a) Vue d'un 3-maillage simplexe correspondant au dual d'un octaèdre tronqué; (b) Un 3-maillage simplexe dual d'un icosaèdre tronqué.

Malheureusement, il n'existe pas de méthodes simples permettant de générer un 3-maillage simplexe à partir son 2-maillage simplexe l'enveloppant. Une première approche consiste à utiliser des logiciels de génération de maillages tétraédriques à partir de maillages triangulaires et puis de considérer le maillage dual. Une autre approche illustrée dans la figure 1.11 (c) consiste à dupliquer en plusieurs couches un 2-maillage simplexe.

En 1994, on a construit un prototype de simulateur de chirurgie craniofaciale [45], dans lequel la déformation des tissus mous était modélisée à l'aide de 3-maillages simples déformables.

Chapitre 2

Reconnaissance de formes à l'aide des maillages simplexes

2.1 Motivations

Etant donnés deux objets de topologie sphériques, l'objectif des travaux décrits dans ce chapitre est de répondre à deux questions : est-ce que ces deux objets ont une forme similaire ? et si c'est le cas, quelle est la transformation rigide (translation et rotation) qui permet de les superposer ? La première question correspond à un problème de reconnaissance de formes alors que la seconde correspond à un problème de mise en correspondance (recalage).

L'originalité de l'approche proposée est d'associer une même représentation, l'image par attribut sphérique (*Spherical Attribute Image* ou SAI en anglais), à chaque surface de topologie sphérique. Cette représentation permet de comparer efficacement la forme de deux objets sphériques et éventuellement d'établir une correspondance point à point entre ces deux objets.

Le concept de cette représentation est inspiré de la géométrie différentielle des courbes planes et en particulier de l'existence d'une paramétrisation *normale* des courbes : la paramétrisation par l'abscisse curviligne. Grâce à cette métrique, on peut comparer la forme de deux contours, par exemple en comparant leur courbure. On dispose pour cela d'un résultat géométrique important : la forme d'une courbe plane fermée, à une transformation rigide près, est déterminée par son profil de courbure $k(s)$.

Malheureusement, la géométrie différentielle nous indique que toute tentative de généralisation de ces résultats aux surfaces plongées dans \mathbb{R}^3 est vaine : il n'existe pas de paramétrisation normale des surfaces et on ne peut pas plaquer une surface sphérique sur une sphère sans en modifier la métrique (sauf si elle a une courbure de Gauss constante et positive). Par conséquent, on ne peut pas comparer deux surfaces sphériques sans biaiser la comparaison entre ces deux surfaces. Tous les travaux effectués sur le placage de surfaces sur des sphères [15] visent justement à minimiser les distorsions induites.

Mes travaux sur la reconnaissance de formes proposent une méthode assez simple pour établir une paramétrisation sphérique d'un objet de topologie sphérique et ensuite de s'appuyer sur cette paramétrisation pour créer une représentation ayant de bonnes propriétés d'invariance.

La représentation choisie est proche, dans son esprit, de l'image gaussienne étendue (*Extended Gaussian Image* ou EGI en anglais) proposée par Horn [61] puis Ikeuchi [64]. Si l'on se réfère aux approches élaborées pour mettre en correspondance deux surfaces, la méthode se rapproche des techniques de hachage géométrique comme celle proposée par André Guézic [58].

Les travaux [39, 40, 44] décrits dans ce chapitre ont été réalisés en 1991 et 1992, à la fin de mon séjour à l'université de Carnegie-Mellon (USA).

2.2 Image par attribut sphérique

2.2.1 Description pour les courbes planes

Le principe de la construction de cette représentation est illustré avec des contours plans dans la figure 2.1. Dans un premier temps, une ligne polygonale (un 1-maillage simplexe dessiné en pointillé) constituée de N points est ajustée sur l'objet (dessiné en trait plein) de telle sorte que tous les sommets de la ligne soient équidistants les uns des autres. On calcule alors l'angle φ_i en chaque sommet de la ligne. Dans un deuxième temps, on construit une représentation en reportant l'angle φ_i de chaque sommet de la ligne polygonale sur le correspondant sommet sur une division régulière du cercle unité.

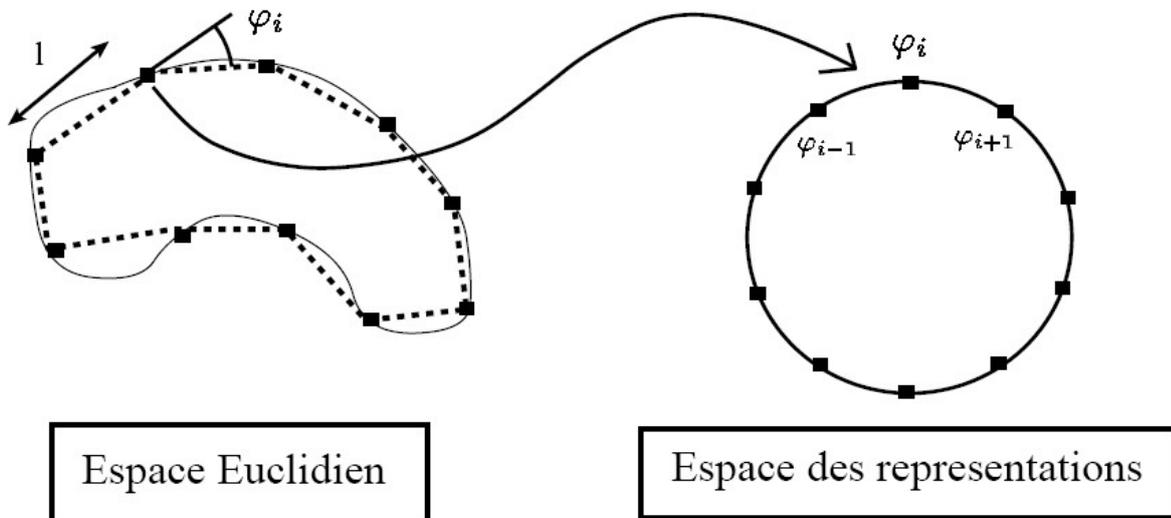


FIG. 2.1 – Principe de la construction de l'image par attribut circulaire d'une courbe plane (à gauche dessinée en trait plein). On calcule les angles aux sommets d'une ligne polygonale approximant l'objet dans laquelle tous les sommets sont équidistants les uns des autres. On reporte ensuite les angles φ_i sur le cercle unité régulièrement divisé.

Cette représentation est invariante par rotation, translation et changement d'échelle, mais elle dépend du nombre N de sommets utilisés et d'autre part de la position relative de la ligne polygonale sur l'objet. Cependant, dans ce cas, le sinus de l'angle φ_i est directement proportionnel à la courbure k_i en ce sommet et par conséquent, on peut montrer que lorsque N devient arbitrairement grand cette représentation devient indépendante de la paramétrisation du contour

(unicité du profil de courbure) à une rotation de la représentation près.

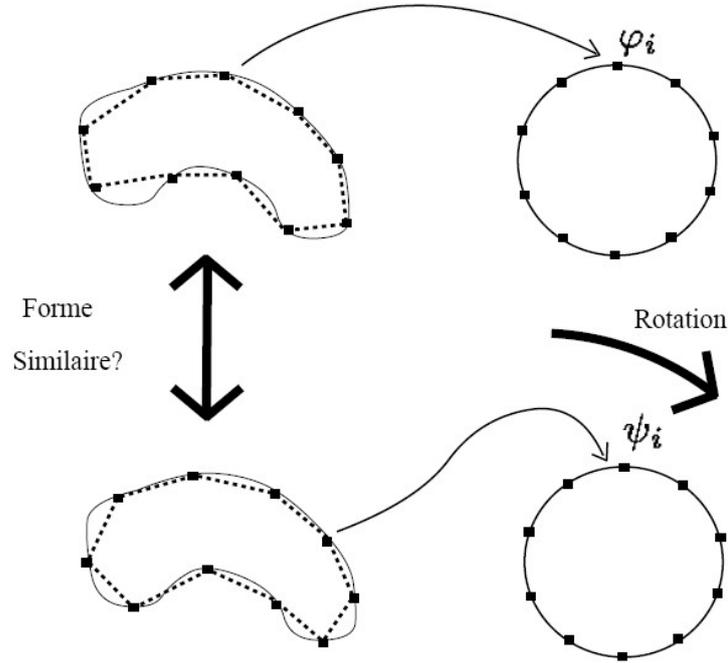


FIG. 2.2 – Description de la méthode utilisée pour comparer deux contours fermés : après avoir construit leur image par attribut circulaire, on détermine la rotation qui va le mieux superposer les deux images.

Pour pouvoir comparer deux courbes, on construit l’image circulaire associée à chaque courbe en utilisant le même nombre N de points (voir Figure 2.2). Si les courbes sont identiques à une similitude près, alors il existe une rotation du cercle unité qui superpose l’image de la première courbe vers l’image de la seconde courbe. Si les deux courbes sont identiques mais les deux lignes polygonales sont distinctes, alors il n’y a pas de superposition exacte entre les deux images mais une superposition approximative, qui est d’autant meilleure que le nombre N de point est élevé.

Pour établir une métrique entre deux courbes planes, on propose d’utiliser la valeur minimale de la somme des différences des angles φ_i au carré, pour toutes rotations du cercle unité :

$$D(\mathcal{C}_1, \mathcal{C}_2) = \arg \min_{\mathbf{R} \in SO_1} \sum_{\mathbf{P} \in \mathcal{C}_2} (\varphi_2(\mathbf{P}) - \varphi_1(\mathbf{R}\mathbf{P}))^2$$

2.2.2 Description pour les surfaces de topologie sphérique

Pour créer une représentation d’objets surfaciques, on généralise l’approche décrite dans la section précédente en ajustant un 2-maillage simplexe sur la surface de cet objet.

Comme souligné dans le préambule de ce chapitre, il n’existe pas de paramétrisation normale pour les surfaces équivalente à l’abscisse curviligne pour les courbes. Cependant on se propose d’utiliser une représentation sphérique qui soit la plus “régulière” possible afin de se rapprocher d’une paramétrisation normale.

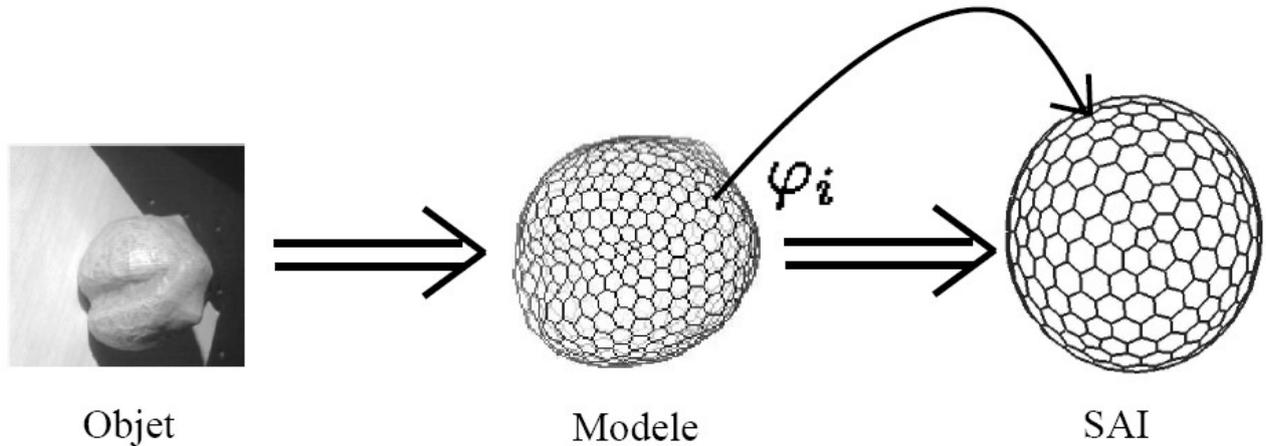


FIG. 2.3 – Principe de la création d'une image sphérique d'un objet. On déforme un maillage simplexe sphérique pour qu'il vienne épouser la forme de l'objet tout en ayant les paramètres métriques de chaque sommet égaux à $1/3$. On reporte ensuite sur le maillage sphérique original les angles simplexes du maillage déformé.

On utilise ainsi un 2-maillage simplexe qui est le plus régulier possible, à la fois sous un aspect topologique et géométrique. En terme de topologie, on voudrait utiliser un maillage sphérique régulier, c'est à dire où toutes les faces sont congruentes les unes aux autres. Malheureusement seuls le tétraèdre, l'octaèdre et le dodécaèdre sont des 2-maillages simplexes réguliers, sous ensemble des solides Platoniciens. Pour avoir des maillages ayant un nombre de sommets arbitrairement grand, on utilise des 2-maillages simplexes sphériques quasi-réguliers constitués de pentagones et d'hexagones et obtenus par division successive d'un icosaèdre tronqué.

En terme de géométrie, il est nécessaire de contraindre l'espacement entre les sommets (définissant la paramétrisation des maillages discrets), et pour cela, on choisit de fixer les paramètres métriques à $1/3$ puisque cela généralise le cas des lignes polygonales où les paramètres métriques étaient fixés à la valeur $1/2$. Ce choix est équivalent à contraindre chaque sommet de se projeter orthogonalement sur le barycentre de ses trois voisins. D'autres choix de paramétrisation sont possibles, mais celui-ci à l'avantage d'être numériquement stable.

La méthode pour construire la représentation SAI d'un objet est résumée dans la Figure 2.3. On déforme un maillage simplexe sphérique sur la surface d'un objet en utilisant les algorithmes décrits dans les chapitres 3 et 4. Les angles simplexes φ_i calculés en chaque sommet sont ensuite reportés sur le maillage simplexe sphérique original.

2.3 Méthode de mise en correspondance

2.3.1 Recherche exhaustive de la meilleure rotation entre deux images

L'algorithme de mise en correspondance de surfaces est fondé sur le résultat suivant : étant donné deux images sphériques d'un même objet, il existe une rotation $r \in SO_2$ de la sphère unité qui permet de superposer les images. Il n'y a pas de preuve formelle de l'existence d'une

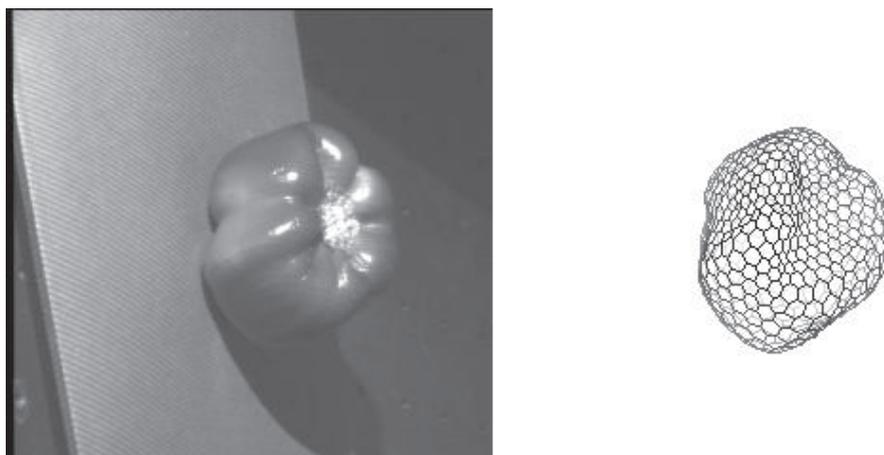


FIG. 2.4 – (gauche) Vue d’un objet (ici un poivron vert); (droite) Ajustement d’un maillage simplexe sphérique à la surface de cet objet;

telle rotation, mais celle-ci a été vérifiée empiriquement. On peut interpréter géométriquement ce résultat de la manière suivante : en raison des contraintes géométriques et topologiques imposées au maillage simplexe, celui-ci ne peut que “glisser” sur la surface de l’objet, le glissement du maillage correspondant à une rotation de son image sur la sphère unité.

Pour déterminer la rotation de la sphère qui optimise la superposition des images sphériques, deux stratégies ont été proposées. La première consiste en un balayage exhaustif des trois dimensions de l’espace des rotations, en paramétrisant celui-ci par exemple par les angles d’Euler [4]. Cette approche, même si elle donne de bons résultats, n’est pas satisfaisante en terme de temps de calcul. C’est pourquoi une seconde approche multi échelle a été ensuite proposée, s’appuyant sur la discrétisation de SO_2 par le maillage simplexe sphérique initiale. Ainsi, la permutation des indices des sommets correspond à une bonne approximation d’une rotation de la sphère unité. En précalculant les permutations possibles des indices, on a ainsi un algorithme efficace pour estimer à une échelle grossière la rotation optimale entre deux images sphériques.

2.3.2 Présence d’occultations

Lorsque l’on veut effectuer de la reconnaissance de formes à partir de capteurs fixes ou embarqués sur un robot, il est nécessaire de disposer d’un algorithme permettant d’identifier un objet uniquement à partir d’une portion de cet objet (sa partie visible depuis le capteur). Or beaucoup de méthodes de reconnaissance de formes échouent quand un objet est sérieusement occulté par exemple quand elles reposent sur une paramétrisation globale de l’objet.

A priori l’algorithme exposé précédemment est mis en défaut en présence d’occultations puisque le maillage reconstruit sur une portion d’un objet contient des parties interpolées pour lesquelles la valeur de l’angle simplexe n’est pas représentatif de la forme de l’objet.

Pour résoudre ce problème, une extension de l’image par attribut sphérique pour les maillages représentant seulement une portion d’un objet, a été proposée. Le principe de cette extension est le suivant : l’image sur la sphère unité est rétrécie en proportion de la surface visible du

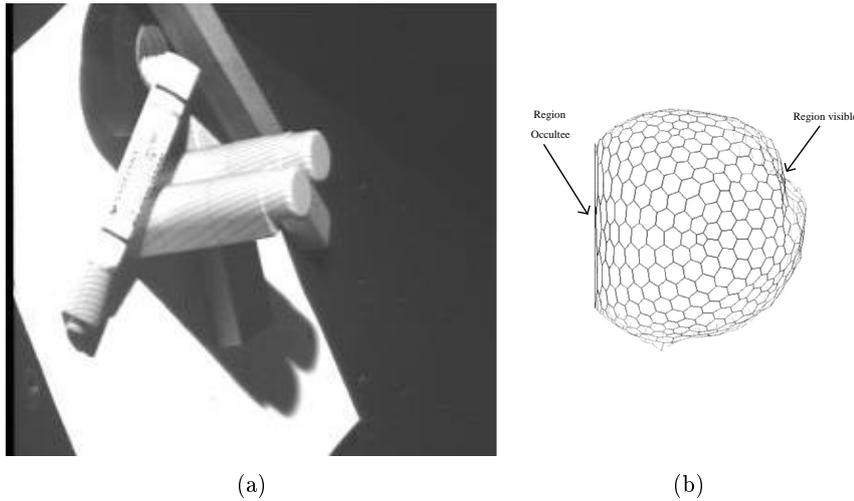


FIG. 2.5 – (a) Vue de l'objet, un lego japonais, occulté par un crayon. Un maillage simplexe est reconstruit uniquement sur la partie visible de cet objet. ; (b) Image sphérique de l'objet après rétrécissement égal au ratio entre la surface interpolée et la surface totale;

maillage. Ainsi, si le maillage simplexe reconstruit a 20 % de sa surface qui est interpolée en raison de la présence d'occultations (et donc 80 % de sa surface qui correspond effectivement à la surface de l'objet), alors son image sphérique sera rétrécie de 20%. Pour les 1-maillages simples, le rétrécissement de l'image circulaire permet une superposition exacte avec l'image de l'objet complet. Pour les 2-maillages simples, il s'agit là encore d'une approximation qui a donné de bons résultats de superposition sur les différents tests effectués.

La figure 2.5 montre un exemple de construction d'une image sphérique d'un objet (un lego japonais) dont une partie seulement est visible. La déformation de l'image sphérique est définie par une simple fonction paramétrique de la sphère unité.

2.3.3 Détermination de la transformation rigide

Lorsque deux images sphériques sont semblables, c'est à dire qu'il existe une rotation de la sphère unité qui les superpose, on peut mettre en correspondance chaque point du premier maillage avec un point du deuxième maillage. On peut alors résoudre le problème supplémentaire suivant : puisque les deux maillages représentent le même objet, quelle est la similitude (rotation, translation et changement d'échelle) qui permet de superposer les 2 maillages simples? La Figure 2.6 illustre le parallèle existant entre la mise en correspondance des images sphériques et celle des maillages simples associés.

Ainsi, pour chaque sommet M_i du premier maillage simplexe, on peut lui faire correspondre un sommet M_i^* sur le second maillage simplexe en effectuant une interpolation linéaire sur la sphère unité puis sur le maillage. Une fois établie cette liste d'appariements, on peut alors déterminer la similitude en minimisant un critère au moindre carré. Plutôt que de minimiser la somme du carré des distances entre les points $T(M_i^*)$ et M_i , comme il est usuel de faire, on préfère minimiser

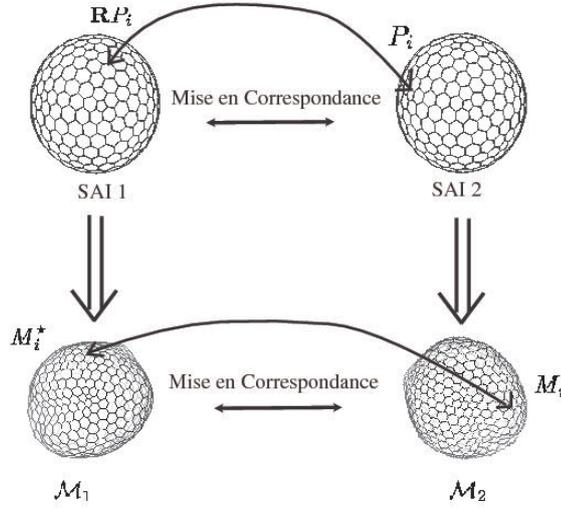


FIG. 2.6 – La mise en correspondance de deux images sphériques (en haut) induit une correspondance entre deux points des deux maillage simplexes (en bas).

$E(\mathbf{R}_0, \mathbf{T}_0, s)$ la somme du carré des distances entre $T(M_i^*)$ et le plan tangent en M_i :

$$E(\mathbf{R}_0, \mathbf{T}_0, s) = \sum_{i=1}^n \|\mathbf{n}_i \cdot (s\mathbf{R}_0(M_i^* + \mathbf{T}_0) - M_i)\|^2$$

En effet, afin de compenser les petites erreurs de mise en correspondance des points M_i et M_i^* , on préfère mesurer la distance par rapport au plan tangent de M_i plutôt que la distance entre les deux points. L'inconvénient de ce choix est d'ordre numérique : alors que la fonction d'erreur classique permet de déterminer analytiquement la transformation, il est nécessaire d'utiliser une méthode itérative pour la fonction $E(\mathbf{R}_0, \mathbf{T}_0, s)$. Cependant, l'estimation de la transformation s'est avérée être beaucoup plus robuste grâce à cette approche. Un exemple de recalage de deux objets avec cette méthode est montré dans la Figure 2.7.

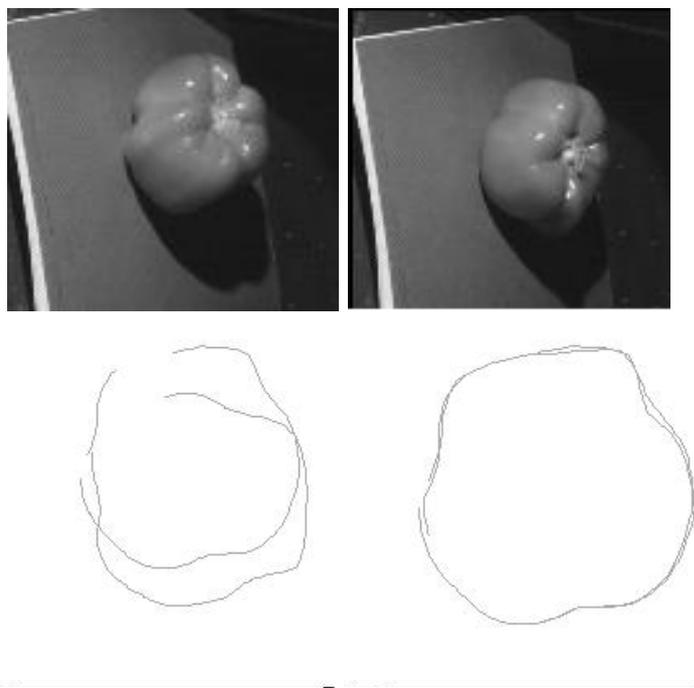


FIG. 2.7 – (haut) Un même objet (un poivron vert) a été acquis dans deux poses différentes; (bas) Coupe horizontale des deux maillages avant (à gauche) et après (à droite) détermination de la similitude.

Chapitre 3

La régularisation des courbes et surfaces

3.1 Motivations

La méthode de la régularisation permet de résoudre des problèmes inverses “*mal-posés*”, c’est à dire des problèmes qui possèdent plusieurs solutions ou qui dépendent de manière non-linéaire des conditions aux limites. Cette technique a été utilisée par de nombreux auteurs (citons par exemple Poggio *et al.* [91]) pour déterminer des solutions plausibles dans plusieurs problèmes mal-posés en vision par ordinateur, comme par exemple la stéréovision [105] ou la reconstruction à partir de l’ombrage d’objets [65].

On s’intéresse ici non pas à la régularisation d’espace vectoriels (comme dans le cas du recalage d’images où on régularise des champs de vecteurs) mais à la régularisation de variétés différentielles et plus particulièrement des courbes planes et des surfaces. Considérons par exemple, le problème classique de l’approximation appliquée à une courbe \mathcal{C} . Il s’agit de déterminer la courbe \mathcal{C}_{opt} qui minimise une fonctionnelle $\mathcal{E}(\mathcal{C})$ de sorte à approximer au mieux un ensemble de points du plan ou de l’espace :

$$\mathcal{E}(\mathcal{C}) = \sum_{i=0}^n \|\mathcal{C}(u_i) - \mathbf{P}_i\|^2 + \lambda \mathcal{S}(\mathcal{C}) \quad (3.1)$$

Le premier terme dit “*d’attache aux données*” pénalise la déviation de la courbe par rapport aux n points \mathbf{P}_i alors que le second $\mathcal{S}(\mathcal{C})$ est le terme régularisant ou *stabilisateur* qui pénalise l’absence de régularité géométrique de la courbe : en d’autres termes $\mathcal{S}(\mathcal{C})$ est une mesure de régularité de la courbe ou surface.

Le choix de la mesure $\mathcal{S}(\mathcal{C})$ détermine la nature de la courbe \mathcal{C} qui minimise la fonctionnelle $\mathcal{E}(\mathcal{C})$. L’objectif de mes recherches dans le domaine de la régularisation a été de déterminer des stabilisateurs $\mathcal{S}(\mathcal{C})$ ayant les quatre propriétés suivantes :

- Invariance de $\mathcal{S}(\mathcal{C})$ par changement de paramétrisation (mesure intrinsèque).
- Invariance de $\mathcal{S}(\mathcal{C})$ par transformation rigide.
- Dépendance de $\mathcal{S}(\mathcal{C})$ d’un paramètre d’échelle (la régularité d’une courbe dépend de l’échelle à laquelle on effectue la mesure).

– Optimalité de $\mathcal{S}(\mathcal{C})$ pour tous les cercles et les sphères.

Cette étude a été menée à la fois d'un point de vue théorique mais aussi d'un point de vue applicatif. En effet, au problème de régularisation classique, on peut lui associer un problème d'évolution de courbes et de surfaces :

$$\frac{\partial \mathcal{C}}{\partial t} = -\lambda \delta \mathcal{S}(\mathcal{C}) + \sum_{i=0}^n (\mathbf{P}_i - \mathcal{C}(u_i)) \quad (3.2)$$

où $\delta \mathcal{S}(\mathcal{C})$ désigne la première variation du stabilisateur. Ce type d'équation d'évolution est utilisé d'une part pour générer des courbes vérifiant des propriétés géométriques remarquables (voir section 3.3) et d'autre part pour gouverner la déformation de contours et de surfaces dans des applications de segmentations d'images (voir chapitre 4). Dans ce dernier cas, la quantité $\delta \mathcal{S}(\mathcal{C})$ est apparentée à une *force interne régularisante*.

3.2 Régularisation des courbes planes

3.2.1 Généralisation des stabilisateurs de Tikhonov

Les stabilisateurs les plus largement utilisés en analyse d'images sont les stabilisateurs de Tikhonov [106] qui consistent à mesurer la quantité d'énergie contenue dans les hautes fréquences d'un signal multivarié $\mathbf{x}(u_1, \dots, u_d) = \mathbf{x}(\mathbf{u})$:

$$S(\mathbf{x}) = \sum_{m=0}^q \int_{\Omega} w_m(u) \sum_{j_1+\dots+j_d=m}^d \frac{m!}{j_1! \dots j_d!} \left\| \frac{\partial^m \mathbf{x}(\mathbf{u})}{\partial u_1^{j_1} \dots \partial u_d^{j_d}} \right\|^2 du \quad (3.3)$$

Ce sont des stabilisateurs quadratiques (leur première variation est un opérateur linéaire) qui ont la propriété d'être des semi-normes sur des espaces fonctionnels de Sobolev [48].

Pour la régularisation des courbes planes, il est très fréquent d'utiliser une combinaison de fonctionnelles d'ordre 1 et 2 :

$$S(\mathcal{C}) = \int_{\Omega} w_1(u) \left\| \frac{\partial \mathcal{C}}{\partial u} \right\|^2 du + \int_{\Omega} w_2(u) \left\| \frac{\partial^2 \mathcal{C}}{\partial u^2} \right\|^2 du$$

Les stabilisateurs de Tikhonov sont invariants par transformation rigide du contour \mathcal{C} [12], mais ne sont pas invariants par changement de paramétrisation. Par conséquent, la forme de la courbe résultant de la régularisation, dépend du choix du paramètre u , les meilleurs résultats, en terme de régularité géométrique, étant obtenus lorsque u correspond à l'abscisse curviligne s . Cependant, s'il est possible de reparamétriser un contour pour améliorer la régularisation, cela n'est pas le cas pour les surfaces pour lesquelles il n'existe pas de paramétrisation canonique.

Le caractère non-intrinsèque des stabilisateurs de Tikhonov provient du fait que ces stabilisateurs sont conçus pour caractériser la régularité d'un signal (une fonction multivariée à valeur dans \mathbb{R}) et non pas une variété différentielle ou un espace vectoriel [17]. Ainsi en appliquant ces stabilisateurs à des variétés différentielles, on crée un biais dans l'estimation de leur régularité géométrique qui est d'autant plus important qu'elles présentent des zones de forte courbure.

De manière surprenante, on peut également noter que les stabilisateurs de Tikhonov ne comportent pas de paramètre d'échelle alors que, comme souligné en préambule, il semble important de circonscrire une mesure de régularité par rapport à un facteur d'échelle. De plus, la définition des stabilisateurs de Tikhonov suppose une différentiabilité du signal ce qui est assez restrictif.

Pour ces deux raisons, nous avons généralisé les stabilisateurs de Tikhonov en introduisant un paramètre d'échelle r de telle sorte que $S^r(\mathcal{C})$ caractérise la régularité de la courbe à l'échelle r . Pour cela, on propose de remplacer dans l'équation 3.3 le signal $\mathbf{x}(\mathbf{u})$ par sa convolution $\mathbf{x}(\mathbf{u}) \star K(r, \mathbf{v})$ avec le noyau $K(r, \mathbf{v})$ qui dépend explicitement de l'échelle r :

$$S^r(\mathbf{x}) = \sum_{m=0}^q \int_{\Omega} w_m(u) \sum_{j_1+\dots+j_d=m}^d \frac{m!}{j_1! \dots j_d!} \left\| \frac{\partial^m K(r, \mathbf{v})}{\partial u_1^{j_1} \dots \partial u_d^{j_d}} \star \mathbf{x}(\mathbf{u}) \right\|^2 du$$

Parmi les choix du noyau $K(r, v)$, on propose les trois noyaux présentés dans la figure 3.1 qui ont la propriété de converger vers la fonction Dirac lorsque le paramètre d'échelle r tend vers zéro. En utilisant un noyau Gaussien (figure 3.1 (c)), la valeur de $S^r(\mathcal{C})$ dépend des caractéristiques différentielles de l'espace échelle engendré par la courbe $\mathcal{C}(u)$.

De même, après l'application du noyau de la figure 3.1 (b), le stabilisateur de Tikhonov des courbes planes s'écrit :

$$S^r(\mathcal{C}) = \int_{\Omega} \frac{w_1(u)}{r^2} \left\| \int_0^r (\mathcal{C}(u+v) - \mathcal{C}(u-v)) dv \right\|^2 du + \int_{\Omega} \frac{w_2(u)}{2r^2} \|\mathcal{C}(u+r) - 2\mathcal{C}(u) + \mathcal{C}(u-r)\|^2 du$$

Puisque l'on reste dans le domaine des fonctionnelles quadratiques, il est facile de déterminer la première variation de ces stabilisateurs grâce à l'analyse de Fourier (et le théorème de Parseval [13]). Ainsi, la première variation de la fonctionnelle :

$$S^r(\mathcal{C}(u)) = \int_{\Omega} \left\| \frac{dG_r(v)}{dv} \star \mathcal{C}(u) \right\|^2 du$$

où $G_r(v)$ est la fonction Gaussienne d'écart-type r s'écrit :

$$\delta S^r(\mathcal{C}(u)) = \frac{d^2 G_{2r}(v)}{dv^2} \star \mathcal{C}(u)$$

c'est à dire est le résultat de la convolution de la courbe $\mathcal{C}(u)$ par la dérivée seconde d'une Gaussienne d'écart-type $2r$.

Enfin, on s'est intéressé au problème d'optimalité des cercles avec le résultat suivant : il n'existe pas de fonctionnelles quadratiques (en particulier de stabilisateurs de Tikhonov) pour lesquels tous les cercles (ou les sphères) soient optimaux.

Ce résultat peut s'interpréter de la manière suivante : il n'existe pas de noyau de convolution tel que son application laisse inchangés tous les cercles de \mathbb{R}^2 . Ainsi l'effet de raccourcissement ("shrinking effect") observé lors du filtrage linéaire des courbes et surfaces [37], est intrinsèque à

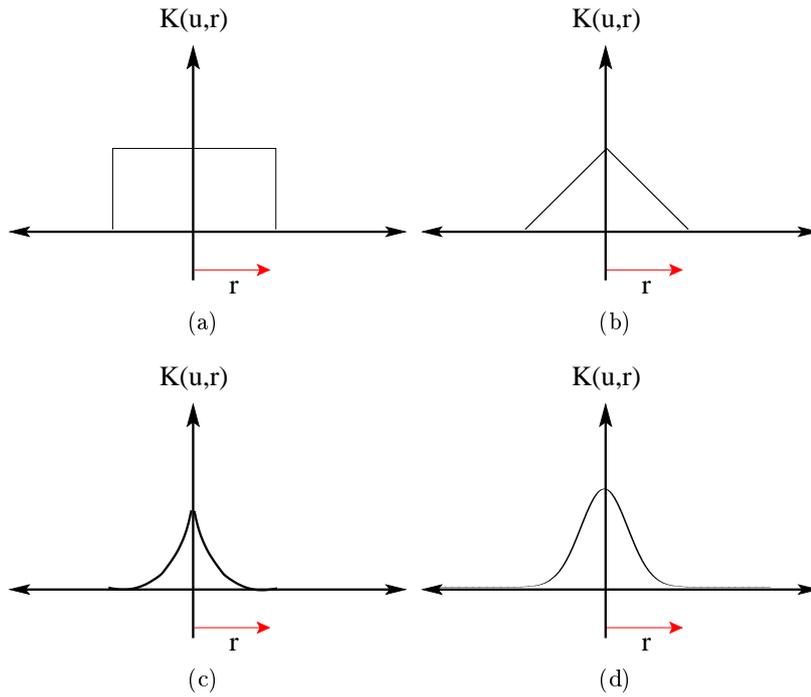


FIG. 3.1 – Quatre noyaux de convolution utilisés dans les stabilisateurs de Tikhonov généralisés : (c) correspond à deux paraboles accolées et (d) au noyau Gaussien.

la nature linéaire du filtrage.

3.2.2 Stabilisateurs différentiels invariants

Après avoir constaté les limitations des stabilisateurs de Tikhonov, on propose une famille de stabilisateurs différentiels [30, 37, 33] appliqués aux courbes de \mathbb{R}^2 répondant aux quatre critères énumérés en préambule de ce chapitre. La notion de *stabilisateur différentiel* a été introduite au passage afin de décrire des endomorphismes d’un espace fonctionnel vers lui-même dont l’action est proportionnelle à la régularité de chaque fonction. L’intérêt de cette notion est la suivante : plutôt que de chercher des fonctionnelles $S(\mathcal{C})$ ayant de bonnes propriétés d’invariance (ce qui est fait dans la section 3.5), on va s’intéresser à leur première variation $\delta S(\mathcal{C})$ quitte à proposer des endomorphismes $\sigma(\mathcal{C})$, appelés stabilisateurs différentiels, qui ne dérivent d’aucune énergie. Ainsi plutôt que de chercher des fonctionnelles $S(\mathcal{C})$ minimisant l’équation 3.1, on se propose d’élargir la recherche en s’intéressant aux stabilisateurs différentiels $\sigma(\mathcal{C})$ vérifiant :

$$-\lambda \sigma(\mathcal{C}) + \sum_{i=0}^n (\mathbf{P}_i - \mathcal{C}(u_i)) = 0$$

Une famille de stabilisateurs différentiels appelés *stabilisateurs polynomiaux intrinsèques* (“Intrinsic polynomial stabilizers” en anglais) vérifiant les quatre propriétés remarquables énoncées précédemment a été proposée à partir de l’idée suivante : plutôt que de filtrer linéairement la position d’un contour (avec les limitations exprimées dans la section 3.2.1), il est préférable de

filtrer linéairement son profil du courbure $k(s)$, où s est l'abscisse curviligne. L'expression analytique de ces stabilisateurs est donnée dans la formule ci-dessous qui fait intervenir les vecteurs tangent \mathbf{t} et normal \mathbf{n} en chaque point $\mathcal{C}(u)$ de la courbe.

$$\begin{aligned}
 \text{PSI d'ordre 0} \quad \sigma_{PSI\ 0}(\mathcal{C}) &= -\frac{d^2s}{du^2}\mathbf{t} \\
 \text{PSI d'ordre 1} \quad \sigma_{PSI\ 1}(\mathcal{C}) &= -\frac{d^2s}{du^2}\mathbf{t} - \frac{ds}{du}k(u)\mathbf{n} \\
 \text{PSI d'ordre 2} \quad \sigma_{PSI\ 2}(\mathcal{C}) &= -\frac{d^2s}{du^2}\mathbf{t} - \frac{ds}{du}\left(k(u) - \frac{1}{2r}\int_{u-r}^{u+r}k(v)dv\right)\mathbf{n} \\
 \text{PSI d'ordre } n \quad \sigma_{PSI\ n}(\mathcal{C}) &= -\frac{d^2s}{du^2}\mathbf{t} - \frac{ds}{du}\left(\frac{d^{2n-2}k(u)}{du^{2n-2}} - \frac{1}{2r}\int_{u-r}^{u+r}\frac{d^{2n-2}k(v)}{du^{2n-2}}dv\right)\mathbf{n}
 \end{aligned}$$

Chaque stabilisateur comporte le même terme $-\frac{d^2s}{du^2}\mathbf{t}$ suivant la direction tangente qui permet de régulariser la paramétrisation du contour. Grâce à ce terme, la paramétrisation u tend à définir une fonction affine de l'abscisse curviligne ce qui signifie que si trois points sont régulièrement espacés dans l'espace de paramétrisation alors ils le sont sur la courbe.

Le terme dans la direction de la normale permet de lisser le profil de courbure. Pour le stabilisateur d'ordre 1, il s'agit de minimiser la courbure le long du contour ("mean curvature motion" en anglais). Pour le stabilisateur d'ordre 2, le terme appliqué sur la courbure correspond à la minimisation de $\int \frac{dK(v,r)}{dv} \star k(u) du$ où $K(v,r/2)$ est le noyau de convolution de la figure 3.1 (b). Les courbes optimales vérifiant $\sigma_{PSI\ n}(\mathcal{C}) = 0$, $n > 0$ ont un profil de courbure tel que $\frac{d^{2n-2}k}{ds^{2n-2}} = 0$ correspondant à une courbe polynomiale d'ordre $2n - 3$, pour $n > 1$. Ainsi on retrouve les cercles et les clothoïdes (appelées également spirales de Cornu) parmi les courbes optimales de ces stabilisateurs différentiels.

Concernant la discrétisation spatiale de ces stabilisateurs différentiels, il est préférable de ne pas faire appel à la méthode classique des différences finies en raison de la non-linéarité des termes géométriques impliqués dans les équations. A la place, on utilise des entités géométriques discrètes définies sur des 1-maillages simplexes (voir section 1.5.1 et Figure 3.2). Par exemple, le terme de courbure $k(u)$ est évalué sur une ligne polygonale comme étant la courbure k_i du cercle circonscrit au triangle $(\mathbf{P}_{i-1}, \mathbf{P}_i, \mathbf{P}_{i+1})$. En bref, la discrétisation des stabilisateurs polynomiaux intrinsèques est de la forme :

$$\sigma(\mathbf{P}_i) = \left(\frac{1}{2} - \epsilon_i\right)(\mathbf{P}_{i-1} - \mathbf{P}_{i+1}) + \left(L(r_i, \phi_i^*, \frac{1}{2}) - L(r_i, \phi_i, \epsilon_i)\right)\mathbf{n}_i \quad (3.4)$$

où ϵ_i est le paramètre métrique de \mathbf{P}_i et la fonction $L(r_i, \phi_i, \epsilon_i)$ est égale à $L(r_i, \phi_i, \epsilon_i) = \frac{r_i}{\tan \phi_i} (1 + \sqrt{1 + 4\epsilon_i(1 - \epsilon_i) \tan^2 \phi_i})$ et où les grandeurs géométriques \mathbf{t}_i , \mathbf{n}_i , k_i et ϕ_i sont décrits dans la figure 3.2. La valeur de ϕ_i^* dépend de l'ordre du stabilisateur intrinsèque et pour un ordre supérieur ou égal à 2, ϕ_i^* dépend la courbure k_i au point \mathbf{P}_i et dans son voisinage (contrôlé par r).

La mise en oeuvre numérique de l'équation d'évolution 3.2 issue de ces stabilisateurs est simplifiée puisque la courbure en un sommet peut être estimée à partir de l'estimation de la

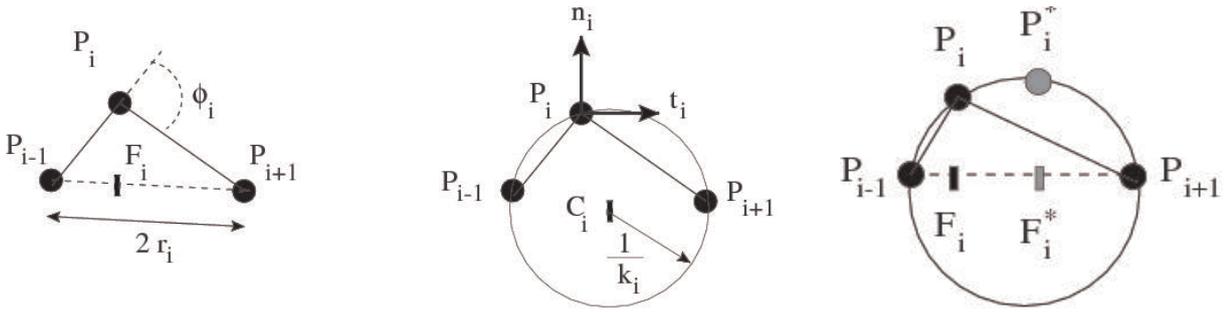


FIG. 3.2 – A gauche et au centre : géométrie d'un 1-maillage simplexe incluant le vecteur tangent \mathbf{t}_i , le vecteur normal \mathbf{n}_i , la courbure k_i et la demi-longueur du segment opposé r_i .; A droite : le vecteur $\sigma(P_i)$ se traduit géométriquement comme le vecteur reliant les points \mathbf{P}_i^* et \mathbf{P}_i .

courbure du cercle osculateur (voir section 3.4 pour plus de détail). En faisant évoluer une courbe quelconque selon l'équation d'évolution des stabilisateurs polynomiaux intrinsèques, il est aisé de résoudre des problèmes d'interpolation (voir Figure 3.3), d'approximation ou encore des problèmes de planification de trajectoire [38] pour la robotique mobile (voir section 3.3).

3.2.3 Vers une régularisation paramétrique des contours

Jusqu'à présent, la régularisation des courbes n'a été étudiée que sous son aspect géométrique, l'attention principale étant sur la forme de la courbe et son évolution. Or lorsque l'on considère une représentation *explicite*⁴ des contours, il est important de contrôler la paramétrisation du contour, c'est à dire l'espacement entre les sommets sur lesquels s'appuient la discrétisation.

Par exemple, il est parfois intéressant d'avoir les sommets équidistants les uns des autres alors que dans d'autres applications, il est préférable d'avoir une concentration des sommets aux endroits de forte courbure. Ainsi, nous avons proposé une formulation des stabilisateurs intrinsèques permettant de contrôler la paramétrisation des contours indépendamment de l'évolution géométrique du contour : on peut ainsi découpler *régularisation paramétrique* et *régularisation géométrique*.

La figure 3.4 montre par exemple une régularisation paramétrique d'un contour (sans régularisation géométrique) faisant évoluer sa paramétrisation depuis une paramétrisation uniforme (ligne supérieure) où tous les sommets sont régulièrement espacés vers une paramétrisation dépendant de la courbure (ligne inférieure).

Grâce à la discrétisation spatiale des stabilisateurs intrinsèques, la mise en oeuvre de cette régularisation paramétrique est là encore aisée puisqu'il suffit de remplacer dans l'équation 3.4 la valeur $\frac{1}{2}$ par un paramètre métrique de référence ϵ_i^* que l'on peut faire évoluer en fonction d'autres paramètres tel que la courbure.

4. Ici le terme représentation explicite indique que le contour est représenté sous la forme d'une ligne polygonale par opposition à une représentation implicite telle que les courbes de niveau pour lesquelles la notion de paramétrisation est superflue.

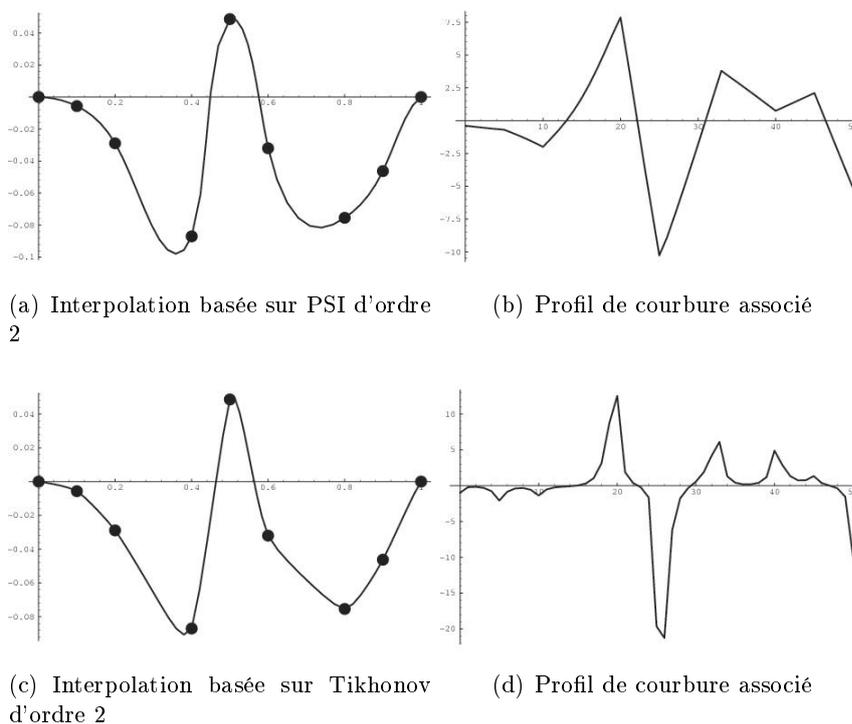


FIG. 3.3 – Résolution d'un problème d'interpolation entre 9 points à l'aide du stabilisateur polynomiale intrinsèque d'ordre 2 (figure a) ou du stabilisateur de Tikhonov d'ordre 2 (figure c). Dans le premier cas, les courbes interpolantes sont des clothoïdes pour lesquels la courbure varie linéairement en fonction de l'abscisse curviligne (figure b). Pour le second cas, les courbes interpolantes sont des courbes cubiques qui ont un profil de courbure quelconque (figure d).

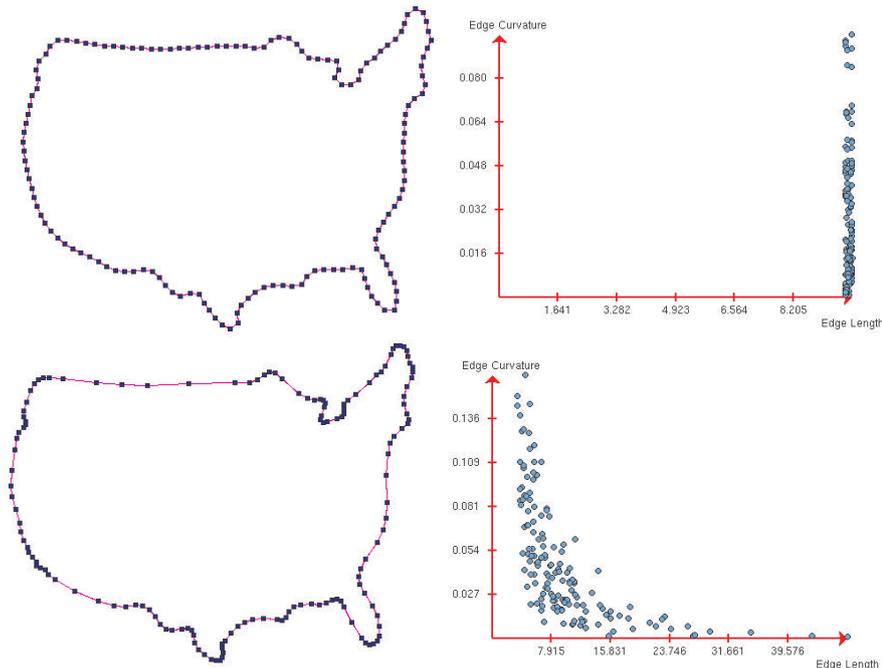


FIG. 3.4 – Exemple de régularisation paramétrique d'un contour : la paramétrisation initiale du contour est uniforme (ligne supérieure) et après régularisation cette paramétrisation dépend de la courbure (ligne inférieure). Dans la colonne de droite, le diagramme reliant la courbure d'une arête et sa longueur est affichée.

3.2.4 Contrôle topologique des contours

Dans la section précédente, nous avons montré qu'il est important de régulariser la paramétrisation d'un contour indépendamment de sa géométrie. En poursuivant cette démarche, nous proposons ici en quelque sorte de *régulariser* la topologie d'un contour indépendamment de sa paramétrisation et de sa géométrie. Le terme de *régularisation topologique* devrait plutôt être remplacé par celui de *contrôle topologique* puisqu'il s'agit de choisir entre trois scénarios en présence de collisions :

1. autoriser la collision entre contours (voir Figure 3.5(a))
2. accoler les portions de contours intersectées (voir Figure 3.5(b))
3. fusionner ces mêmes portions en changeant le nombre de composantes connexes

Cette notion de contrôle topologique dans l'évolution des contours est à opposer au comportement *non-contrôlé* des courbes de niveau qui doivent nécessairement fusionner en présence de collisions⁵.

La méthode permettant de détecter les collisions entre contours est fondée sur la division de l'espace en une grille régulière [41]. Dans un premier temps, l'intersection de chaque contour avec les cellules de la grille est calculée et dans un deuxième temps un test d'intersection extrêmement efficace est effectué dans chaque cellule où au moins deux contours sont présents.

⁵. Il est possible de contrôler le changement de topologie des lignes de niveau mais au prix de considérer le couplage entre plusieurs courbes de niveau [99]

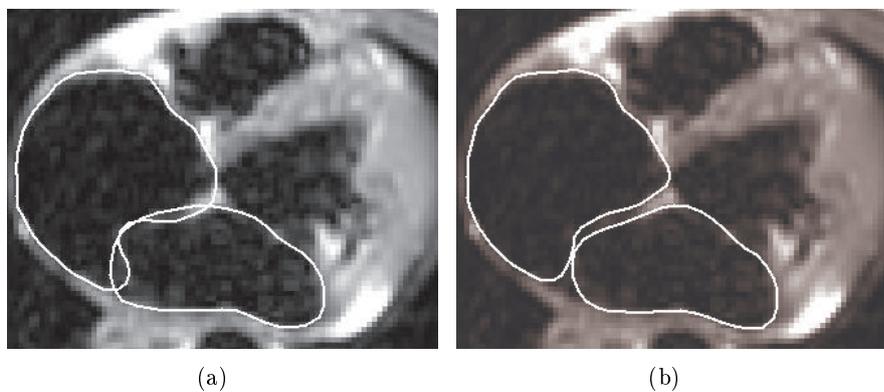


FIG. 3.5 – Contrôle topologique de deux contours pendant la segmentation des cavités ventriculaires dans une séquence IRM : on oblige les deux contours à s'accoler plutôt qu'à fusionner

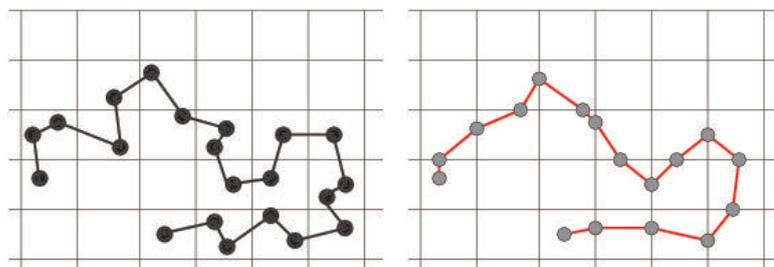


FIG. 3.6 – L'algorithme de détection de collisions décompose le contour original (à gauche) sur une grille régulière : on construit ainsi une approximation de ce contour (à droite) dont les sommets sont situés sur la grille.

La complexité de cet algorithme est proportionnel au ratio L/d où l est la longueur du contour et d est le coté de chaque cellule. De plus, cet algorithme est certain de détecter toutes les intersections dont l'aire de recouvrement est supérieur à d^2 . En pratique, en décalant la grille régulière d'une quantité aléatoire à chaque itération, on obtient des performances bien supérieures en terme de la détection des collisions.

Une fois la détection de collisions effectuée, on applique l'un des trois scénarios énoncés précédemment. Lorsqu'il s'agit de créer de nouvelles composantes connexes, on applique une opération topologique aux deux paires d'arêtes correspondant à l'intersection. La figure 3.7 montre un exemple de segmentation d'une image de nature fractale en autorisant les changements de topologie. L'algorithme proposé, combinant déformation et changement de topologie, est d'une efficacité comparable à celle des courbes de niveau. Citons pour finir que contrairement aux courbes de niveau, cet algorithme peut prendre en compte les contours ouverts aussi bien que les contours fermés.

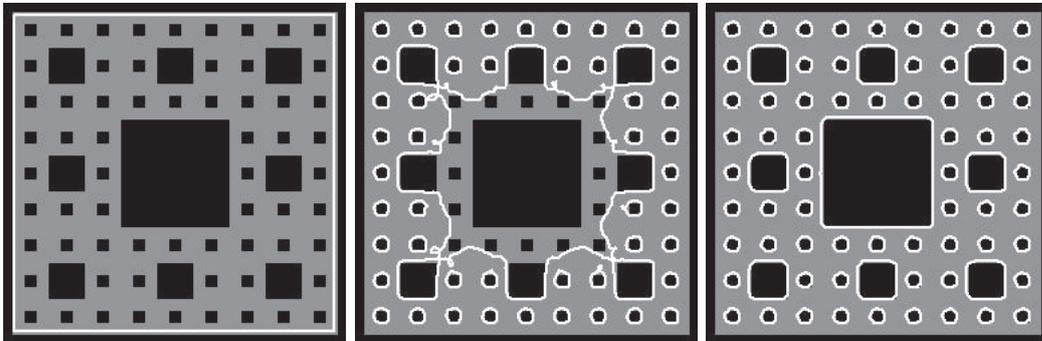


FIG. 3.7 – Exemple de segmentation d'une image fractale à l'aide d'un contour déformable en autorisant les changements de topologie.

3.3 Application à la génération de trajectoire

Une application assez inattendue de ces travaux sur la régularisation des courbes planes s'est présentée lors de mon séjour à l'Université de Carnegie-Mellon [38] : il s'agit de la génération de trajectoires pour des robots mobiles non holonomes se déplaçant sur un plan. En effet, pour ces robots la commande de pilotage s'effectue en modifiant leur rayon de courbure (comme dans une voiture lorsque l'on tourne le volant) et par conséquent il est important pour un module de génération de trajectoire de créer des trajectoires pour lesquelles la courbure varie lentement en fonction de l'abscisse curviligne. C'est ainsi que les clothoïdes sont des courbes utilisées dans la conception des virages d'autoroutes, puisque cela permet une rotation à vitesse constante du volant des véhicules empruntant ce virage.

La vitesse de parcours des robots mobiles est très faible mais leur trajectoire est souvent assez sinueuse afin d'éviter les obstacles présents dans la scène. Cependant, les robots mobiles ont un rayon de courbure minimum (correspondant à un rayon de braquage pour une voiture) ce qui contraint naturellement leur trajectoire. C'est pourquoi on a proposé un module de planification

de trajectoire reposant sur les stabilisateurs intrinsèques polynomiaux d'ordre 3, permettant de prendre en compte cette contrainte de courbure maximale tout en créant des profils de courbures réguliers, ce qui était innovant par rapport aux approches précédentes [68]. Ainsi, l'utilisateur précise les positions et orientations du robot mobile au départ, à des positions intermédiaires et à la fin du trajet, et le module propose une trajectoire vérifiant les critères de courbure maximale.

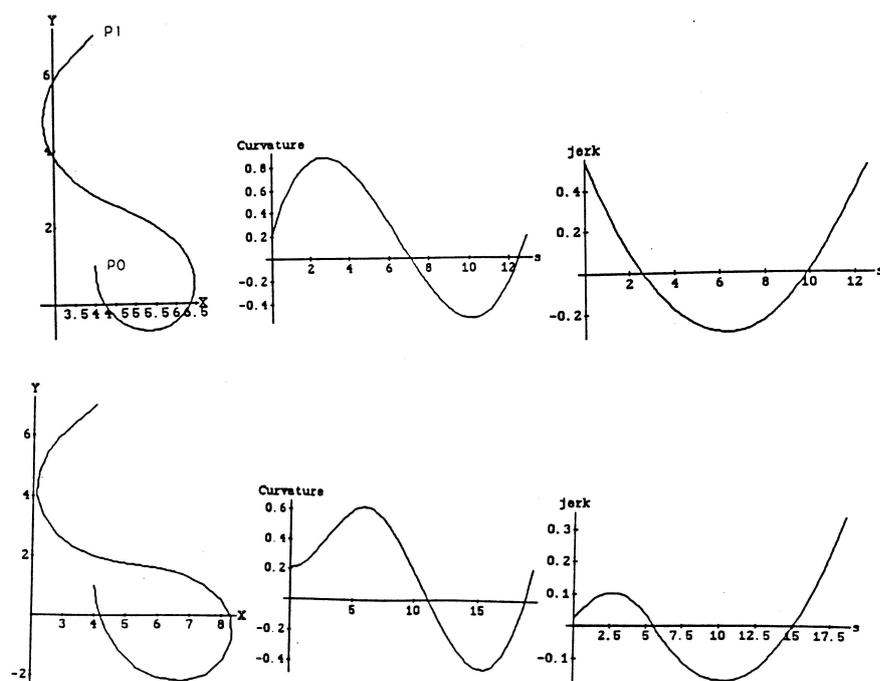


FIG. 3.8 – Planification de trajectoire utilisant des stabilisateurs polynomiaux d'ordre 3 : on détermine une courbe joignant les points P_0 et P_1 ainsi que les profils de courbure et de “jerk” (dérivée de la courbure). Pour la première trajectoire (partie supérieure), aucune contrainte sur la courbure maximale n'est spécifiée alors que pour la seconde (partie inférieure) la courbure est limitée à 0.6 m^{-1} .

3.4 Régularisation des maillages simples

3.4.1 Justification de l'approche

Pour régulariser une surface de \mathbb{R}^3 , les deux stratégies illustrées dans la figure 3.9 sont couramment employées. La stratégie la plus rigoureuse correspondant à la généralisation des fonctionnelles et stabilisateurs décrits dans la section 3.2 est cependant très difficile à mettre en oeuvre et cela pour deux raisons :

- Il n'existe pas de paramétrisation normale des surfaces alors qu'il existe une paramétrisation normale (l'abscisse curviligne) des contours.
- On ne dispose pas en général de paramétrisation globale des surfaces sauf dans le cas où la surface a une topologie plane, cylindrique ou torique.

En d'autres termes, bien que l'on puisse exhiber des fonctionnelles de régularisation ayant les propriétés d'invariance énoncées en 3.1, comme le montre la section 3.5, leur mise en oeuvre pour des surfaces quelconques s'avère être d'une grande complexité en raison de la nécessité de garantir une continuité G^1 voire G^2 le long de la surface [19, 83].

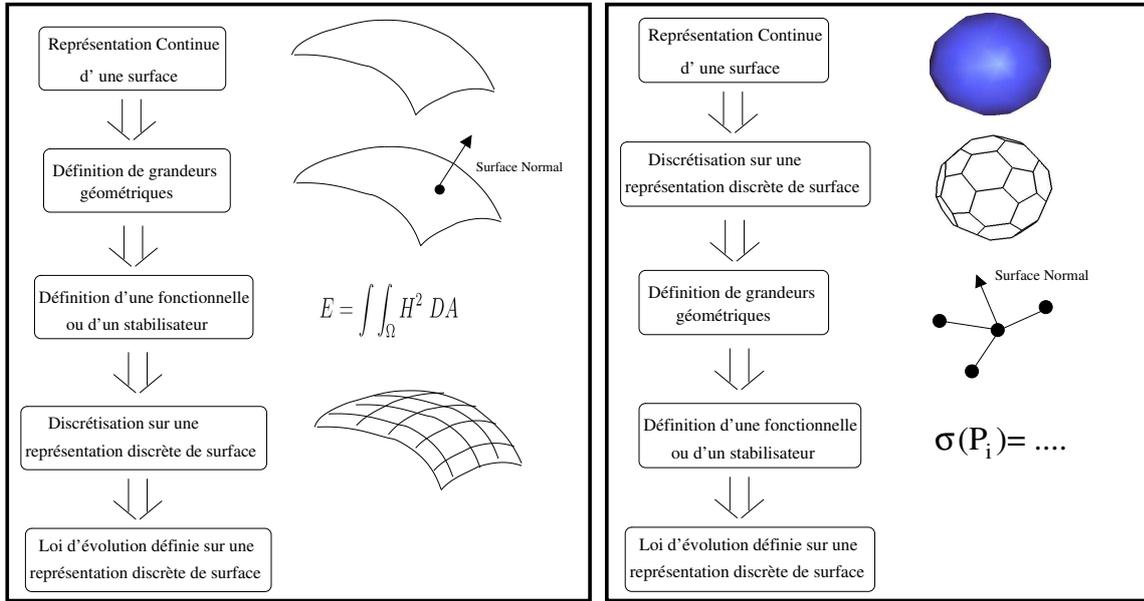


FIG. 3.9 – Présentation de deux méthodes de régularisation des surfaces : la méthode exposée à gauche utilise une expression de la fonctionnelle ou du stabilisateur qui repose des grandeurs géométriques continues alors que celle exposée à droite repose sur des grandeurs discrètes.

Une alternative illustrée dans la figure 3.9 à droite, consiste à définir des stabilisateurs intrinsèques sur des représentations discrètes de surfaces. L'objectif n'est plus de discrétiser une fonctionnelle ou un stabilisateur définis avec des grandeurs issues de représentation continues (utilisant des dérivées partielles par exemple), mais de définir une fonctionnelle ou un stabilisateur sur des grandeurs géométriques discrètes définies sur des maillages discrets.

Les deux stratégies de régularisation illustrées à la figure 3.9 ne sont pas équivalentes en général. En effet, en décrivant la fonctionnelle ou le stabilisateur différentiel à l'aide de grandeurs géométriques discrètes, on perd le caractère intrinsèque de la déformation, puisque la nature de la déformation dépend du choix de la représentation discrète de la surface. Ainsi, les stabilisateurs décrits dans la section 3.4.3 pour un maillage simplexe, n'ont pas d'équivalents pour une triangulation du même objet.

La raison principale pour laquelle nous avons défini des stabilisateurs reposant sur la géométrie discrète de maillages est d'ordre pragmatique. En effet, cette approche se révèle être beaucoup plus simple à mettre en oeuvre. De plus, celle-ci a été utilisée dans le cadre de la reconstruction de surfaces à partir d'images médicales (voir chapitre 4 pour laquelle il est nécessaire de produire une surface visuellement lisse mais sans nécessairement une continuité géométrique élevée (continuité C^0 est suffisante). Avec cette contrainte, la régularisation de maillages discrets, tels que les triangulations ou les maillages simplexes, semble l'approche la mieux adaptée.

3.4.2 Quelle représentation choisir? Maillages simplexes ou Triangulations?

La triangulation de surface étant la représentation discrète de surface la plus largement employée dans la communauté scientifique, quels éléments peuvent justifier l'utilisation de maillages simplexes pour la régularisation de surfaces?

On énonce ci-dessous les trois principaux avantages des maillages simplexes :

1. Possibilité de contrôler simplement la répartition des sommets sur la surface.
2. Possibilité de définir une régularisation avec une mémoire de forme.
3. Possibilité de lisser la courbure moyenne le long de la surface de sorte que toutes les sphères soient invariantes par ce lissage. Cette régularisation se fait donc sans effet de rétrécissement (“shrinking effect”) aux endroits de forte courbure.

Ces trois points ci-dessus sont inhérents à la géométrie et la topologie des maillages simplexes, chaque sommet ayant trois sommets voisins. Le troisième point, lissage de la courbure sans effet de rétrécissement, est essentiel pour la mise en oeuvre d'un système de reconstruction de surfaces puisqu'il évite de créer un biais dans la reconstruction en minimisant systématiquement la courbure de la surface. Plusieurs travaux de recherche [103, 46], ont proposé des techniques de lissage de surfaces triangulées visant à limiter l'effet de rétrécissement mais sans le supprimer (par exemple sur des sphères). Sur ce dernier point, même si une telle méthode venait à être proposée sur des triangulations, il est fort peu probable qu'elle soit aussi simple à mettre en oeuvre que dans le cas d'un maillage simplexe.

3.4.3 Régularisation d'un maillage simplexe

La régularisation des 2-maillages simplexes généralise directement celle des 1-maillages présentée à travers l'équation 3.4 :

$$\begin{aligned} \sigma(\mathbf{P}_i) = & (\epsilon_{1i}^* - \epsilon_{1i})\mathbf{P}_{N_1(i)} + (\epsilon_{2i}^* - \epsilon_{2i})\mathbf{P}_{N_2(i)} + (\epsilon_{3i}^* - \epsilon_{3i})\mathbf{P}_{N_3(i)} + \\ & (L(r_i, \phi_i^*, \epsilon_{1i}^*, \epsilon_{2i}^*, \epsilon_{3i}^*) - L(r_i, \phi_i, \epsilon_{1i}, \epsilon_{2i}, \epsilon_{3i})) \mathbf{n}_i \end{aligned} \quad (3.5)$$

où $(\mathbf{P}_{N_1(i)}, \mathbf{P}_{N_2(i)}, \mathbf{P}_{N_3(i)})$ sont les trois sommets voisins de \mathbf{P}_i , $(\epsilon_{1i}, \epsilon_{2i}, \epsilon_{3i})$ sont les trois paramètres métriques du sommet \mathbf{P}_i , \mathbf{n}_i est le vecteur normal, ϕ_i est l'angle simplexe et r_i est le rayon du cercle circonscrit au triangle $(\mathbf{P}_{N_1(i)}, \mathbf{P}_{N_2(i)}, \mathbf{P}_{N_3(i)})$. La nature de la régularisation dépend des valeurs de $(\epsilon_{1i}^*, \epsilon_{2i}^*, \epsilon_{3i}^*)$, et de ϕ_i^* qui sont les paramètres métriques et l'angle simplexe de référence.

Le choix de $(\epsilon_{1i}^*, \epsilon_{2i}^*, \epsilon_{3i}^*)$ permet de contrôler l'espacement entre les sommets :

- $\epsilon_{1i}^* = \epsilon_{2i}^* = \epsilon_{3i}^* = \frac{1}{3}$ pour que les sommets soient grossièrement équirépartis sur le maillage.
- On peut choisir la valeur de ϵ_{ji}^* en fonction de l'aire de la j^{eme} face adjacente au sommet \mathbf{P}_i afin que toutes les faces adjacentes à \mathbf{P}_i aient la même aire.
- On peut choisir la valeur de ϵ_{ji}^* en fonction de la courbure du sommet $\mathbf{P}_{N_j(i)}$ afin de concentrer les sommets aux endroits de fortes courbures.

Le choix de ϕ_i^* permet de contrôler la régularité géométrique du maillage :

- Si $\phi_i^* = \phi_i$, alors il n'y a pas d'effet de régularisation : on conserve la courbure actuelle en \mathbf{P}_i .

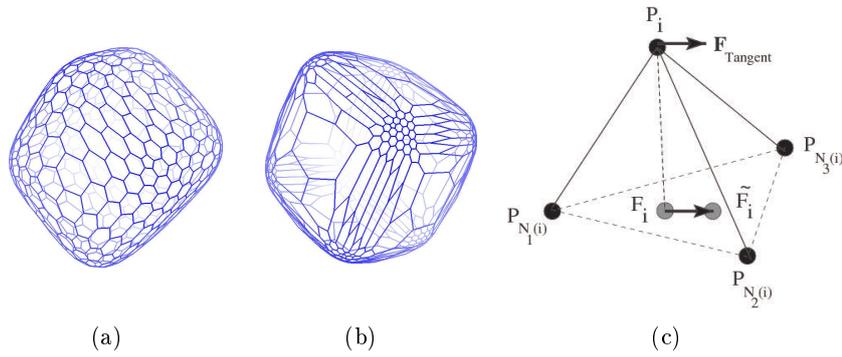


FIG. 3.10 – (a) Maillage simplexe d'un cube arrondi pour lequel les paramètres métriques sont égaux à $1/3$; (b) idem mais ici les paramètres métriques dépendent de la courbure des points de sorte que la densité du maillage soit plus grande aux endroits de forte courbure; (c) L'utilisation de paramètres métriques de référence revient à appliquer une force tangentielle.

- Si $\phi_i^* = 0$ alors la régularisation s'apparente à la minimisation de l'aire du maillage : le déplacement est proportionnelle à la courbure moyenne en P_i .
- Si ϕ_i^* est choisi de telle sorte que la courbure en P_i tend vers la moyenne des courbures dans son voisinage, alors on effectue un lissage de la courbure moyenne sans effet de rétrécissement : le déplacement de P_i est proportionnel à la variation locale de courbure moyenne.
- Si $\phi_i^* = \phi_i^0$ alors on met en oeuvre une régularisation avec mémoire de forme.

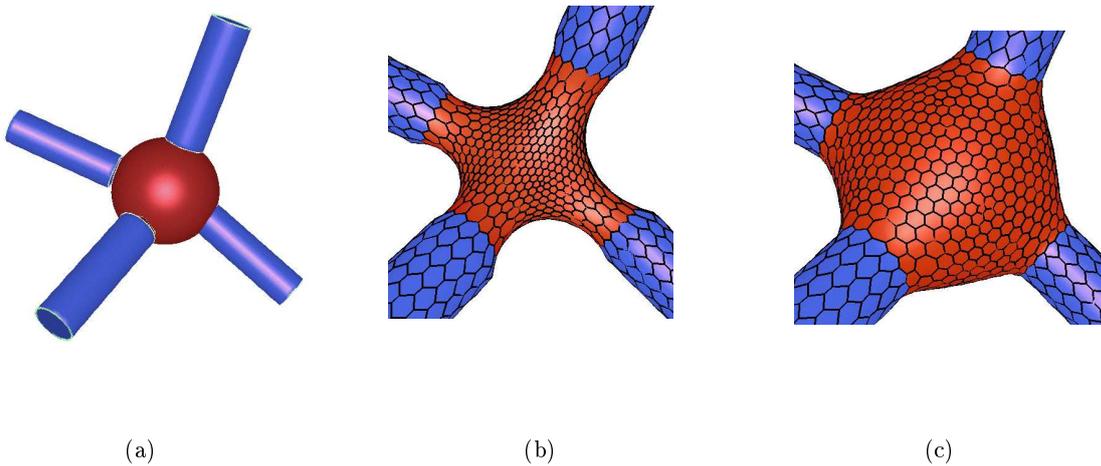


FIG. 3.11 – Exemple de régularisation de maillages simplexes. La surface centrale est connectée aux quatre cylindres adjacents (Figure (a)) puis est régularisée en minimisant la courbure moyenne (Figure (b)) ou la variation de courbure moyenne (Figure (c))

Il est important de noter que la régularisation des maillages simplexes découple naturellement l'effet tangentiel qui modifie la répartition des sommets de l'effet normal qui change la forme du

maillage. De plus, il est possible d'utiliser des contours définis sur un maillage simplexe pour en contrôler la forme : la déformation de ces contours induisent la déformation du maillage grâce à des contraintes de continuité.

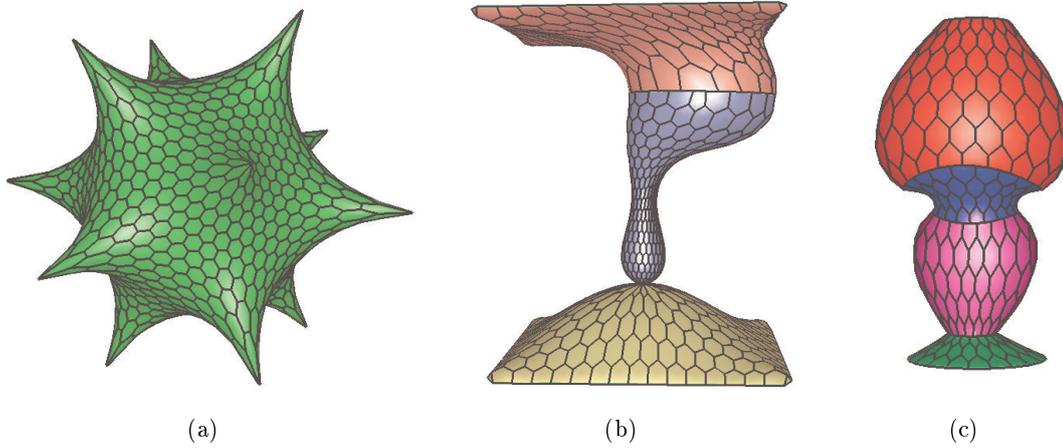


FIG. 3.12 – (a) Maillage simplexe ayant la symétrie d'un dodécaèdre pour lequel la courbure moyenne nulle pour tous les sommets; (b) et (c) Maillages simplexes dont la forme est contrôlée par des contours.

3.5 Détermination de fonctionnelles invariantes

L'objectif est ici de classifier les fonctionnelles définies pour des contours et surfaces et qui vérifient un jeu de critères légèrement différent de celui énoncé à la section 3.1 :

- Invariance par transformation rigide et changement d'échelle
- Invariance par changement de paramétrisation
- Optimalité des cercles et sphères pour cette fonctionnelle

Le résultat de la classification fait apparaître trois types de fonctionnelles invariantes :

1. **Fonctionnelles Géométriques** qui vont intervenir des quantités géométriques du contour et de la surface (abscisse curviligne, courbure et ses dérivées,..). Pour les contours plans, citons la fonctionnelle suivante, produit de la longueur de la courbe par l'intégrale du carré de la courbure [66, 14] :

$$E(\mathcal{C}) = \int_0^{\mathcal{L}} ds \int_0^{\mathcal{L}} k^2(s) ds$$

Pour les surfaces de \mathbb{R}^3 , l'intégrale du carré de la courbure moyenne satisfait aux critères d'invariance :

$$E(\mathcal{S}) = \int \int_{\Omega} H^2(u,v) dA$$

2. **Fonctionnelles Algébriques** qui peuvent s'écrire sous la forme (pour les contours) :

$$E(\mathcal{C}) = \int_{x_0}^{x_1} P(x,y) dx + \int_{y_0}^{y_1} Q(x,y) dy$$

$$= \int_0^{\mathcal{L}} \begin{pmatrix} -Q(x,y) \\ P(x,y) \end{pmatrix} \cdot \mathbf{n} ds$$

Les moments géométriques centrés fournissent une infinité de fonctionnelles invariantes.

3. **Combinaison de fonctionnelles géométriques et algébriques** comme par exemple le critère de compacité, rapport entre l'aire incluse par un contour fermé et le carré de sa longueur.

Chapitre 4

La segmentation d'images médicales à l'aide de maillages simplexes

4.1 Motivations

La première application reposant sur l'utilisation de maillages simplexes a concerné la reconstruction d'échantillons rocheux à partir de nuages de points issus d'un télémètre laser. Grâce à l'existence d'algorithmes simples et efficaces permettant d'en contrôler la régularité géométrique, la procédure consistait à déformer une sphère représentée par un maillage simplexe, en direction des points les plus proches. En 1992, lors de mon séjour aux laboratoires de recherche de NTT au Japon, il a été possible de reconstruire des objets bien plus complexes, tels que des visages humains, grâce à l'ajout de composants algorithmiques essentiels: opération topologique locale et globale, méthode de raffinement du maillage, définition de contours déformables sur le maillage, ...

Depuis 1993, les approches de reconstruction de surfaces intégrant les maillages simplexes ont été développées afin de délimiter (ou encore de segmenter) des structures anatomiques dans des images médicales. Ces maillages se sont révélés être fort bien adaptés à ce problème de segmentation. En effet, ils permettent de représenter géométriquement la plupart des structures anatomiques, quelque soient leur forme et topologie, contrairement à des représentations plus spécifiques comme les superquadriques déformables [74] ou les surfaces splines [50]. De plus, un grand nombre de structures anatomiques ont une forme caractéristique et géométriquement régulière. L'existence de forme caractéristique d'un organe comme le foie, permet d'envisager l'utilisation d'information statistique pour en guider la segmentation, alors que la régularité géométrique rend plausible l'utilisation de contrainte de régularisation liée à la courbure moyenne des surfaces.

L'approche générale pour effectuer la segmentation de structures anatomiques est toujours largement inspirée des travaux précurseurs de Terzopoulos *et al.* [104] eux-mêmes issus de la théorie de la régularisation [7] développée au MIT au début des années 1980. Le fort impact de ces travaux, et notamment l'article de Kaas, Witkin et Terzopoulos [67] sur les “*snakes*” en 1987, s'explique par le fait qu'ils décrivent une méthode de segmentation alternative au paradigme

de Marr. En effet, avec les contours actifs, la segmentation de l'image est obtenue après avoir ajuster un modèle géométrique et iconique de la structure d'intérêt (approche “*top-down*”), alors que l'approche classique (approche “*bottom-up*”) construit la segmentation par l'extraction et le regroupement de voxels caractéristiques dans l'image.

Depuis 1992, j'ai mis en oeuvre une méthode de reconstruction de surfaces à l'aide de maillages simplexes d'abord à partir de nuages de points issus de télémètres laser, puis à partir d'images médicales. En 1994, lors de mes travaux de doctorat à l'INRIA Sophia-Antipolis, cette méthode de *surfaces actives* présentait plusieurs originalités par rapport aux approches classiques :

- **Approche différentielle.** Les maillages simplexes évoluent sous l'action d'une loi de mouvement qui ne dérive pas d'une énergie. Ce choix nous permet une plus grande liberté concernant la formulation des forces internes et externes.
- **Régularisation.** La force interne régularisante est adaptée à la nature des maillages simplexes. Son expression est décrite dans le chapitre précédent. Rappelons qu'il est possible d'appliquer une force de sorte à minimiser la variation de courbure moyenne, ce qui n'est pas le cas avec la plupart des représentations géométriques alternatives.
- **Discretisation temporelle explicite.** Dans la plupart des travaux de Terzopoulos *et al.* [67], Metaxas *et al.* [75] et Witkin *et al.* [6], une discretisation temporelle semi-implicite est utilisée. Ce choix permet de stabiliser la déformation du maillage mais rend coûteux les changements de topologie du maillage (création et destruction de sommets) qui provoquent une modification de la matrice de rigidité. Ici, une discretisation explicite est utilisée, afin d'autoriser les changements de topologie. La stabilité numérique du système d'équation est assurée grâce au choix de la force interne et externe.
- **Contrôle topologique et géométrique.** Lors de la déformation des maillages simplexes, on peut exercer un contrôle topologique en raffinant le maillage aux endroits de forte courbure mais aussi un contrôle géométrique en modifiant la proximité relative des sommets du maillage (voir section 3.2.3).

Depuis 1994, plusieurs innovations méthodologiques ont été apportées à la méthode de segmentation d'images à l'aide de maillages simplexes, afin de répondre aux limitations traditionnelles des approches par surfaces actives :

1. **Initialisation.** Puisque les approches par surfaces actives sont essentiellement des méthodes d'optimisation, elles sont en général très sensibles à l'étape d'initialisation. Pour cela, nous avons proposé deux solutions complémentaires : utiliser une approche de déformation multi-échelle en augmentant le nombre de degrés de liberté (voir section 4.4) et utiliser un maillage simplexe géométriquement proche de la structure à segmenter (voir section 4.2).
2. **Définition de la force externe.** La force externe attire la surface à proximité de la frontière apparente de la structure à segmenter. L'utilisation de l'information de gradient ne permet d'isoler que les structures les plus contrastées dans les images. Afin d'augmenter le champ d'application de la méthode de segmentation d'autres informations iconiques ont été utilisées (voir section 4.3).
3. **Réglage des paramètres.** Il est souvent reproché aux méthodes de segmentation par

surfaces actives de requérir le réglage d'un grand nombre de paramètres. Une approche plus axiomatique de la segmentation gouvernée par un ensemble de règles et de méta-règles a été proposée pour limiter le réglage manuel (voir section 4.6).

4. **Supervision de la segmentation.** Dans de nombreuses applications, il est nécessaire qu'un expert médical supervise le résultat de la segmentation et le corrige éventuellement. Un logiciel de segmentation semi-interactif a été mis au point pour répondre à ce besoin (voir section 4.7).

Ces innovations méthodologiques ont permis de rendre la segmentation d'images à l'aide de maillages simplexes plus robuste et plus précise. L'amélioration de la robustesse et de la précision a été obtenue en grande partie grâce à l'incorporation de connaissances *a priori* sur la forme et l'apparence de la structure à segmenter.

4.2 Initialisation géométrique des maillages

Pour améliorer la robustesse de la reconstruction, il est préférable que la géométrie initiale du modèle déformable soit la plus proche possible de celle de la structure à reconstruire. Lorsque l'on ne dispose pas d'un maillage simplexe ayant une forme proche, il est nécessaire d'initialiser le maillage à l'aide de primitives géométriques (sphère, cylindre, ...) ce qui pose bien souvent des problèmes de convergence lors de la déformation. Les travaux décrits ci-dessous permettent de créer un maillage initial correspondant à une bonne approximation géométrique des données et ceci même en présence de bruit, de points aberrants ou de données manquantes. Cette approche est particulièrement bien adaptée à la création de maillages à partir de nuages de points non structurés pour lesquels il n'existe pas d'approche alternative.

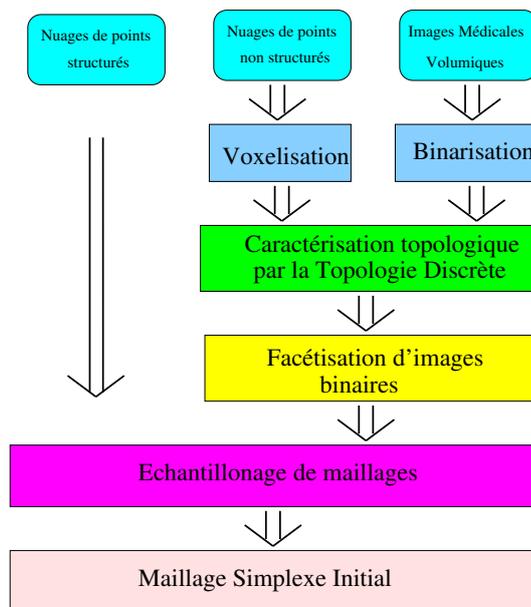


FIG. 4.1 – Description de la méthode de création de maillages simplexes à partir de nuages de points ou d'images volumiques binaires.

La figure 4.1 présente le principe de la création de maillages simples à partir de nuages de points ou d'images médicales volumiques [32]. Dans ce dernier cas, on suppose que l'on dispose d'une image volumique binaire issue d'un seuillage ou d'un contourage manuel correspondant à une segmentation grossière de la structure anatomique comme indiqué à la figure 4.2.

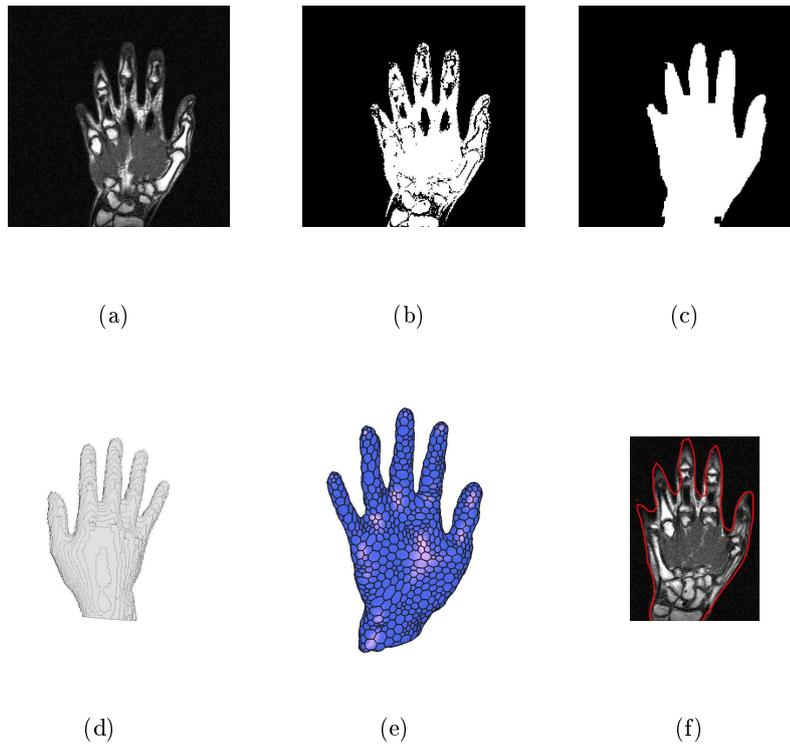


FIG. 4.2 – (a) L'image médicale originale est une image IRM de la main de taille $512 \times 512 \times 20$; (b) Image obtenue après l'application d'un seuillage; (c) Image binaire obtenue après remplissage morphologique; (d) Maillage triangulaire issue de l'étape de facettisation de l'image binaire; (e) Maillage simplexe initial après l'étape d'échantillonnage; (f) Vue en coupe de la segmentation finale de l'image.

La méthode de création d'un maillage simplexe initial repose sur deux algorithmes originaux. Le premier utilise la caractérisation topologique des surfaces digitales [8] afin de détecter la présence de bords ou de trous. Cette caractérisation s'avère surtout utile dans le cas où on a digitalisé un nuage de points (comme dans la figure 4.3) disposés sur une surface. L'étiquetage des voxels situés au bords de la surface permettra à l'algorithme de facettisation de ne produire des facettes " que d'un coté de la surface".

Le second algorithme original concerne l'échantillonnage de maillage dont l'objectif est de réduire le nombre de facettes du maillage sans en modifier la topologie. Au lieu de décimer le maillage, c'est à dire de retirer successivement des sommets ou des arêtes [97], la technique d'échantillonnage consiste à choisir aléatoirement "des graines" sur la surface depuis lesquelles vont croître des cellules jusqu'à obtenir un maillage ayant de bonnes propriétés topologiques. Cet algorithme est très efficace et il est très bien adapté à la simplification de maillages issus de techniques de facettisation (comme la méthode des Marching Cubes).

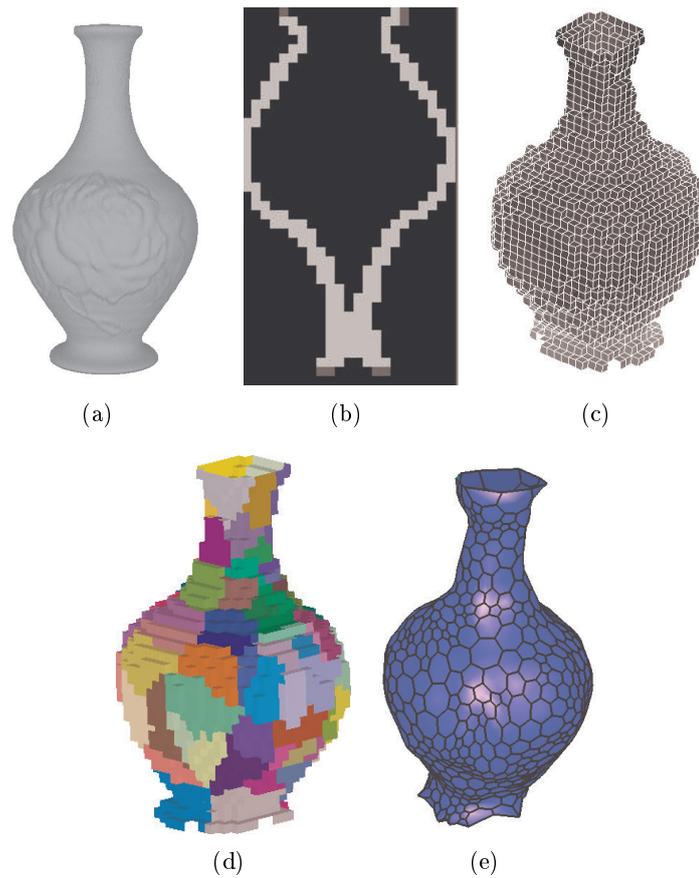


FIG. 4.3 – (a) Nuage de points non structurés décrivant un vase; (b) Résultat de l'étape de caractérisation topologique : les voxels indiqués en gris foncés correspondent au bord de la surface; (c) Facettisation de la surface prenant en compte le bord de la surface; (d) Echantillonnage de la surface : les régions sont construites par croissance autour de graines disposées sur la surface; (e) Maillage simplexe initial.

4.3 Choix de la force externe

La force externe attire chaque sommet du maillage vers la frontière la plus probable de la structure dans l'image. De manière plus générique, le rôle de la force externe est de faire le pont entre un algorithme de segmentation iconique (approche "bottom-up") et la méthode de segmentation à l'aide de surfaces actives (approche "top-down"). Selon la difficulté de la segmentation, l'algorithme de segmentation iconique peut-être très simple (par exemple l'utilisation des extrema du gradient dans la direction du gradient) ou alors beaucoup plus complexe (classification de texture avec apprentissage).

Deux principes ont gouverné le choix des forces externes :

1. **Application de la force le long de la direction normale à la surface en chaque sommet.** En effet, d'après la théorie d'évolution des surfaces [69], uniquement l'action de forces le long de la normale permet de modifier la forme d'une surface. De plus, en raison de la nature éparsée des données, l'application de ce principe permet de ne pas agglomérer les sommets du maillages sur les points de données (voir figure 4.4).
2. **Force proportionnelle à la distance d'un point frontière probable.** L'algorithme permettant de calculer la force externe en un sommet P_i consiste donc d'abord à rechercher le point frontière $M_{Cl(i)}$ le plus probable dans le voisinage du sommet P_i , puis de projeter un vecteur proportionnelle à $M_{Cl(i)} - P_i$ le long de la direction normale en P_i . En procédant de la sorte, il est très simple et intuitif de régler le coefficient de "raideur" associé à cette force. De plus, lorsque la force externe est calculé comme le gradient d'un potentiel (qui n'est pas une carte de distance) il est fréquent que le maillage oscille autour de la frontière probable, ce qui n'est pas le cas ici.

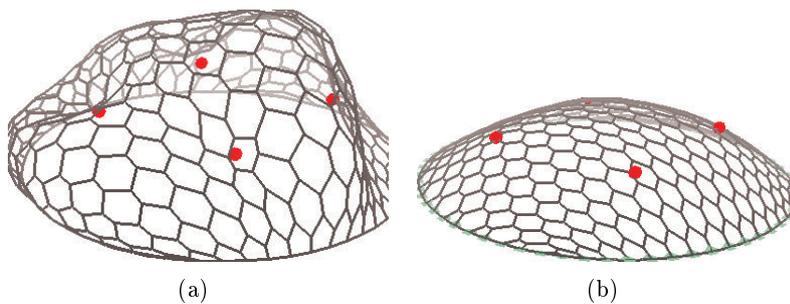


FIG. 4.4 – (a) Un maillage simplexe est ajusté sur des données éparsées représentées par des points rouges. Les forces externes ne sont pas projetées sur la direction normale à la surface causant ainsi un plissement de la surface; (b) La projection des forces externes sur la direction de la normale resulte en un maillage lisse.

On propose de distinguer les forces externes qui ne requièrent pas un apprentissage des autres. Dans le premier cas, on utilise une combinaison d'information de gradient et d'intensité pour estimer la présence de la frontière. Dans le second cas, on stocke de l'information *a priori* sur l'apparence de la structure dans l'image pour rendre plus robuste la détection de la frontière.

Trois types de forces externes sans apprentissage sont utilisés :

- **Force liée aux points de contour.** On effectue tout d’abord une extraction des points de contours comme les maxima du gradient dans la direction du gradient, et on détermine le point de contour le plus proche dans la direction de la normale.
- **Force liée au gradient de l’intensité.** Il s’agit de détecter dans la direction de la normale, le voxel pour lequel la norme du vecteur gradient est maximale. Il est possible de rajouter des tests liés à l’intensité du voxel ou à la direction du vecteur gradient pour affiner la sélection.
- **Force liée à la présence d’une région.** Le principe est de caractériser la région correspondant à l’intérieur (ou à l’extérieur) de la structure, par exemple à l’aide d’une valeur minimale et maximale de l’intensité. La frontière est alors déterminée par le voxel se trouvant à proximité de cette région et dont la norme du gradient est supérieure à un seuil. Cette force a été étudiée dans le cadre de la thèse de Johan Montagnat.

On dispose également de trois types de forces externes qui requièrent un apprentissage :

- **Force issue d’une classification de texture.** Après avoir effectuée une classification des intensités (approche type Fuzzy-K-means [108]) ou de la texture [90], on obtient une carte de probabilité d’appartenance à la structure à segmenter. La force est alors calculée à partir de cette carte en cherchant le long de la direction normale le plus proche voxel [89] dont la probabilité est égal à 50%. Cette approche a été étudiée dans le cadre de la thèse de Alain Pitiot.
- **Force liée à la mise en correspondance de profils d’intensité.** On conserve avec chaque sommet un profil d’intensité le long de la direction normale qui est caractéristique de la position du sommet dans l’image. La force externe est calculée en cherchant le déplacement le long de la normale pour lequel la corrélation entre ce profil caractéristique et le profil d’intensité extrait de la position courante, est maximale (voir figure 4.5). Plusieurs critères de corrélation peuvent être employés comme le critère de corrélation linéaire ou la somme des carrés des différences d’intensité. Cette approche a été étudiée dans le cadre de la thèse de Johan Montagnat.
- **Force liée à l’appariement de blocs.** On procède de manière similaire mais cette fois-ci avec un bloc de voxels plutôt qu’avec un profil d’intensité. On recherche dans le voisinage du sommet, le bloc dont la corrélation avec le bloc de référence est maximale. Il faut noter qu’ici on viole la règle dictée ci-dessus puisque la recherche du point frontière ne s’effectue pas dans la direction normale mais dans toutes les directions. Cette approche permet de respecter une homologie pour certains points caractéristiques (points de fortes courbures ou points anatomiquement significatifs). Cette approche a été étudiée dans le cadre de la thèse de Maxime Sermesant et de Olivier Clatz .

Il n’y a pas de méthodes simples indiquant le type de force externe à utiliser en fonction de la nature du problème de segmentation. L’ordre dans lequel on a listé les forces externes correspond à une difficulté croissante de la segmentation avec des structures de moins en moins contrastées dans les images. Plus la segmentation d’une structure est difficile et plus il est nécessaire d’apporter d’information *a priori* dans le calcul de la force externe et donc plus on en restreint la généralité.

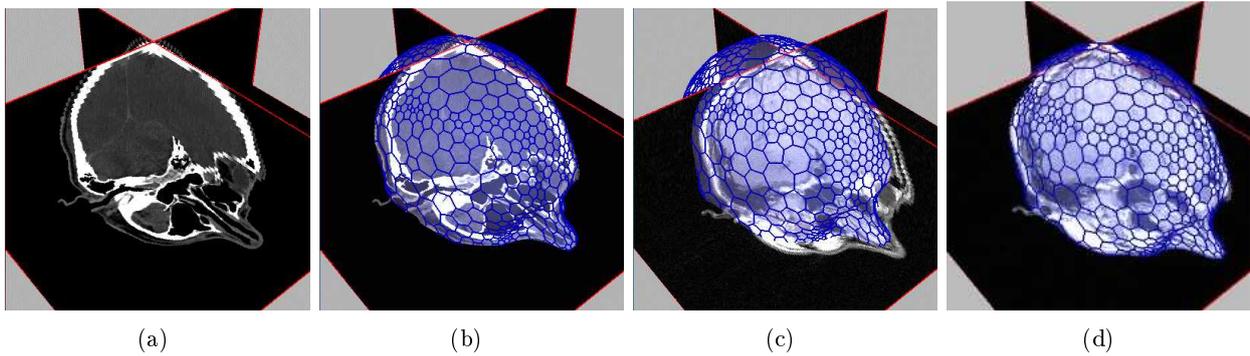


FIG. 4.5 – Exemple d'utilisation de forces externes fondées sur la corrélation de profils d'intensité. (a) Image scanner de référence; (b) Segmentation de la tête à l'aide d'un maillage simplexe. Après la segmentation, le profil d'intensité est stocké en chaque sommet; (c) Ce même maillage est utilisé pour recaler rigidement la tête du même patient dans une image IRM en faisant une corrélation entre le profil issu de l'image scanner et le profil issu de l'image IRM; (d) Position du maillage après recalage rigide.

4.4 Déformations globalement contraintes

Le principe de la segmentation d'images à l'aide de surfaces actives et de faire évoluer un maillage suivant une loi d'évolution dans lequel interviennent une force de régularisation dite *force interne* et une force d'attache aux données dite *force externe*. De manière schématique, une fois le maillage dans sa position initiale, la procédure de segmentation consiste à mettre à jour le maillage de manière itérative suivant la loi d'évolution jusqu'à ce que le maillage soit arrivé à un équilibre.

Cette approche "naïve" n'est pas satisfaisante en raison de la présence d'un grand nombre de positions d'équilibre (on parle de minima locaux si on fait l'analogie avec la minimisation d'une énergie). Pour éviter ce phénomène, plusieurs auteurs ont proposé d'utiliser des méthodes d'optimisation stochastique [10] ou fondée sur des algorithmes génétiques [107] ou de compétition [90]. Cependant, ces approches sont coûteuses en temps de calcul et de plus requièrent que la loi d'évolution dérive d'une énergie afin de sélectionner le minimum global d'énergie.

Pour rendre la segmentation beaucoup plus robuste à la présence de positions d'équilibre multiples, une approche multi-échelle a été proposée [78] dans le cadre de la thèse de J. Montagnat et elle consiste à augmenter progressivement les degrés de liberté de la déformation de l'objet. En effet, le nombre de minima locaux d'une énergie est directement lié au nombre de paramètres qui décrivent cette énergie : en réduisant ceux-ci, on réduit le nombre de minima locaux.

Un maillage simplexe ayant N sommets peut être considéré comme ayant $3N$ degrés de liberté. Afin d'avoir recours à une approche multi-échelle, il est souhaitable de substituer à la loi d'évolution classique des maillages simplesxes une autre loi faisant intervenir moins de degrés de liberté. On applique pour cela une des transformations listées à la table 4.1.

Pour le calcul effectif de ces transformations, il est nécessaire d'associer à chaque sommet du maillage simplexe, un point apparié correspondant à la position désirée à la prochaine itération.

Or le calcul de la force externe fournit justement le point le plus probable sur la frontière de la structure à segmenter dans l'image. En utilisant la force externe comme support du calcul des appariements, on combine astucieusement le paradigme du recalage de surface et celui de la segmentation par surfaces actives.

Transformation	Nombre de degrés de liberté	Type de Transformation
Rigide	6	Globale
Similarité	7	Globale
Affine	12	Globale
B-Spline	$3 \times$ Nombre de points de contrôle	Restreinte à la boîte englobante
Axi-symétrique	$3 \times$ Nombre de points de la ligne centrale	Restreinte au maillage
ACP	$6 +$ Nombre de modes	Restreinte au maillage

TAB. 4.1 – Liste des transformations géométriques pouvant contraindre les degrés de liberté d'un maillage simplexe.

Dans la liste des transformations, on peut distinguer les transformations globales qui ont un petit nombre de degrés de liberté mais pour lesquelles il existe une méthode de calcul directe. Les transformations splines [26] quant à elles, peuvent avoir un nombre bien plus important de degrés de liberté mais sont bien plus coûteuses à estimer (approche itérative). Enfin, la transformation ACP (analyse en composante principale) est de nature statistique et elle est très utilisée pour des problèmes de segmentation en imagerie médicale [25].

Le nombre de degrés de liberté des trois dernières transformations présentées dans la table 4.1 est paramétrable, cependant, comme on l'a mentionné pour les transformations splines, l'utilisation d'un grand nombre de degrés de liberté conduit à un temps de calcul prohibitif. Afin de produire des transformations ayant un comportement intermédiaire entre la transformation affine (12 DDL) et la déformation libre des maillages simplexes ($3N$ DDL), on se propose de les combiner simplement en modifiant l'équation d'évolution de la manière suivante :

$$\mathbf{P}_i^{t+1} = \mathbf{P}_i^t + (1 - \delta)(\mathbf{P}_i^t - \mathbf{P}_i^{t-1}) + \lambda(\alpha \mathbf{f}_i^{int} + \beta \mathbf{f}_i^{ext}) + (1 - \lambda) \mathbf{f}_i^{global} \quad (4.1)$$

où λ est le facteur de localité et \mathbf{f}_i^{global} la force issue de l'application de la transformation globale. Lorsque $\lambda = 0$ le maillage évolue suivant l'application itérée de la transformation globale alors qu'avec $\lambda = 1$, le maillage évolue suivant la loi d'évolution classique des maillages simplexes. Pour des valeurs intermédiaires de λ le comportement du maillage est à la fois global et local : on appelle ce type de déformation *globalement contraint*.

L'approche multi-échelle permettant d'éviter les minima locaux est décrite à la figure 4.6. On procède en enchaînant les différentes transformations globales, puis la déformation globalement contrainte (combinant transformation affine et déformation libre) et la déformation libre (voir figure 4.7) correspondant à l'évolution classique sous l'effet des forces internes et externes. Il faut noter que dans tous les cas, c'est l'équation 4.1 qui régit l'évolution du maillage simplexe, fournissant ainsi un cadre unificateur.

Cette approche multi-échelle permet d'abord de s'affranchir d'avantage de la contrainte d'initialiser le maillage simplexe très proche de la structure à segmenter. En d'autres termes, en utili-

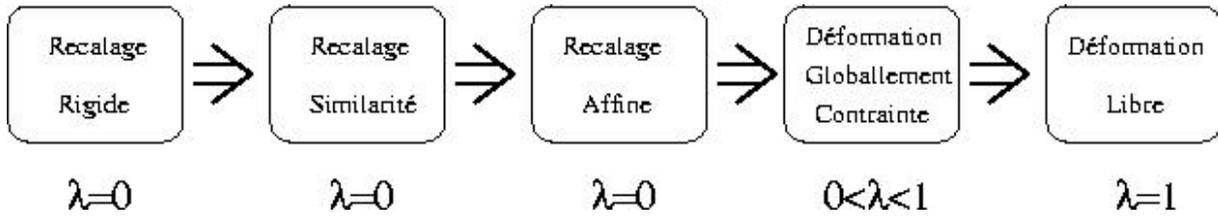


FIG. 4.6 – Paradigme général utilisé pour la segmentation de structures déformables. On commence par appliquer des transformations globales puis on utilise des déformations globalement contraintes et enfin on utilise une déformation libre.

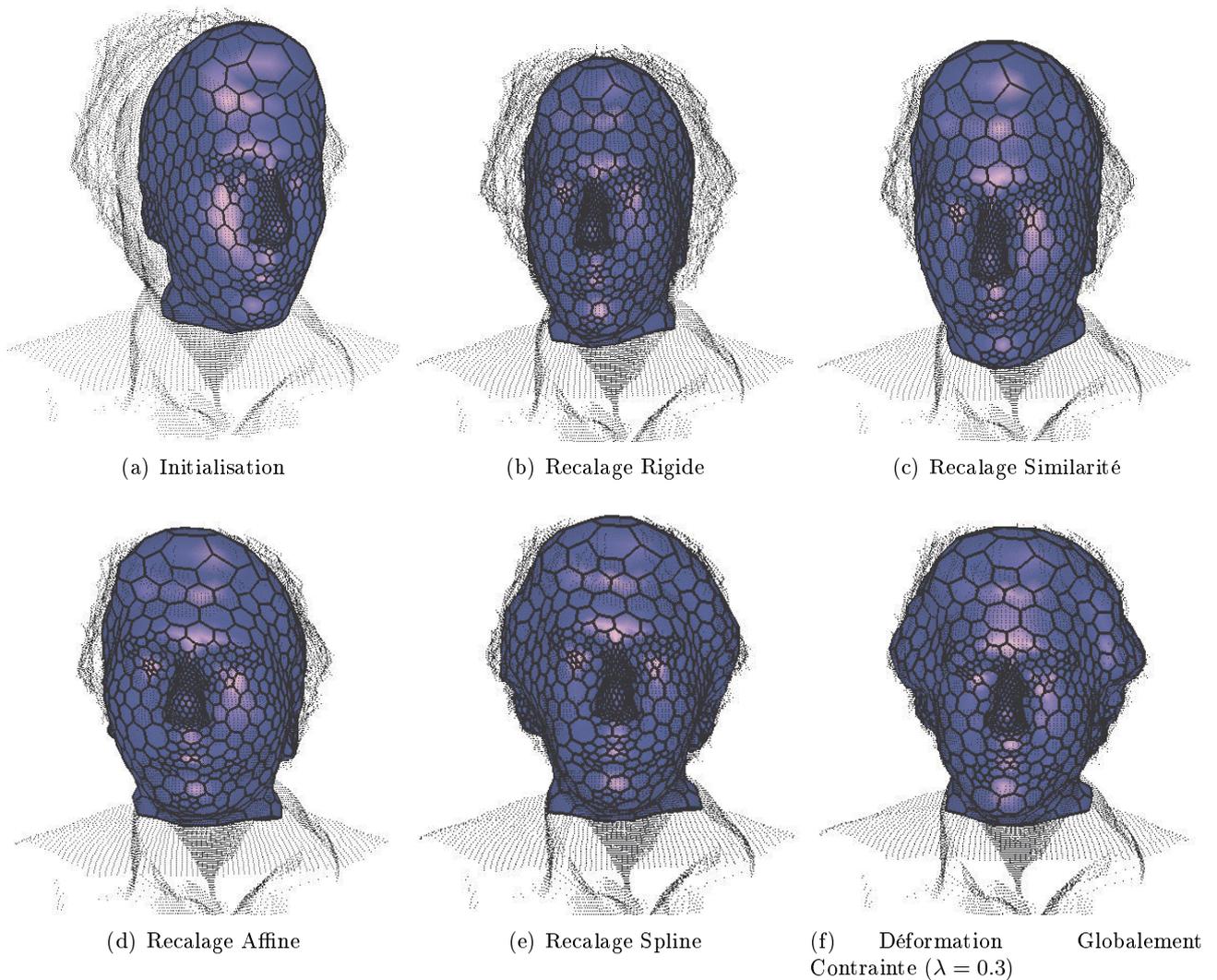


FIG. 4.7 – Illustration de l'approche multi-échelle de déformation : on déforme un maillage simplexe représentant un visage sur un nuage de points représentant un deuxième visage. Les figures successives illustrent les différentes étapes de déformation, depuis des déformations globales vers des déformations globalement contraintes.

sant une analogie avec la minimisation d'énergie, on peut dire que l'on a augmenté le bassin de convergence de la méthode de segmentation.

Un deuxième intérêt de cette approche est de fournir un cadre dans lequel on peut aisément combiner une déformation locale incluant une contrainte de régularisation et une déformation globale. C'est particulièrement utile dans le cas de transformation globale ACP issue de méthodes statistiques de forme. En effet, on peut ainsi légèrement relaxer la contrainte trop restrictive d'appartenance à un ensemble admissible de forme. Un autre cas d'intérêt est la combinaison entre une régularisation locale et une contrainte axisymétrique dans laquelle les sommets restent à égale distance d'une ligne polygonale. Cette combinaison permet de segmenter de manière robuste des vaisseaux sanguins dans images scanner angiographiques (voir figure 4.8).

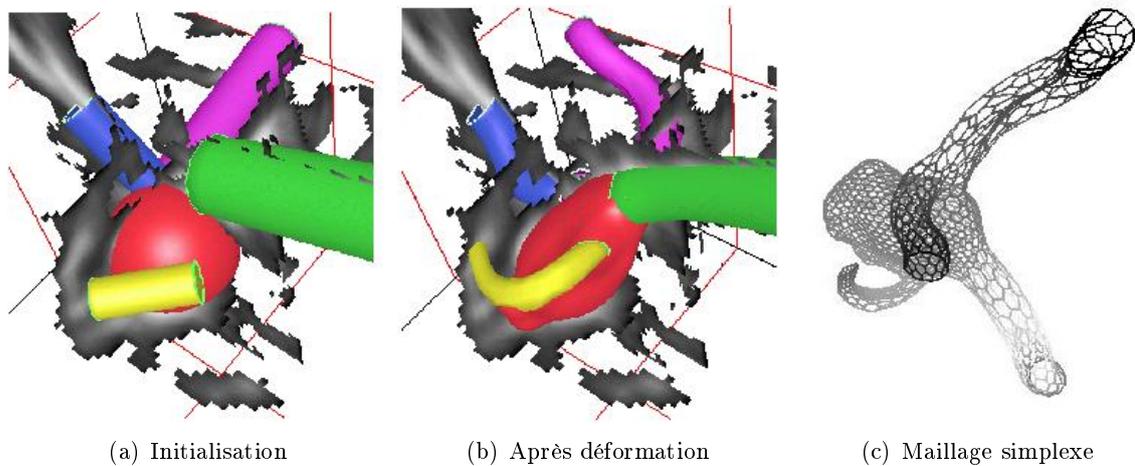


FIG. 4.8 – *Segmentation de vaisseaux et d'un anévrisme à l'aide de maillages simples.* (a) *Initialisation de quatre maillages tubulaires subissant une contrainte axisymétrique et d'un maillage sphérique pour segmenter quatre vaisseaux et un anévrisme;* (b) *Résultat de la déformation;* (c) *Maillage simplexe unique après la fusion des cinq maillages déformés.*

4.5 Déformations 3D+T

Pour pouvoir analyser des séquences temporelles d'images médicales, comme c'est le cas dans l'imagerie cardiaque, il est important de pouvoir suivre une même structure anatomique au cours du temps. La méthode de segmentation d'une séquence d'images la plus employée jusque là consistait à segmenter la structure d'intérêt dans la première image de la séquence, puis d'utiliser le résultat de cette segmentation à l'instant $t - 1$ comme point de départ pour la segmentation à l'instant t . Cette propagation de proche en proche a cependant l'inconvénient de biaiser la segmentation notamment en sous-estimant le mouvement de la structure. De plus, elle conduit parfois à une propagation d'erreur de segmentation qui la rend inopérante.

Plutôt que de traiter les images les unes après les autres, on propose d'effectuer la segmentation de toutes les images en même temps, si la taille de la mémoire vive le permet. Ainsi au lieu de faire évoluer un maillage simplexe pour effectuer la segmentation d'une structure dans une

image, on va faire évoluer une famille de maillages simples ayant tous la même topologie (voir figure 4.9), les déformations du maillage à l'instant T_n étant couplées à celle des instants T_{n-1} et T_{n+1} : on parle alors de modèles déformables $3D + T$ ou encore $4D$. Ces travaux [80, 79, 81] ont été effectués dans le cadre de la thèse de Johan Montagnat.

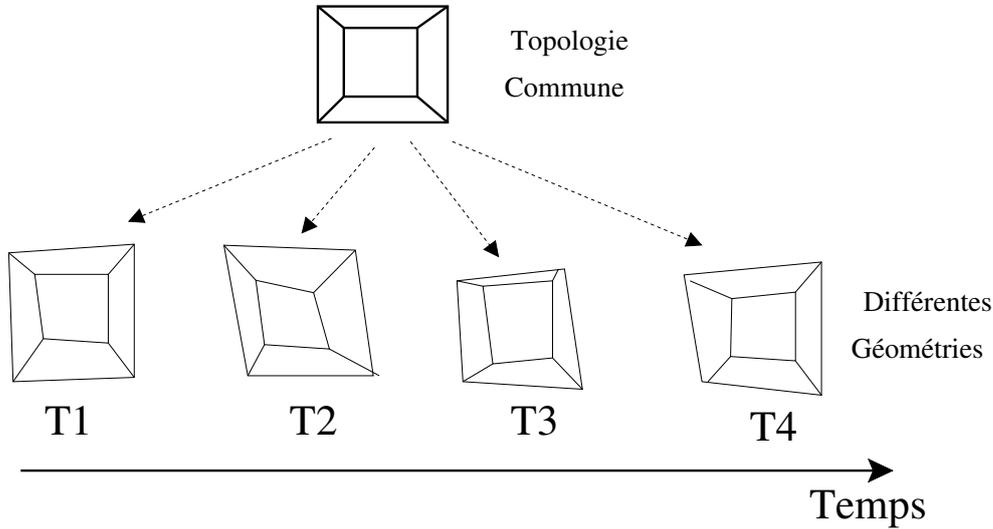


FIG. 4.9 – Les maillages simples $3D+T$ sont définis comme une famille de maillages ayant la même topologie mais qui interagissent avec des images à des temps différents.

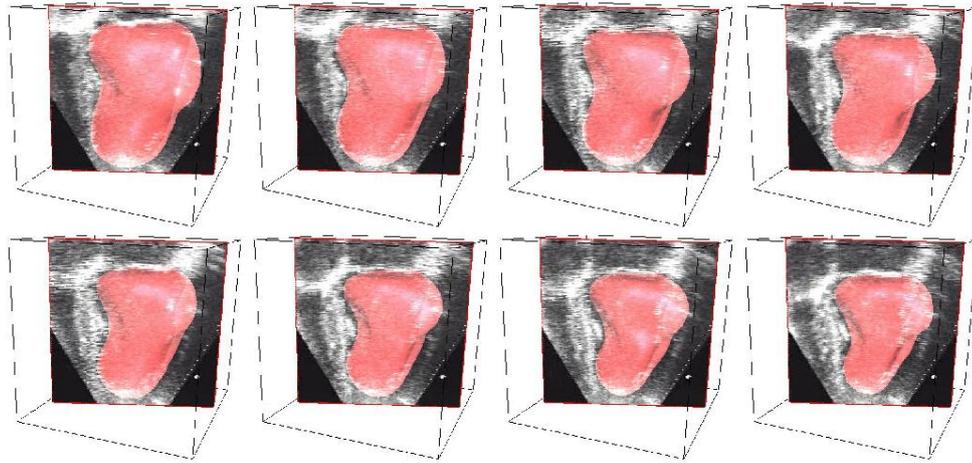
Ces forces de couplage temporel viennent s'ajouter aux forces internes régularisantes et peuvent prendre deux formes différentes suivant la connaissance *a priori* du mouvement de la structure segmentée. Lorsqu' aucune hypothèse spécifique n'est faite sur la nature du mouvement, alors la force de couplage temporelle tend à minimiser l'énergie cinétique en considérant que la position d'un sommet à l'instant T_n doit être proche de celle aux instants T_{n-1} et T_{n+1} .

Au contraire, lorsque l'on dispose d'une connaissance *a priori* sur le mouvement, et donc sur la trajectoire des points, la force de couplage temporelle tend à s'assurer que le sommet à l'instant T_n est bien localisé sur la trajectoire attendue du point matériel. La trajectoire de chaque est alors définie à l'aide de paramètres invariant par translation, rotation et changement d'échelle.

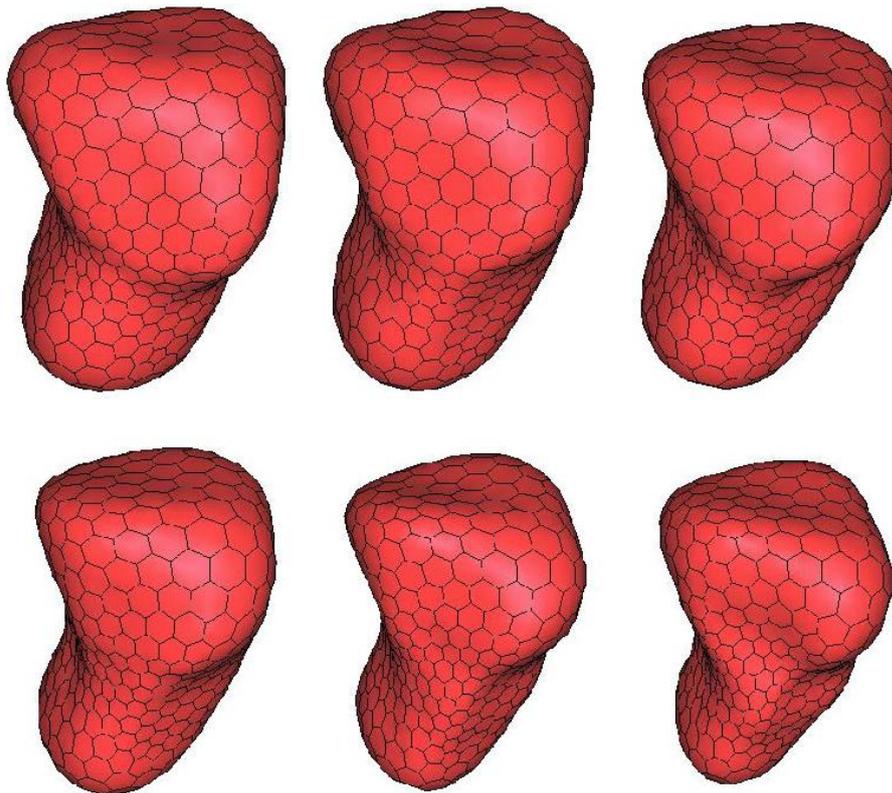
Cette méthode de segmentation $3D + T$ a été appliquée exclusivement sur des séquences temporelles d'imagerie cardiaque que ce soit des séquences d'images échographiques, d'images Ciné-MR ou d'images de scintigraphies cardiaques. La figure 4.10 montre par exemple des résultats de segmentation du ventricule gauche à partir d'une séquence échocardiographique 3D. Le résultat de la segmentation permet d'accéder à des quantités géométriques telles que la fraction d'éjection qui est considérée dans la communauté médicale comme étant un bon indicateur de la fonction ventriculaire gauche.

4.6 Vers un système expert de segmentation d'images

Dans le cadre d'une action collaborative avec le laboratoire LONI de neuro-imagerie de l'université UCLA à Los Angeles, un système de segmentation automatique des structures profondes



(a)



(b)

FIG. 4.10 – Les maillages $3D+T$ sont définis comme une famille de maillages ayant la même topologie mais qui interagissent avec des images à des temps différents.

du cerveau (ventricule, noyaux codés, corps calleux et hippocampes). Les maillages simplexes déformables sont bien adaptés pour ce problème de segmentation, puisque ce sont des structures ayant une forme caractéristique et qui apparaissent de manière assez peu contrastée dans l'image (sauf pour les ventricules).

Pour effectuer la délimitation de ces structures, nous avons intégré dans un système de segmentation [89, 88] développé dans le cadre de la thèse de Alain Pitiot plusieurs concepts novateurs qui sont résumés dans la figure 4.11 :

- **Initialisation automatique par recalage non rigide d'un atlas.** Les structures cérébrales d'intérêt ont été délimitées manuellement dans un image IRM de référence permettant ainsi la construction de maillages simplexes de référence pour chaque structure. En recalant de manière non rigide [18] cette image de référence sur une image IRM cérébrale d'un patient et en appliquant la transformation géométrique sur les maillages simplexes de référence, il est possible de procéder à une initialisation automatique des maillages.
- **Contrainte de distance entre maillages simplexes.** On déforme ici une famille de modèles pour lesquelles il faut respecter des contraintes géométriques liées à l'anatomie. On a donc mis en place des contraintes de distance entre deux modèles ou entre deux parties de deux modèles déformables permettant d'éviter leur interpénétration ou au contraire permettant de les contraindre de rester en contact l'un de l'autre. C'est le cas par exemple entre les noyaux codés et les ventricules cérébraux.
- **Déformation contrainte par la statistique de forme.** Comme indiqué dans la section 4.4, il est possible de contraindre la déformation en prenant en compte les principaux modes de variation statistique de forme (utilisation de l'analyse en composantes principales [25]).
- **Utilisation de règles et de méta-règles.** Les différentes étapes de la déformation des maillages sont guidées par un ensemble de règles qui établissent le jeu de paramètres à utiliser ainsi que le type de transformation à appliquer. Cependant contrairement aux approches précédentes, le scénario de la déformation n'est pas linéaire mais peut être modifié par l'activation de certaines alarmes. Par exemple, pour les deux hippocampes qui sont les structures les plus complexes à segmenter, on a mis en place une alarme qui détecte la présence de forme aberrante (liée à une "fuite" lors de la déformation). Lorsque l'alarme est activée, le paramètre de localité λ est diminué ce qui renforce la contrainte statistique de la forme de l'hippocampe.

C'est cette dernière innovation, l'introduction de règles de rétroaction, qui nous paraît être la plus prometteuse, puisqu'elle permet de ne pas dérouler la processus de segmentation "de manière aveugle" mais de prendre en compte les particularités anatomiques de l'image à segmenter. De plus, en laissant la possibilité de remettre en cause les hypothèses du modèle initial, cela permettrait de faire un bon usage des connaissances statistiques sur la forme des structures à segmenter. En effet, celles-ci peuvent s'avérer être remarquablement utiles dans de nombreux cas mais aussi être très handicapantes dans d'autres cas, notamment en présence de pathologies.

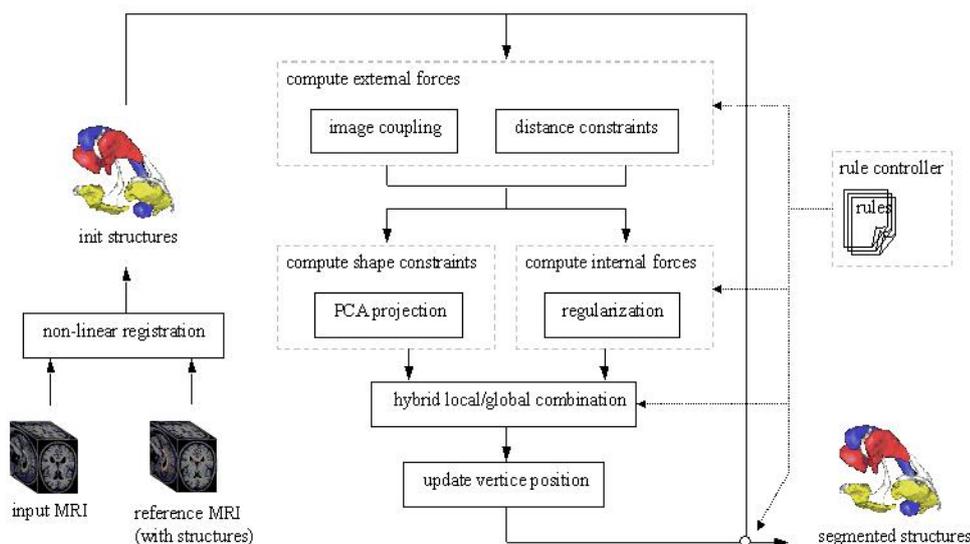


FIG. 4.11 – Représentation schématique du système de segmentation des structures profondes du cerveau.

4.7 Logiciel interactif de segmentation

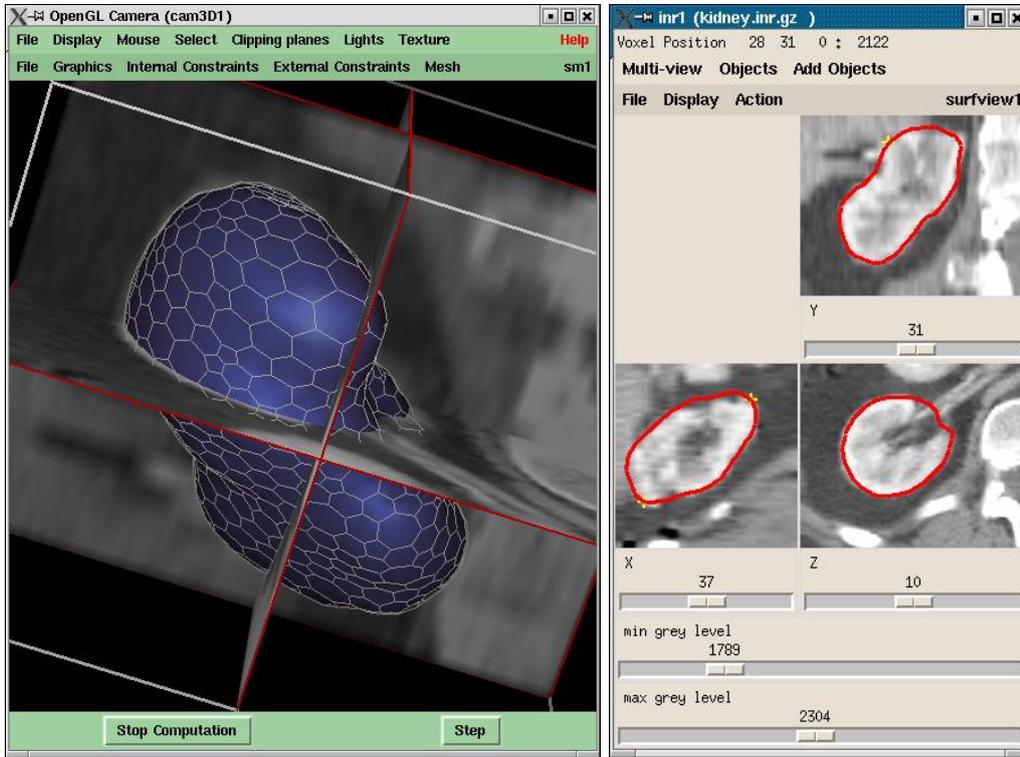
Pour les applications d'aide au diagnostic ou de planification de thérapie (chirurgie, radiothérapie,...), la segmentation de structures anatomiques dans les images médicales doit être une tâche supervisée par un expert médical puisque les décisions qui découlent de la segmentation engagent sa responsabilité. Dans ce cas, il est nécessaire de fournir un outil interactif permettant à l'expert médical de rapidement corriger le résultat de la segmentation fourni par le logiciel si celui-ci ne correspond pas à l'attente de l'expert.

L'exemple d'un tel outil interactif de segmentation a été mis au point au sein du projet Epidauré. Ce démonstrateur s'appuie sur la plateforme "Yav++" [36] qui regroupe dans un ensemble de bibliothèque C++ et de script Tcl-TK la totalité des développements logiciels concernant les modèles déformables et une bonne partie des développements logiciels concernant le traitement des images médicales. Un des points importants de cette plateforme logicielle est qu'elle peut être gérée par un langage de script (Tcl-TK) ce qui accélère grandement le prototypage d'applications.

L'outil interactif de segmentation dispose d'une vue en trois dimensions de l'objet à segmenter (voir figure 4.12 (a)) qui permet d'apprécier globalement la forme de la structure ainsi que d'une fenêtre avec trois coupes orthogonales (voir figure 4.12(b)) de l'image IRM dans lesquelles figurent l'intersection du maillage par chaque coupe. C'est sur ces coupes que l'expert médical vérifie la qualité de la segmentation. En cas de désaccord avec le logiciel (voir figure 4.12(c)), l'utilisateur peut interactivement ajouter un point clé, figuré par une croix, sur une coupe ce qui crée un ressort entre ce point et le plus sommet du maillage le plus proche. Sous l'effet de cette force additionnelle, le maillage va naturellement se déformer à proximité au voisinage de ce point clé (voir figure 4.12(d)).

Ce paradigme d'interface homme-machine se révèle être très efficace lorsque l'utilisateur peut

ajouter, déplacer et supprimer autant de points clé qu'il le désire, en se concentrant uniquement sur la partie de la segmentation qu'il juge importante.

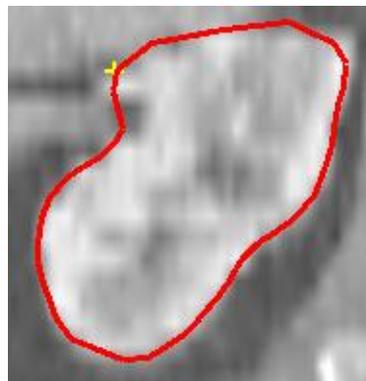


(a)

(b)



(c)



(d)

FIG. 4.12 – Représentation schématique du système de segmentation des structures profondes du cerveau.

Chapitre 5

Modélisation Physique et Physiologique pour la Simulation Médicale

5.1 Introduction

5.1.1 Contexte

Comme on l'a vu dans le chapitre précédent, l'analyse des images médicales et plus particulièrement leur segmentation permet de décrire quantitativement l'anatomie du corps humain. Ainsi, grâce à ces traitements, les experts médicaux peuvent connaître précisément la volumétrie des organes et des pathologies, la distance entre ces organes (les "rapports anatomiques") mais aussi la variabilité de ces grandeurs pour une population donnée. La connaissance sous une forme quantitative et numérique de l'anatomie est en soi une révolution pour la médecine qui a diffusé et continue de diffuser dans un grand nombre de domaines : l'établissement de diagnostic, la planification thérapeutique, la pratique thérapeutique, la mise au point de médicaments, les neurosciences, Le succès en 1994 du projet "Visible Human" [1] financé par la bibliothèque nationale de médecine aux Etats-Unis est à mon sens emblématique : il a permis pour la première fois l'établissement et la diffusion via internet d'un atlas anatomique numérique post-mortem du corps humain. En plus de l'acquisition d'images précises de l'anatomie humaine, on commence à disposer depuis la seconde moitié des années 1990 de bases de données d'images médicales permettant d'établir des comparaisons anatomiques entre diverses populations ou encore de quantifier les variations anatomiques à l'intérieur d'une population.

En parallèle du développement de ce que l'on peut appeler l'anatomie computationnelle, reposant essentiellement sur des principes géométriques et statistiques, a émergé un nouveau domaine en analyse des images médicales : la modélisation physique et physiologique du corps humain. On peut citer deux raisons principales à l'émergence de ce domaine. Tout d'abord, l'utilisation de principes géométriques et statistiques ne permet pas de résoudre de manière satisfaisante certains problèmes de segmentation ou de recalage liés à *l'imagerie fonctionnelle*. Par exemple, même si on peut effectuer la segmentation de séquences temporelles d'images cardiaques à l'aide d'informations géométriques et statistiques [77], celle-ci peut être conduite de manière plus élégante et plus robuste avec des approches reposant sur la mécanique des fibres cardiaques [86] ou encore

l'électrophysiologie du coeur [98]. On peut également citer le problème du recalage de séquences IRM de la tête lors d'une intervention en neurochirurgie dans lequel la modélisation mécanique du parenchyme cérébrale permet de bien expliquer voire de prédire l'affaissement du cerveau.

De plus, un nombre croissant de thérapies requiert une planification de plus en plus complexe dans laquelle il est nécessaire de modéliser la physique et la physiologie du corps humain. En effet, ces modèles permettent d'évaluer quantitativement l'impact de la thérapie et par conséquent d'optimiser l'effet. La planification de la radiothérapie, de la chirurgie maxillo-faciale [29], de la pose de stent en présence d'anévrismes cérébraux [95], de la chirurgie hépatique [35] sont quelques exemples qui illustrent bien l'intérêt de ce type de modélisation. Au delà de la planification de thérapie, la modélisation physique et physiologique du corps humain ouvre la voie à un grand nombre d'autres applications médicales :

- **Prévention** Le caractère prédictif des modèles peut être utilisé pour estimer les risques à moyen ou long terme associés à une pratique, un aliment, un médicament ou encore un phénomène environnemental. Par exemple, l'action HEADEXP⁶ de l'INRIA à laquelle j'ai participé, s'attachait à évaluer l'impact physiologique sur le cerveau humain des ondes électromagnétiques générées par un téléphone portable.
- **Formation** La formation des médecins à certaines pratiques thérapeutiques et en particulier à la chirurgie, s'effectue en grande partie par apprentissage sur le terrain sous la supervision d'un expert. Cette approche de la formation médicale a bien sûr fait ses preuves depuis plusieurs décennies, mais elle a le double défaut de faire courir un risque supplémentaire aux patients en début d'apprentissage (caractérisé par une courbe d'apprentissage) et d'exposer faiblement les jeunes médecins à des pathologies rares. C'est ainsi que le concept de simulateur de chirurgie est apparu au début des années 90 dans lequel les apprentis chirurgiens peuvent s'entraîner sur un système informatique et robotique qui simule le comportement physique et physiologique du corps humain (voir section 5.3).
- **Aide au diagnostic.** Par la résolution de problèmes inverses, on peut estimer des paramètres physiques et physiologiques d'un patient et ainsi fournir des informations précieuses au médecin lors de l'établissement d'un diagnostic. Par exemple, l'ajustement d'un modèle électrophysiologique du coeur à des mesures indiquant le temps de passage de l'onde de dépolarisation permet d'estimer une carte de conductivité apparente des tissus cardiaques, elle-même partiellement corrélée avec la présence d'ischémie (voir section 5.5).

Avant tout, la mise au point de nouveaux modèles numériques concernant la physique et la physiologie du corps humain et leur confrontation aux observations permettent d'enrichir les connaissances du domaine et conduisent à plus long terme d'améliorer la pratique médicale.

La figure 5.1 représente schématiquement comment s'organisent les différents niveaux de modélisations du corps humain, depuis la modélisation géométrique vers la modélisation physiologique. Ces modèles sont organisés de manière hiérarchique : la connaissance de la physique d'un tissu requiert la connaissance de sa géométrie, etc. De manière orthogonale à ces modèles, se pose le problème de nature statistique sur l'étude de la variabilité de leurs paramètres (la taille des organes, la raideur des tissus, la vitesse de croissance des tumeurs) pour une population donnée.

6. L'action HEADEXP est décrite à la page <http://www-sop.inria.fr/caiman/personnel/Stephane.Lanteri/headexp/headexp.html>

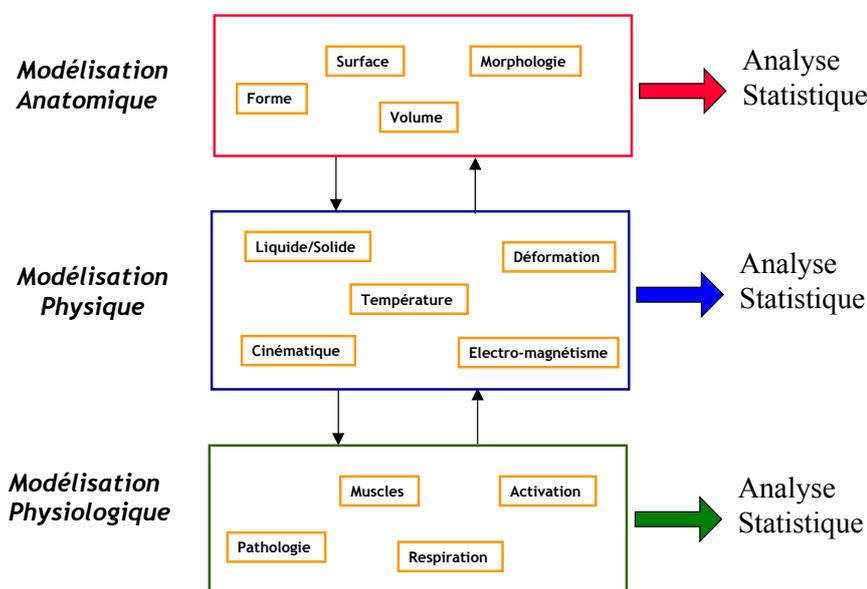


FIG. 5.1 – Représentation schématisée des différents niveaux de modélisation du corps humain

5.1.2 Motivations

Mes travaux dans le domaine de la modélisation physique et physiologique ont commencé en 1993, lorsque je me suis intéressé à la modéliser la déformation des tissus mous pour la planification de la chirurgie cranofaciale. En effet, ces travaux [45] qui ne sont pas détaillés ci-après reposaient sur des approches plutôt géométriques ou physiquement peu réalistes (approches masses-ressorts). En 1995, avec la thèse de S. Cotin [27], des approches physiquement (élasticité linéaire) et numériquement (méthode des éléments finis) plus valides ont été abordées, mais avec des contraintes de calcul temps-réel (de l'ordre de 25Hz pour le rendu visuel et 500 à 1000Hz pour le retour d'effort). Ces travaux et les suivants décrits dans la section 5.2 sur la modélisation de la déformation des tissus mous ont constitué un socle sur lequel se sont appuyés les travaux sur la modélisation électro-mécanique du coeur (voir section 5.5) et la modélisation mécanique du cerveau (voir section 5.4). Ces deux dernières applications requièrent l'introduction d'une modélisation physiologique qui a été acquise par la littérature mais aussi par des collaborations fructueuses avec d'autres équipes de recherche scientifique et des équipes médicales.

5.2 Une famille de modèles élastiques linéaires et non-linéaires

Le lecteur intéressé par une description complète de ces modèles doit se référer au chapitre [34] paru dans le *Handbook of Numerical Analysis* dédié à la modélisation physique et physiologique. Dans cette section, on ne rappelle brièvement que les principaux résultats obtenus dans le cadre de la thèse de S. Cotin et de G. Picinbonno.

Cet ensemble de modèles de déformation élastique des tissus mous repose sur la théorie de la mécanique des milieux continus et la méthode des éléments finis (éléments tétraédriques linéaires). L'objectif de ces modèles est de combiner réalisme des déformations et rapidité de calcul. Chaque modèle correspond à un compromis entre ces deux critères, le temps de calcul étant lui-même fonction de la taille du maillage tétraédrique considéré.

5.2.1 Modèle élastique linéaire : Masse-Tenseur

Une première contribution a été de proposer une formulation analytique et géométrique de la matrice de rigidité dans le cas de l'élasticité linéaire, isotrope ou anisotrope. Ainsi, l'expression de la matrice de rigidité élémentaire $[\mathbf{B}_{ij}^{\mathcal{T}}]$ au sein d'un tétraèdre \mathcal{T} s'écrit :

$$[\mathbf{B}_{ij}^{\mathcal{T}}] = \frac{1}{36V(\mathcal{T})} (\lambda(\mathbf{m}_i \otimes \mathbf{m}_j) + \mu(\mathbf{m}_j \otimes \mathbf{m}_i) + \mu(\mathbf{m}_i \cdot \mathbf{m}_j)\mathbf{I}_3)$$

où $V(\mathcal{T})$ est le volume du tétraèdre, \mathbf{m}_i est un vecteur de forme (dont la norme est 2 fois l'aire du triangle i et la direction est celle de la normale extérieure à ce triangle) et λ et μ sont les coefficients de Lamé associés au matériau élastique linéaire.

Dans le cas d'un matériau isotrope transverse le long d'une direction \mathbf{a}_0 , la matrice de rigidité élémentaire devient $[\mathbf{B}_{ij}^{\mathcal{T}}] + [\mathbf{A}_{ij}^{\mathcal{T}}]$ avec :

$$[\mathbf{A}_{ij}^{\mathcal{T}}] = \frac{1}{144V(\mathcal{T})} \left(\Delta\lambda(\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{m}_j)(\mathbf{m}_i \otimes \mathbf{a}_0) - (\Delta\lambda + 2\Delta\mu)(\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{m}_i)(\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{m}_j)(\mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0) + \Delta\mu(\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{m}_j)(\mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{m}_i) + \Delta\mu(\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{m}_i)(\mathbf{m}_j \otimes \mathbf{a}_0) + \Delta\mu(\mathbf{m}_i \cdot \mathbf{m}_j)(\mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0) + \Delta\mu(\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{m}_i)(\mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{m}_j)\mathbf{I}_3 \right) \quad (5.1)$$

où $\Delta\lambda$ et $\Delta\mu$ sont les variations des coefficients de Lamé dans la direction d'anisotropie.

Cette formulation explicite des matrices de rigidité permet d'optimiser les calculs lors de l'assemblage de la matrice globale \mathbf{K} . Une fois cette matrice assemblée, le modèle masse-tenseurs consiste à faire évoluer les noeuds du maillage tétraédrique suivant une loi d'évolution Newtonienne avec un choix approprié des matrices de masse \mathbf{M} et d'amortissement \mathbf{C} :

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}\mathbf{U} = \mathbf{R} \quad (5.2)$$

Pour prendre en compte efficacement les changements de topologie, nous avons proposé une structure de donnée de maillage adaptée dans laquelle les tenseurs élémentaires sont stockés dans les arêtes et les sommets. De plus, nous avons montré que, contrairement à une idée répandue dans

la communauté de la synthèse d'images, mettre à jour un modèle basé sur la méthode des éléments finis, n'est pas plus coûteux en temps de calcul qu'un modèle masse-ressorts. En effet, il suffit pour s'en convaincre de comparer les deux expressions suivantes, l'équation 5.3 correspondant à la force exercée par des ressorts d'arête sur le sommet i , et l'équation 5.4 correspondant à la force élastique linéaire :

$$\mathbf{F}_i = \sum_{j \in \mathcal{N}(i)} k_{ij} (\|\mathbf{P}_i \mathbf{P}_j\| - l_{ij}^0) \frac{\mathbf{P}_i \mathbf{P}_j}{\|\mathbf{P}_i \mathbf{P}_j\|} \quad (5.3)$$

$$\mathbf{F}_i = [\mathbf{K}_{i,i}] \mathbf{u}_i + \sum_{j \in \mathcal{N}(i)} [\mathbf{K}_{i,j}] \mathbf{u}_j \quad (5.4)$$

C'est la similarité entre ces deux expressions qui nous a conduit à choisir le terme *masse- tenseurs* par opposition au terme *masse-ressorts*.

À noter que j'ai proposé une extension de ce modèle [34] basé sur une méthode de relaxation de type Gauss-Siedel. Cette approche quasi-statique ne repose pas sur la loi d'évolution de l'équation 5.2 et par conséquent ne nécessite pas le choix d'un pas de temps.

5.2.2 Modèle élastique linéaire pré-calculé

Ici s'agit ici d'un modèle de déformation des tissus mous qui a l'avantage d'être très rapide (fréquence de mise à jour supérieure à 500Hz pour un maillage de 10 000 tétraèdres) mais de ne pas autoriser les changements de topologie.

Le principe est relativement simple : dans une approche quasi-statique, il s'agit d'inverser intelligemment la matrice de rigidité \mathbf{K} afin que la mise à jour du maillage vers sa position d'équilibre ne requiert que des produits matrice-vecteur. Pour cela, on décompose la matrice de compliance $[\mathbf{G}] = [\mathbf{K}]^{-1}$ suivant les noeuds de la surface (indice s) et les noeuds de l'intérieur (indice i).

$$\begin{bmatrix} \mathbf{U}_s \\ \mathbf{U}_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{G}_{ss} & \mathbf{G}_{si} \\ \mathbf{G}_{is} & \mathbf{G}_{ii} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{R}_s \\ \mathbf{R}_i \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

En réalité, la mise à jour des noeuds de la surface \mathbf{U}_s ne requièrent que la connaissance de $[\mathbf{G}_{ss}]$ si on fait l'hypothèse que la déformation n'est causée que par des forces supplémentaires \mathbf{R}_s^C sur la surface (le déplacement initiale \mathbf{U}_s^0 pouvant être prendre en compte les forces volumiques par exemple dues à la gravité).

$$\mathbf{U}_s = \mathbf{G}_{ss} \mathbf{R}_s^C + \mathbf{U}_s^0 \quad (5.6)$$

La matrice \mathbf{G}_{ss} est pré-calculée et nous proposons une approche numériquement efficace pour le faire.

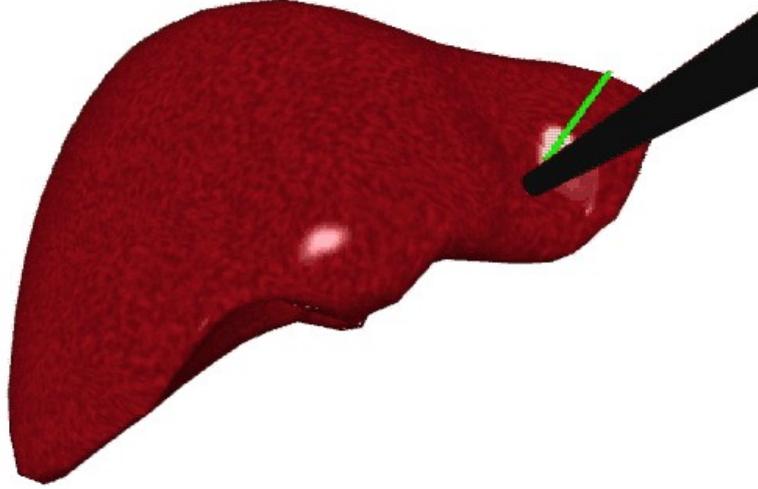


FIG. 5.2 – Interaction temps-réel entre un instrument et un modèle élastique linéaire pré-calculé du foie. La flèche verte indique la force restituée à l'utilisateur via les systèmes à retour d'effort.

5.2.3 Modèle élastique non linéaire

L'élasticité linéaire consiste à faire l'hypothèse des petits déplacements en linéarisant la relation entre le tenseur de déformation et le gradient des déplacements. Cette hypothèse est parfois inadaptée lorsque l'on cherche à simuler des rotations locales. Nous avons proposé d'étendre l'approche des masse-tenseurs à l'élasticité non-linéaire de St Venant- Kirchhoff [87], dans laquelle il y a une relation quadratique entre le tenseur de déformation et le gradient du déplacement, mais une relation linéaire entre le tenseur de déformation et le tenseur des contraintes. Là encore, une expression analytique de l'énergie (voir Equation 5.7) et de la force élastique a été proposée permettant d'optimiser son calcul.

$$\begin{aligned}
 W_{NL} &= \frac{\lambda}{2} \left[(\operatorname{div} \mathbf{U}) + \frac{1}{2} \|\nabla \mathbf{U}\|^2 \right]^2 + \mu \|\nabla \mathbf{U}\|^2 - \frac{\mu}{2} \|\operatorname{rot} \mathbf{U}\|^2 \\
 &+ \mu (\nabla \mathbf{U} : \nabla \mathbf{U}^t \nabla \mathbf{U}) + \frac{\mu}{4} \|\nabla \mathbf{U}^t \nabla \mathbf{U}\|^2 \\
 W_{NL} &= W_{Linear} + \frac{\lambda}{2} (\operatorname{div} \mathbf{U}) \|\nabla \mathbf{U}\|^2 + \frac{\lambda}{8} \|\nabla \mathbf{U}\|^4 \\
 &+ \mu (\nabla \mathbf{U} : \nabla \mathbf{U}^t \nabla \mathbf{U}) + \frac{\mu}{4} \|\nabla \mathbf{U}^t \nabla \mathbf{U}\|^2,
 \end{aligned}$$

Bien sur, l'utilisation d'une force élastique non-linéaire augmente près de 5 fois le temps de calcul par rapport à une approche élastique linéaire. Pour rendre cependant cette approche utilisable dans le cadre de la simulation de chirurgie, nous avons proposé d'utiliser l'heuristique suivante : lorsque les déplacements sont inférieurs à un seuil, on fait l'hypothèse des petits déplacements en utilisant la formulation linéaire, sinon on utilise la formulation non-linéaire. Cette optimisation permet de rendre, dans des cas concrets, le modèle non-linéaire seulement deux fois plus coûteux que le modèle linéaire.

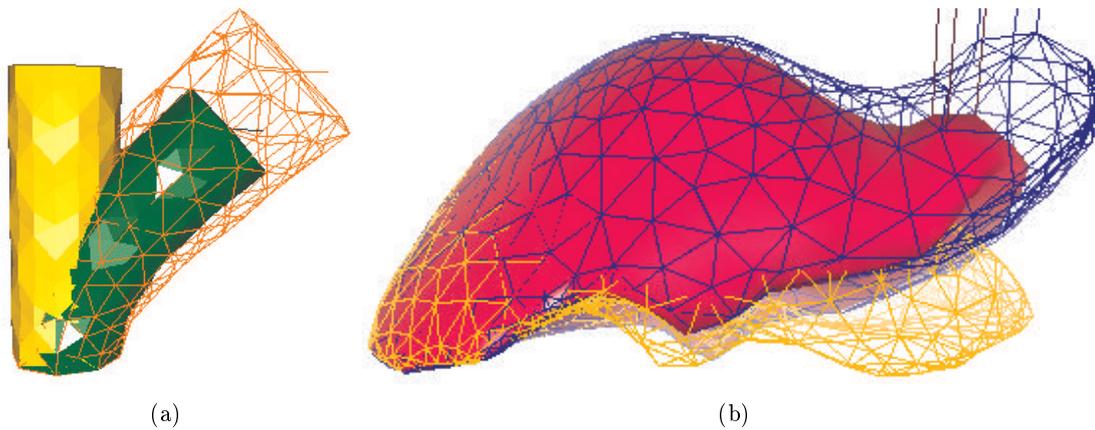


FIG. 5.3 – (a) Le modèle élastique non-linéaire (en vert) permet simuler les rotations locales contrairement au modèle élastique linéaire (fil de fer orange); (b) Ici le modèle élastique non-linéaire en rouge permet une rotation du lobe du foie (le modèle élastique linéaire est visualisé avec un maillage bleu et la position au repos avec un maillage jaune).

5.2.4 Comparaison entre les différents modèles

La table ci-dessous résume les différents compromis qui ont été adoptés dans les trois modèles décrits précédemment.

	Pré-calculé	Masse-Tenseur	Masse-Ressort	Non-linéaire
Efficacité Calculatoire	++++	+	+	-
Réalisme	+	+	-	+++
Découpe	-	++	+	++
Grands déplacements	-	-	+	++

TAB. 5.1 – Comparaison des caractéristiques des trois modèles proposés ainsi que du modèle masse-ressorts.

5.3 Simulation de chirurgie

L'objectif d'un simulateur de chirurgie est d'offrir une plateforme logicielle et matérielle sur laquelle un jeune chirurgien peut se former aux techniques de chirurgie mini-invasive. C'est donc avant tout un support pédagogique venant en complément des techniques actuelles de formation (entraînement sur des animaux, compagnonage, endotrainers,...). La mise en oeuvre d'un tel simulateur est un problème largement multi-disciplinaire puisqu'il fait appel aux domaines de la robotique, de l'analyse numérique, de la synthèse d'images, de l'imagerie médicale, de l'interface homme-machine, de l'ergonomie cognitive et bien sur de la médecine. C'est aussi la source d'un grand nombre de problèmes scientifiques très intéressants donc quelques-uns ont été abordés dans le cadre des thèses de G. Picinbono et de C. Forest. Je ne détaille brièvement par la suite que trois de ces problèmes.

5.3.1 Réponse à la collision entre un instrument chirurgical et un modèle de tissu mou

Lorsqu'une collision entre un instrument virtuel et un modèle de tissu mou est détectée, il faut spécifier la réponse à cette collision. Deux approches en robotique sont classiquement utilisées : la méthode des pénalités consistant à appliquer des forces sans résoudre exactement la collision et la méthode des contraintes qui impose des déplacements. Nous avons choisi la seconde méthode [56] car elle permet de respecter à chaque instant le fait que l'instrument n'est jamais à l'intérieur du modèle géométrique de l'organe ce qui est important pour le réalisme visuel de la simulation.

L'instrument virtuel est ici représenté par un cylindre rigide passant par un point fixe, le point d'insertion de l'instrument dans l'abdomen du patient. Lorsque l'instrument correspond à une paire de pinces, on représente les mâchoires de la pince par deux petits cylindres placés à son extrémité. Il faut noter que la plupart des travaux dans ce domaine ont été conduits en faisant l'hypothèse d'un contact ponctuel, ce qui simplifie énormément le problème mais restreint autant le réalisme de l'interaction.

Le problème à résoudre pour gérer la collision est le suivant : étant donnée une collision entre un cylindre et un maillage tétraédrique, comment déplacer les sommets de la triangulation pour que celle-ci tangente le cylindre. Ce problème de nature purement géométrique s'est avéré être assez complexe mais une solution assez élégante a été trouvée [56, 55] en exploitant l'existence d'un point fixe dans la géométrie du cylindre. Cet algorithme a été mis en oeuvre dans un simulateur de chirurgie hépatique et donne des résultats très stables.

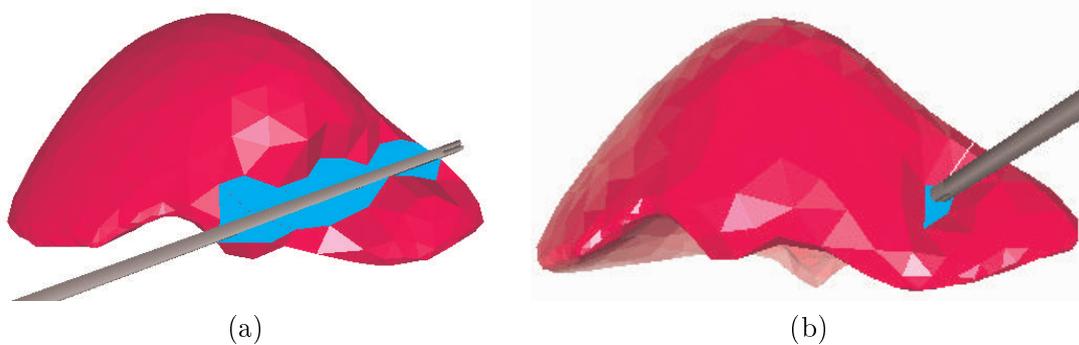


FIG. 5.4 – Exemples de réponse à une collision (a) avec le manche de l'instrument virtuel (b) avec l'extrémité de l'instrument.

5.3.2 Découpe d'un maillage tétraédrique

Pour simuler la résection hépatique à l'aide d'un cavitron, une première idée a consisté à supprimer les tétraèdres qui rentrent en collision avec l'instrument virtuel. Cette approche relativement simple a cependant au moins deux défauts. Tout d'abord, les tétraèdres supprimés sont relativement gros et donc la découpe est beaucoup plus large qu'elle n'est en réalité. De plus, le maillage ainsi généré est assez chaotique, la surface triangulaire, frontière du maillage tétra-

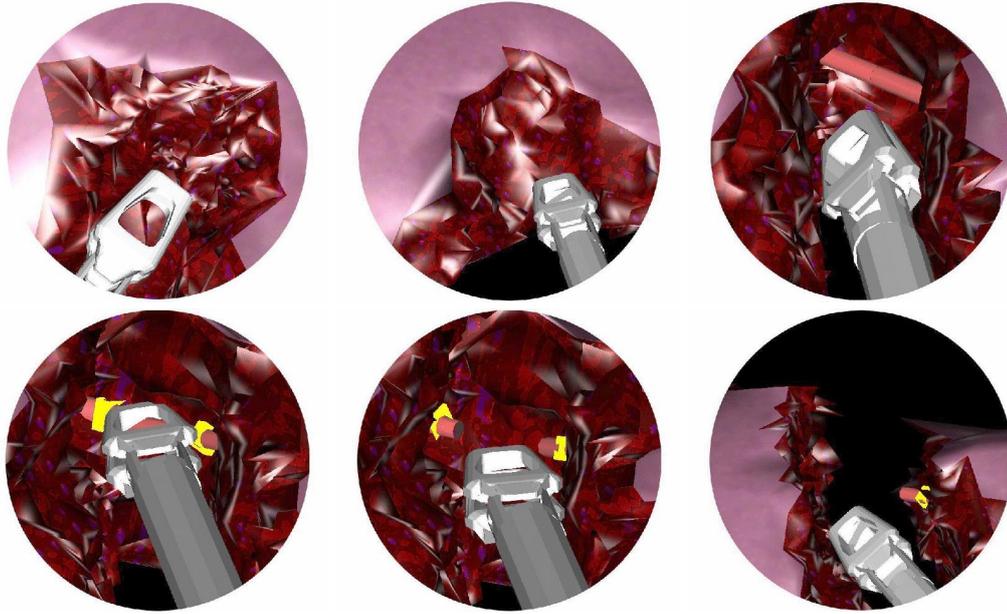


FIG. 5.5 – *Simulation de la résection hépatique. Celle-ci procède en raffinant et en supprimant les tétraèdres situés à proximité de l'instrument. Après résection, le maillage triangulaire surfacique est une variété différentielle, ie il est possible de définir de manière non ambiguë une normale en chaque sommet.*

drique, n'étant pas forcément une variété différentielle (impossibilité de définir une normale). Or cette propriété est importante pour mettre en oeuvre des algorithmes de synthèse d'images [59] et de retour d'effort [56].

Pour résoudre le premier problème, nous avons proposé de raffiner localement le maillage tétraédrique avant d'en supprimer des tétraèdres. Pour le second problème, nous avons proposé un algorithme [54] de suppression de tétraèdres permettant de conserver les bonnes propriétés topologiques du maillage tétraédrique. Contrairement au cas des triangulations (suppression de triangles dans une triangulation), il n'est pas toujours possible de résoudre localement ce problème dans un maillage tétraédrique. L'algorithme repose sur une recherche locale de la plus petite composante connexe permettant de supprimer les accidents topologiques du maillage.

5.3.3 Retour d'effort

Dans un simulateur chirurgical, des expériences psycho-cognitives [16] ont prouvé que la combinaison du retour d'effort et du retour visuel permettait d'améliorer la vitesse d'exécution des gestes chirurgicaux. Depuis 1997, les simulateurs chirurgicaux développés au sein de l'équipe Epidaure utilisent des interfaces intégrant le retour d'effort. Une des problématiques principales dans la mise en oeuvre d'un algorithme de retour d'effort est la fréquence de mise à jour qui doit être de l'ordre de 500Hz à plus de 1000Hz suivant la nature des matériaux.

Mise à part pour le modèle pré-calculé, aucun modèle élastique de tissu mou ne peut évoluer à une telle fréquence. Il est donc indispensable d'avoir deux modèles évoluant à des fréquences

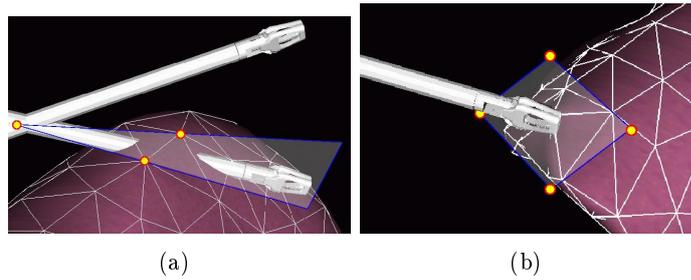


FIG. 5.6 – Exemple de plans constituant le modèle local pour le calcul du retour d’effort au niveau du manche (Figure (a)) et de l’extrémité (Figure (b)).

différentes, le premier correspondant au modèle de tissus mous à 25-50Hz, le second à un modèle local dédié au retour d’effort [5]. Nous avons ainsi proposé un modèle local adapté au contact avec un instrument virtuel décrit en 5.3.1 et qui consiste en un ensemble de plans, certains plans décrivant le contact avec le manche de l’instrument et d’autres décrivant le contact avec son extrémité.

5.4 Simulation de la déformation du parenchyme cérébrale

Les travaux présentés ici font l’objet de la thèse de O. Clatz.

5.4.1 Modélisation biomécanique

L’affaissement du cerveau qui survient lors d’une intervention neurochirurgicale est la source principale d’imprécisions sur la localisation per-opératoire de pathologies (tumeurs cérébrales,...). En effet le chirurgien utilise l’imagerie IRM pré-opératoire du cerveau pour se repérer lors de l’intervention : toute déformation non-rigide entre la configuration pré-opératoire et celle per-opératoire conduit à une mauvaise localisation des structures cérébrales cibles.

Ce problème est à l’origine de plusieurs travaux [23, 22] sur la modélisation biomécanique du cerveau et sur des techniques de recalage permettant de mettre à jour le plan pré-opératoire. Une collaboration avec l’équipe SPL de la faculté de Médecine de Harvard à Boston nous a permis d’obtenir des images pré-opératoires et per-opératoires de patients pour lesquels un affaissement important du cerveau a été observé. L’hypothèse mécanique permettant d’expliquer cet affaissement est la perte de liquide céphalo-rachidien qui par le principe d’Archimède crée des champs de pression liés à la gravité.

On a ainsi construit un modèle biomécanique du cerveau constitué d’un maillage tétraédrique, respectant globalement les contraintes anatomiques du cerveau (existence de la faux, contact avec le crâne,...) et muni d’un matériau élastique linéaire (approximation à l’ordre 1 d’un modèle plus complexe [20]). L’originalité principale de l’approche proposée a été d’utiliser un algorithme de recalage non-rigide afin d’évaluer le modèle biomécanique et ainsi résoudre un problème d’optimisation : quel est le niveau de liquide céphalo-rachidien qui permet de mieux expliquer les déformations observées.

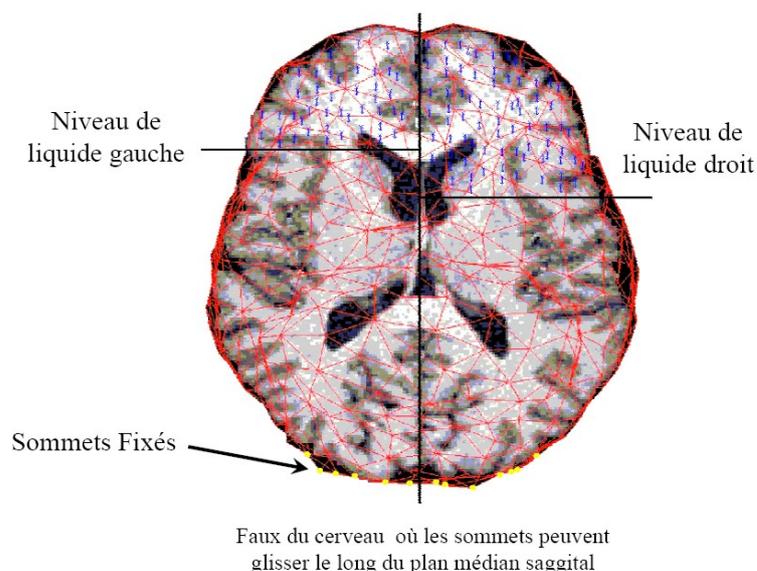


FIG. 5.7 – *Modèle biomécanique du cerveau. L'affaissement du cerveau lors de l'ouverture de la boîte crânienne est contrôlé par le niveau de liquide céphalo-rachidien dans les deux hémisphères.*

Ce modèle biomécanique a servi ensuite de fondement à un algorithme de recalage non-rigide d'images IRM du cerveau [24] : les déplacements entre les deux images, estimés par un algorithme d'appariements de blocs, sont régularisés par ce modèle biomécanique. Celui-ci permet donc d'inclure de la connaissance *a priori* sur les contraintes anatomiques dans l'estimation de la déformation du cerveau. De plus, le nombre réduit de degrés de liberté du modèle tétraédrique et la parallélisation aisée de l'appariement de blocs autorise de réaliser le recalage en une dizaine de secondes.

5.4.2 Modélisation de la croissance de tumeurs cérébrales

Modéliser l'évolution temporelle de tumeurs cérébrales permet tout d'abord de mieux comprendre le mécanisme de propagation tumorale mais aussi d'améliorer la planification de la thérapie. En radiothérapie, par exemple, la prédiction de l'extension tumorale, permettrait de mieux définir la zone à irradier (Clinical Target Volume).

Nous avons conduit en collaboration avec le Dr P-Y. Bondiau du Centre anticancéreux Antoine Lacassagne à Nice une étude de faisabilité [21] pour la modélisation de la croissance d'un type particulier de tumeur cérébrale : le glioblastome. Celui-ci, malheureusement très agressif, se caractérise à la fois par une diffusion des cellules tumorales dans le parenchyme cérébrale mais aussi par un effet de masse qui repousse mécaniquement les tissus environnants.

Nous avons proposé une modélisation macroscopique de la croissance du glioblastome, et nous avons estimé sa validité en utilisant les observations issues de plusieurs séquences IRM pour un seul patient (c'est pourquoi on ne peut pas parler de véritable validation ici). Celle-ci comprend deux composantes :

- Une **composante de diffusion** dans laquelle la densité tumorale u va évoluer suivant une

loi de réaction diffusion :

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \operatorname{div} \mathbf{D} \nabla u + \rho u$$

où \mathbf{D} est une matrice de diffusion et ρ contrôle l'importance du terme source.

- Une **composante mécanique** dans laquelle la force exercée sur le tissu environnant est proportionnelle au gradient de la densité tumorale, ce qui revient à dire que la pression exercée est proportionnelle à u .

$$\mathbf{F}_{\text{ext}} = \lambda \nabla u$$

Ce modèle s'appuie largement sur les travaux de Swanson [102] mais avec deux innovations supplémentaires. La première consiste à considérer le coefficient de diffusion comme une matrice et non pas un scalaire. Ainsi, en se basant sur la littérature, on a considéré que la diffusion s'effectue plus rapidement dans la direction des fibres de matière blanches que dans les directions orthogonales. On a ainsi proposé d'utiliser dans la matière blanche, une matrice \mathbf{D} proportionnelles au tenseur de diffusion mesuré dans l'imagerie de diffusion. Dans la matière grise, un coefficient isotrope et 100 fois plus faible est utilisé.

La deuxième innovation provient du terme de couplage entre la composante mécanique de celle de diffusion. Grâce au recalage non-rigide entre deux images IRM du patient à 6 mois d'intervalle, on a pu vérifier que les déplacements observés correspondaient globalement à ceux simulés.

De même, malgré le fait qu'il n'est pas possible de mesurer *in-vivo* et *in situ* la densité tumorale u , la validité de notre approche a été confortée par la bonne superposition entre les courbes d'iso-densité prédites et les contours apparents de la tumeur observés après 6 mois.

5.5 Simulation de l'activité électro-mécanique du coeur

Dans la section 4.5, j'ai présenté comment des maillages simplexés $3D + t$ permettent de segmenter et mieux suivre des cavités cardiaques en imagerie médicale [80]. Il s'agit là d'une approche de nature géométrique, même si elle incorpore explicitement la dimension temporelle. La plupart des algorithmes proposés en analyse cardiaque [57] à ce jour, combinent également des approches de nature géométrique, iconique et parfois statistique [77]. A la fin des années 90 cependant, quelques équipes ont commencé cependant à intégrer dans leur modèle des éléments de nature physique, comme par exemple un modèle volumique du myocarde doté d'un comportement élastique linéaire transversalement isotrope [85].

En 2000, nous avons participé au lancement d'une Action de Recherche Concertée de l'INRIA, appelée ICEMA, regroupant plusieurs équipes INRIA et extérieures⁷ sur le sujet de la modélisation électro-mécanique du coeur. Il s'agit de mettre au point en quelque sorte un modèle cardiaque de troisième génération, d'une complexité bien supérieure aux modèles préexistants mais dont les retombées attendues sont d'autant plus grandes que le modèle décrit fidèlement la physiologie du coeur. Ainsi, on espère grâce à ce modèle, estimer des paramètres physiques et

⁷ Il s'agit des équipes INRIA MACS, SOSSO, SINUS et EPIDAURE entourées de partenaires scientifiques, cliniques et industriels. En 2002, cette action a été prolongée pour 2 ans en y incorporant le projet CAIMAN. Les sites WWW de ces 2 actions sont disponibles aux adresses :

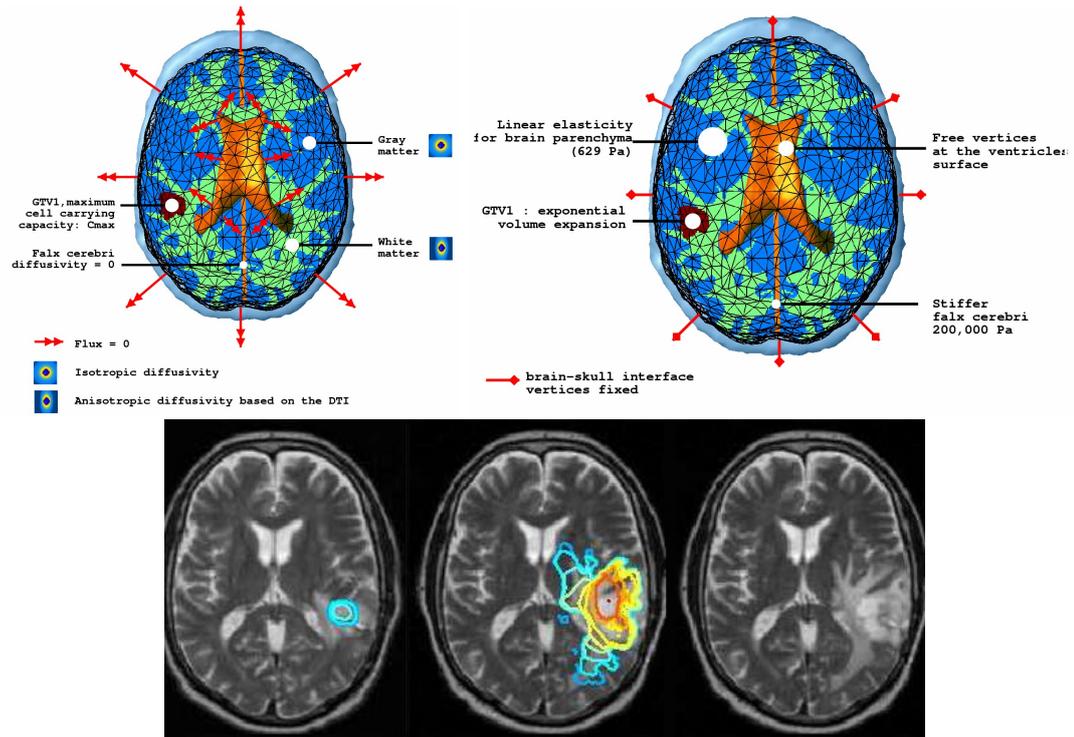


FIG. 5.8 – Modèle de croissance de tumeur cérébrale (glioblastome). En haut à gauche, sont précisés les paramètres et les conditions aux limites du modèle diffusif alors qu'en haut à droite sont précisés ceux du modèle mécanique. En bas, sont présentées trois coupes axiales de trois images IRM (T_2) du patient. L'image de gauche, a été acquise à l'instant T_0 alors que les deux autres ont été acquises 6 mois plus tard. Sur les deux images les plus à gauche, on a superposé quelques courbes d'iso-densité tumorale qui ont été simulées par le modèle. La superposition entre ces courbes et les contours apparents de la tumeur est assez bonne.

physiologiques "cachés" dans les observations (images médicales, signaux électriques,...), planifier des thérapies (ablation par radio-fréquence, pose de pacemakers,...), simuler des pathologies (ischémies,...).

Il convient de préciser que quelques équipes de recherche dans le monde se sont lancées dans cette quête d'un modèle intégrant une description électro-mécanique du coeur : l'équipe de P. Hunter [63] en Nouvelle-Zélande, de A. McCulloch [73] au Etats-Unis, de Denis Noble [84] en Grande-Bretagne. La particularité de l'approche ICEMA est, en bref, de faire le pari qu'un modèle compact, ayant relativement peu de paramètres, peut décrire macroscopiquement avec suffisamment de précision l'activité électro-mécanique du coeur pour conduire à la création de modèles personnalisés du coeur, propres à l'anatomie et la physiologie d'un patient. Le caractère *identifiable* des paramètres du modèle est considéré comme essentiel pour résoudre le problème inverse suivant : étant donnés des images ou des signaux électriques du coeur d'un patient, trouver les paramètres du modèle qui expliquent le mieux ces observations.

Rappelons, avant de détailler les travaux de recherche sur ce sujet, l'enjeu médical : avec 180 000 décès par an, les maladies cardio-vasculaires sont la principale cause de mortalité en France, avant même le cancer. Aux Etats-Unis, plus d'un million de décès surviennent chaque année en raison de maladies cardio-vasculaires.

5.5.1 Modélisation électro-mécanique du coeur

Les travaux décrits succinctement ci-dessous ont été réalisés dans le cadre de la thèse de Maxime Sermesant, et, rappelons-le, en collaboration avec les équipes des actions ICEMA et ICEMA2, ici principalement les équipes INRIA (MACS, SOSSO, SINUS/CAIMAN), l'Université de Nantes (Yves Coudière) et plusieurs équipes cliniques (Guy's Hospital, NIH).

Le modèle de l'activité cardiaque se décompose en trois modèles distincts : un modèle anatomique, un modèle électrique et un modèle mécanique.

Modèle Anatomique On a choisi de considérer un modèle géométrique des deux ventricules cardiaques, afin de modéliser un large spectre de pathologies cardiaques plus larges qu'avec un modèle du seul ventricule gauche. De plus, la fonction mécanique des ventricules étant bien plus importante que celle des oreillettes, nous avons omis dans un premier temps de les modéliser.

Le calcul de l'activité mécanique et électrique requiert un maillage tétraédrique, et une tâche importante consiste à reconstruire un tel maillage à partir d'images médicales. Plutôt que générer à nouveau ce maillage à partir de la segmentation de chaque image (approche ascendante ou "bottom-up"), nous avons choisi de déformer non-rigidement un maillage de référence afin qu'il s'ajuste au mieux aux contours apparents des ventricules (approche descendante ou "top-down"). En effet, cette dernière méthode permet de facilement propager de l'information *a priori* comme par exemple la localisation de certaines zones anatomiques (apex, septum, base) ou fonctionnelles (zones de Purkinje). Egalement sont stockées dans ce modèle de référence les directions des fibres cardiaques qui jouent un rôle à la fois pour la propagation du potentiel d'action (conduction électrique plus élevée dans la direction des fibres) et dans la modélisation mécanique (contraction et relaxation le long des fibres). L'information sur la direction des fibres est extraites de données

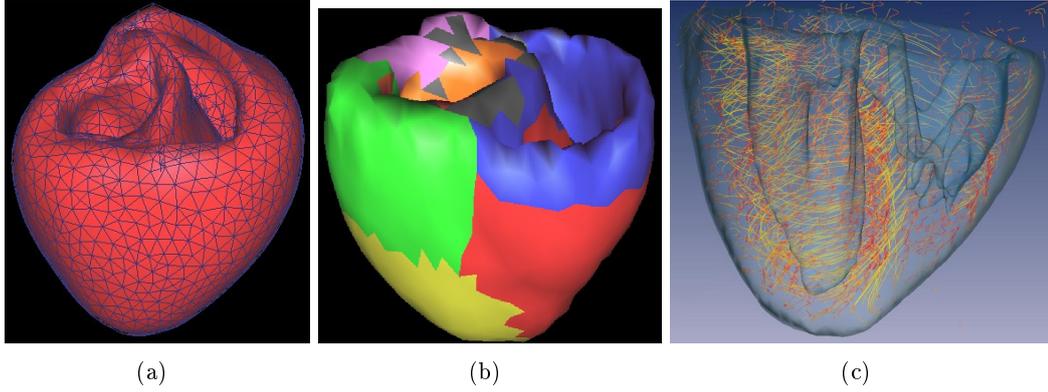


FIG. 5.9 – (a) Vue extérieure d'un maillage tétraédrique des deux ventricules cardiaques; (b) Les informations de différentes zones anatomiques sont propagées automatiquement depuis un atlas anatomique (fourni par l'Université d'Hambourg [92]) vers un modèle personnalisé du coeur; (c) Visualisation des fibres cardiaques comme lignes intégrales d'un champ de directions des fibres stockées dans le maillage

de dissection [101] ou alors sont extraites de données d'IRM de diffusion [62] sur des coeurs canins post-mortem.

Modèle électrique La contraction et de la relaxation des ventricules est commandée par la différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de chaque cellule cardiaque. Ce potentiel transmembranaire aussi appelé *potentiel d'action* évolue au cours d'un cycle cardiaque, avec une phase rapide dépolarisation (passage d'une valeur négative à une valeur positive), une phase de plateau et une phase de repolarisation un peu moins rapide, la durée du plateau correspondant approximativement à la phase de contraction des fibres. Le potentiel d'action évolue aussi spatialement avec une propagation depuis le noeud sinusal (le pacemaker naturel du coeur), vers les oreillettes, le noeud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His, pour atteindre l'apex des ventricules au niveau des extrémités de Purkinje.

L'objectif du modèle électrique proposé est de simuler la propagation du potentiel d'action depuis l'apex vers la base des ventricules. On a choisi des modèles macroscopiques ayant peu de paramètres (ici deux paramètres), par opposition aux modèles cellulaires comme ceux de Noble [47] ou de Luo-Rudy [71] qui décrivent précisément l'activation des différents canaux ioniques. Ce choix est guidé par l'objectif d'identifier les variables d'état et les paramètres à partir d'observations nécessairement très éparses.

Le modèle choisi est celui d'Aliev et Panfilov [2], lui même dérivé du celui de FitzHugh-Nagumo [53] :

$$\begin{aligned} \varepsilon^2 \partial_t u &= \varepsilon \operatorname{div} (D \nabla(u)) + ku(1-u)(u-a) - uz & (5.7.a) \\ \partial_t z &= -(ku(u-a-1) + z) & (5.7.b) \end{aligned} \quad (5.7)$$

Dans cette équation de réaction-diffusion, le potentiel d'action est la variable u , z étant une variable d'état auxiliaire. La matrice de conductivité D est anisotrope et prend en compte la

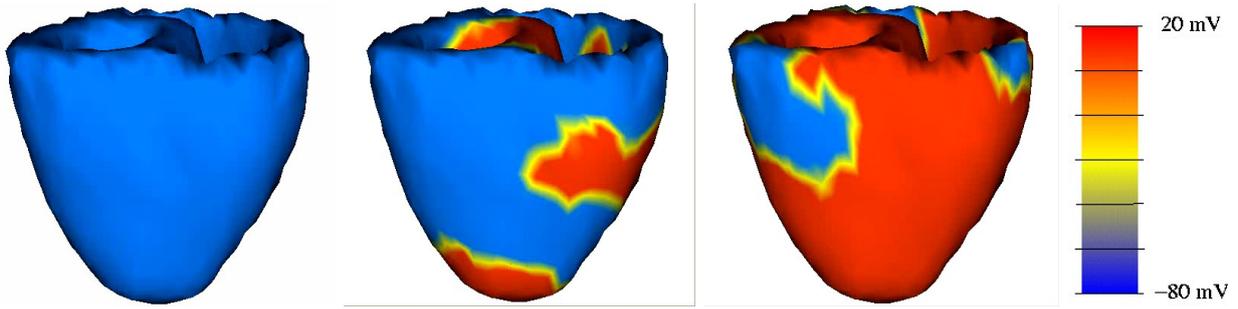


FIG. 5.10 – Propagation du potentiel d'action depuis l'apex vers la base (de la gauche vers la droite) dans laquelle est prise en compte la direction des fibres cardiaques.

direction des fibres. Cette équation aux dérivées partielles a été mise en oeuvre avec des éléments finis tétraédriques linéaires et un schéma explicite.

Modèle Mécanique Le modèle mécanique comporte deux aspects. Le premier décrit le comportement passif du coeur (en l'absence d'excitation électrique) et il se caractérise par une relation constitutive entre les tenseurs de déformation, de taux de déformation et de contrainte. Le second aspect décrit l'influence du potentiel électrique u sur la contraction et la relaxation des fibres cardiaques.

Nous utilisons le modèle de couplage électro-mécanique proposé par Bestel-Clément- Sorine [9] du projet SOSSO qui est consistant avec les lois de la thermodynamique, le modèle nanoscopique du filament de Huxley [60]. Ce modèle introduit 3 nouvelles variables d'état, le déplacement y , la contrainte axiale σ_c et la raideur de l'élément contractile k_c :

$$\begin{aligned} \frac{\partial k_c}{\partial t} &= -(|u| + \alpha|\dot{\epsilon}|) k_c + k_0|u|_+ \\ \frac{\partial \sigma_c}{\partial t} &= -(|u| + \alpha|\dot{\epsilon}|) \sigma_c + \frac{\sigma_0}{k_0} k_c \dot{\epsilon} + \frac{1}{2} \sigma_0 |u|_+ \end{aligned}$$

Dans le cadre de la thèse de M. Sermesant, cette équation de couplage a été simplifiée en considérant une relation fonctionnelle entre la contrainte σ_c et le potentiel d'action u : lorsque u est positif, les fibres se contractent, lorsque u est négatif elles se relâchent (relaxation active). De plus on a aussi adopté un modèle biomécanique passif simplifié en le considérant linéaire par morceaux. Ces choix sont motivés par l'objectif de limiter les temps de calcul (de l'ordre de 40mn pour un cycle cardiaque sur une seule machine et 15 mn sur un cluster non dédié) et de faciliter la mise en oeuvre des schémas numériques.

En plus des équations de couplage, il est très important pour obtenir une simulation réaliste de bien spécifier les conditions aux limites. On décompose ainsi le cycle cardiaque en quatre phases : les phases de remplissage, de contraction iso-volumique, d'éjection et de relaxation iso-volumique. Le passage d'une phase à une autre est conditionné par la répartition des champs de pression de chaque côté de la valve mitrale, tricuspide, pulmonaire et aortique.

Une validation partielle du modèle électro-mécanique a été effectuée en comparant des para-

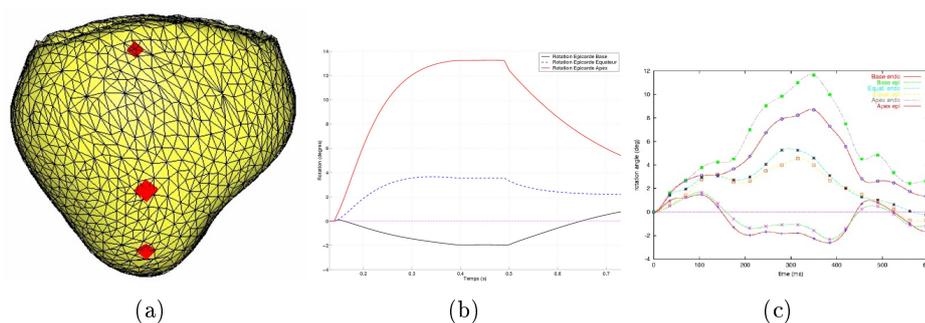


FIG. 5.11 – (a) Des paramètres cinématiques ont été calculés à partir de trois points situés sur l'apex, l'équateur et la base du coeur; (b) Courbes de la rotation apico-basale (*twist*) mesurée au niveau des trois points précédents; (c) Courbes des mêmes paramètres obtenues à partir de d'IRM de marquage tissulaire.

mètres cinématiques précis [72] issus de la simulation avec ceux obtenus avec de l'IRM marqués [3] (voir Figure 5.11).

Une collaboration avec le Guy's Hospital de Londres, où Maxime Sermesant a effectué un séjour post-doctoral a permis de créer de manière semi-automatique des modèles personnalisés du coeur de plusieurs patients [94] à partir de mesures électriques issues d'électrodes implantées de manière mini-invasive et de mesures du mouvement issues de l'IRM de marquage tissulaire cathéters.

On a montré sur quelques exemples, l'intérêt clinique et pédagogique d'un tel outil de simulation. Ainsi, on peut quantifier l'effet d'une pathologie de conduction (bloc de branche) ou d'une ischémie comme le montre la figure 5.12.

5.5.2 Estimation de la conductivité électrique apparente

Le modèle de propagation du potentiel d'action à deux variables décrit à la section précédente permet de simuler la dépolarisation et la repolarisation des ventricules pendant un cycle cardiaque. Une première estimation qualitative de sa validité a été conduite en comparant les isochrones (cartes indiquant le temps de passage de l'onde de dépolarisation ou de repolarisation) simulées par le modèles et celles issues d'acquisition sur l'homme [49] ou encore issues du projet Physiome [28].

Dans un deuxième temps, on a effectué une validation quantitative du modèle électrique tendant à montrer que l'erreur entre les isochrones simulées et celles observées était faible et que les paramètres de conductivité ainsi estimés étaient des informations pouvant conduire à une amélioration du diagnostic de la fonction cardiaque. Ces travaux ont été effectués dans le cadre de la thèse de V. Moreau.

Pour valider le modèle, nous avons utilisé des données du *laboratoire de CardioEnergetics* du National Institutes of Health à Bethesda (USA). Il s'agit de cartes d'isochrones épicaudiques acquises sur des coeurs de chien à l'aide d'une chaussette d'électrodes [52], la position de celles-ci étant connue avec une grande précision. Ces données sont uniques en raison de leur excellente

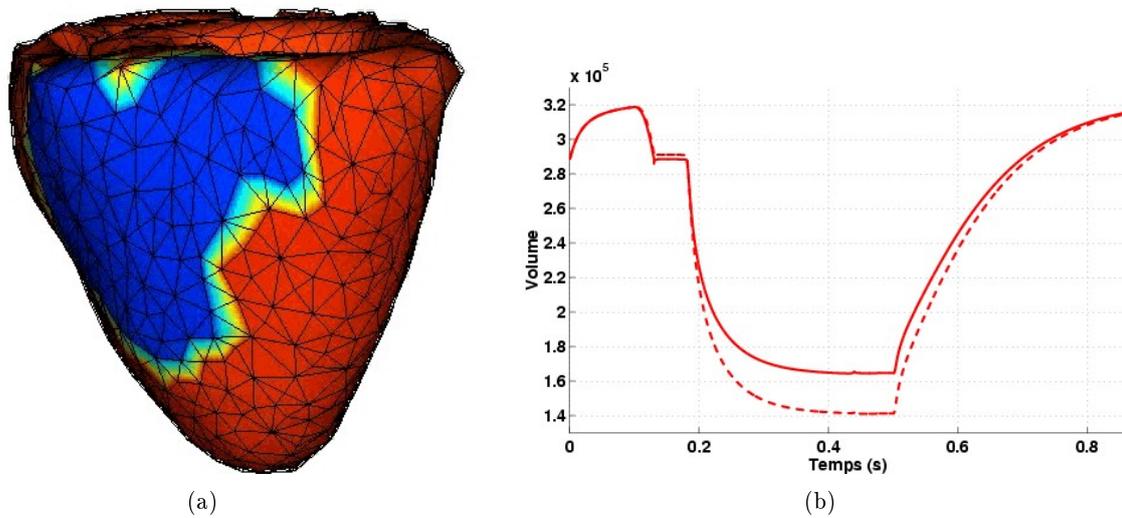


FIG. 5.12 – (a) On a artificiellement modifié les paramètres de conduction et de contractilité de la zone du myocarde apparaissant en bleu sur le graphique; (b) Courbe montrant l’effet de l’ischémie sur le volume éjecté par le ventricule gauche. La fraction d’éjection passe ainsi de 56 % à 48%.

résolution spatiale et temporelle. De plus, dans certains cas, des zones infarctées ont été volontairement créées (par occlusion d’une artère coronaire) dans des zones ciblées du myocarde, ce qui permet d’évaluer l’effet des pathologies sur les isochrones.

L’objectif de ce travail est de résoudre le problème inverse suivant : trouver un jeu de paramètres du modèle Aliev-Panfilov permettant de mieux expliquer les observations. Ici, on a choisi de fixer les valeurs de ϵ , a et k à des valeurs de référence (voir équation 5.7) et de faire varier spatialement le paramètre de conductivité d . Mais puisque l’on fait des hypothèses simplificatrices sur l’isotropie de la conduction $D = d\mathbf{I}_3$, et sur l’homogénéité du paramètre k , on appelle d la *conductivité apparente* par opposition à la *conductivité physique*.

Pour estimer le meilleur jeu de conductivité apparente, on minimise une fonctionnelle égale au carré des différences entre les temps de dépolarisation simulés et observés. Il existe cependant un obstacle à l’utilisation de méthodes classiques de minimisation ici puisque le temps de dépolarisation n’est pas relié simplement à la conduction. Pour simplifier le problème, on fait deux hypothèses supplémentaires : la causalité de la propagation et l’homogénéité de la conduction dans des zones prédéfinies. Ces zones (une dizaine en pratique) sont choisies manuellement de façon à suivre la propagation de l’onde électrique. Avec ces hypothèses, on peut estimer la conductivité apparente zone après zone [82], en minimisant la fonctionnelle avec l’algorithme de Brent [93].

La Figure 5.13 montre un exemple de l’estimation de cartes de conductivité apparente dans le cas où un infarctus a été créé. On trouve ainsi une forte corrélation entre les zones de faible conductivité et les zones infarctées. Le temps de calcul est ici de quelques minutes.

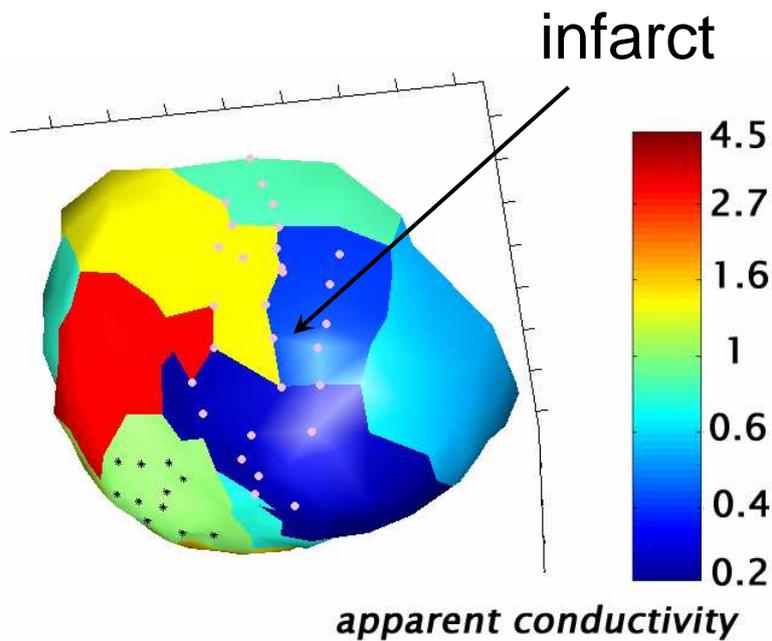
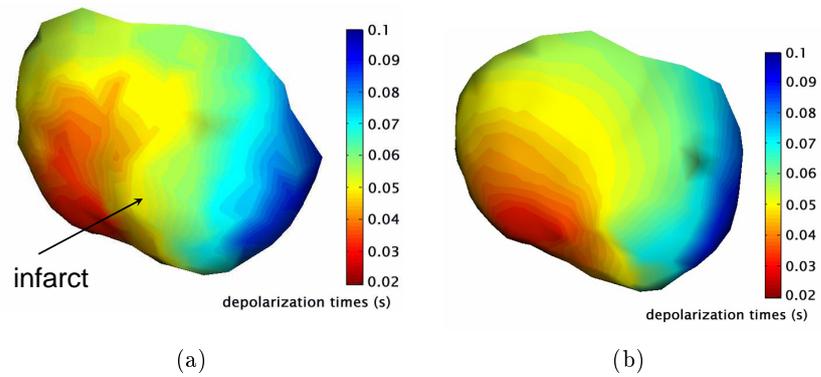


FIG. 5.13 – (a) Cartes d'isochrones fournies par le laboratoire de Cardio-Energetics. On indique l'emplacement de la zone infarctée (en réalité cette zone est située plutôt au niveau de l'endocardie que de l'épicarde); (b) Isochrones simulées après estimation des conductivités; (c) Carte de conductivité apparente du coeur, la conductivité étant constante pour chaque région. On a une bonne corrélation entre les zones de faible conductivité et les zones infarctées.

Chapitre 6

Projet de Recherche

Mon projet de recherche poursuit les axes développés dans les chapitres 5 et 4. On distingue ci-dessous les axes de recherches méthodologiques de ceux plus applicatifs.

6.1 Principaux axes de recherche Méthodologiques

Les principaux axes de recherche que l'on développera concernent :

1. **Une approche permettant de combiner les avantages des approches Eulériennes et Lagrangiennes pour la segmentation d'images médicales.** Dans le domaine de la segmentation d'images, deux approches concurrentes existent pour représenter les contours ou surfaces déformables. La première fondée sur une formulation Lagrangienne (par exemple les maillages simplex) permet une interaction aisée de l'utilisateur grâce à des temps de calculs très favorables. L'approche Eulérienne, par exemple les surfaces de niveau, autorise les changements de topologie de ces surfaces et permet de calculer efficacement la courbure de la frontière. L'objectif est ici de définir une approche intégrant à la fois la notion de frontière et de région, autorisant ainsi l'application optimale d'algorithmes (modification interactive de la frontière, changement de topologie,...) à l'une ou à l'autre représentation. Pour ce faire, il convient de proposer et d'étudier des méthodes de passage entre représentation explicite et implicite des surfaces.
2. **La géométrie des maillages simplex.** Il reste un nombre important de propriétés à étudier concernant les maillages simplex. Il s'agit tout d'abord de regarder un peu plus en détail les propriétés topologiques de ces maillages et notamment les propriétés de dualité avec les maillages triangulaires. Mais c'est sur les propriétés géométriques de ces maillages qu'il convient d'avancer. On peut ainsi citer les pistes de recherche suivantes :
 - **Définition d'une représentation géométrique continue C^1 et C^2 de type spline sur les maillages simplex.** En effet, les splines "S-Patches" proposées par Loop et Derose [?] ne tiennent pas compte de la topologie spécifiques des maillages simplex.
 - **Définitions géométriques des 1-maillages simplex de \mathbb{R}^3 .** Pour ces variétés de codimension 2, les notions discrètes de courbure et de torsion que j'ai proposées ne

sont pas satisfaisantes car elle n'aboutissent pas à une formulation discrète simple du trièdre mobile de Frénet.

- **Étude des propriétés de l'angle simplexe.** En particulier, il convient de relier l'angle simplexe aux autres grandeurs angulaires du tétraèdre (angle solide et dièdre) et de regarder de plus près son implication dans le critère de Delaunay.

Enfin, il reste un thème de recherche beaucoup plus ambitieux qui consiste à définir une géométrie différentielle sur les maillages discrets (triangulaires ou simplexes) permettant de définir des relations similaires (équations du trièdre mobile et des équations de compatibilité) à celles de la géométrie différentielle sur les variétés différentiables. On associera à cette étude, la mise en oeuvre de fonctionnelles régularisantes fondées sur ces notions géométriques (intégrale du carré de la courbure par exemple) et pouvant être appliquées à la segmentation d'images ou à la simulation de surfaces membranaires.

3. **L'optimisation des modèles physiques de tissus mous pour le calcul temps-réel.**

Il reste dans ce domaine au moins deux importants défis à relever.

- **Généraliser les précalculs de déformations à des modèles élastiques non linéaires.** Pour cela, on peut s'intéresser à la résolution des équations matricielles algébriques du troisième ordre (par exemple avec des bases de Groebner), ou à des méthodes de résolution numérique approchée.
- **Proposer des modèles d'élasticité non-linéaires qui autorisent les changements de topologie tout en restant efficaces.** L'approche que nous avons proposée [] reste limitée à l'élasticité de St Venant Kirchoff et à un nombre limité d'éléments (quelques milliers).
- **Étendre le modèle élastique linéaire afin qu'il autorise les découpes.** Il est sans doute possible grâce à la formule de Sherman-Morrison-Woodbury citée de mettre à jour la matrice de compliance de manière suffisamment efficace lors d'un changement de topologie.
- **Optimiser dynamiquement la nature des modèles physiques en fonction de l'action de l'utilisateur.** Ainsi lorsque l'utilisateur approche son instrument de découpe à proximité du foie, il serait utile de transformer un modèle précalculé (consommant peu de ressource de calcul mais beaucoup de mémoire) en un modèle dynamique autorisant des découpes (consommant beaucoup plus de ressource de calcul). De manière inverse, lorsqu'une zone d'un maillage n'est plus soumise à des découpes, il serait judicieux que celle-ci précalcule à nouveau une base de déformation associée à sa nouvelle topologie.

4. **Définir un cadre permettant d'améliorer la robustesse des algorithmes de segmentation à l'aide de surfaces déformables.**

On poursuivra les travaux entrepris dans deux directions. La première consiste à améliorer la définition du terme d'attache aux données en combinant efficacement la notion de frontière et de région afin de mieux prendre en compte la texture des structures et l'effet de volume partiel. La deuxième direction vise à inclure des boucles de rétroaction dans le processus de segmentation permettant modifier la stratégie de segmentation lorsque l'apparence ou la forme de la structure ne correspond

pas à celles attendues.

5. **Définir des méthodes de couplage entre des modèles physiques et physiologiques et des données issues d'images ou de signaux biomédicaux.** Il s'agit d'une problématique croissante liée au développement concomitant de la modélisation numérique du corps humain et de l'imagerie fonctionnelle. La résolution de problèmes inverses consistant à estimer des paramètres d'un modèle à partir d'observations a déjà été abordé dans deux applications : la modélisation biomécanique du cerveau et la modélisation électrique du coeur. A court terme, on travaillera sur l'estimation de paramètres mécaniques du coeur et l'estimation de la diffusivité de tumeurs cérébrales. Il ne semble pas à première vue qu'il puisse y avoir une méthodologie générique d'estimation que l'on puisse décliner pour une série de problèmes inverses. Au contraire, notre approche sera de formuler des méthodes d'estimation de paramètres qui soient spécifiques au modèle et aux données considérées et qui tiennent compte des contraintes applicatives (précision requise sur les paramètres, temps de calcul, ...). On pourra ainsi utiliser des méthodes classiques d'estimation (approches variationnelles ou par séquentielles) ou encore proposer des méthodes dédiées en fonction de la nature du problème. Des collaborations avec des équipes de recherche spécialisées sur cette thématique sont en train d'être mises en place.

6.2 Principaux axes de recherche Applicatifs

On résume ci-dessous quatre domaines applicatifs liée à l'imagerie médicale qui feront principalement l'objet de recherche au cours des prochains mois :

1. **Imagerie Pathologique Cérébrale.** On poursuivra les efforts de modélisation de la croissance de tumeurs cérébrales en prenant en comptant la direction des fibres de matière blanche. Une étape importante devra être franchie en effectuant une validation du modèle à partir de données IRM de spectroscopie de masse qui devrait permettre de mesure la densité tumorale. De plus, il est important de pouvoir estimer la vitesse d'infiltration ou encore la poussée induite (effet mécanique) des tumeurs grâce à la résolution de problèmes inverses. Cette étude se fera dans le cadre de la thèse de Ender Konukoglu (démarrage en octobre 2005) avec N. Ayache.
2. **Imagerie Cardiaque.** Dans le cadre de la thèse de C. Marboeuf, on étudiera les méthodes de suivi du mouvement en échocardiographie 2D puis 3D. L'objectif est de pouvoir suivre de manière robuste le mouvement les parois ventriculaires, la valve mitrale et de détecter les anomalies du mouvement dans des cas d'insuffisance cardiaque. En parallèle, je vais coordonner l'action de recherche concertée CardioSense3D qui regroupe 3 équipes de recherche (MACS, REO, SOSSO2) en sus de l'équipe EPIDAURE/ASCLEPIOS. Son objectif est de développer des outils logiciels permettant de modéliser l'activité électromécanique du coeur. Nous travaillerons sur les trois axes de recherche suivants :
 - La construction d'un simulateur de l'activité cardiaque couplant les 4 phénomènes physiologiques suivants : électrophysiologie, contraction mécanique, perfusion et métabolisme cardiaques ;

- La création de modèles personnalisés du coeur grâce à l'estimation de paramètres à partir d'images médicales ou de signaux électriques d'un patient ;
- La construction d'applications pour résoudre des problèmes cliniques.

Au sein de l'équipe EPIDAURE, je travaillerai avec M. Sermesant et N. Ayache et un doctorant pour créer automatiquement des modèles personnalisés du coeur en estimant les paramètres mécaniques (contractilité et rigidité des fibres) et électriques (conductivité) à partir d'images médicales.

3. **Imagerie Abdominale.** Il s'agit de reconstruire des organes "mous" de l'abdomen tels que le foie, la rate, le rectum, la vessie, la prostate et les reins à des fins de diagnostic (volumétrie, morphométrie,..) ou de planification thérapeutique (radiothérapie, chirurgie,..). Plus précisément ce travail se fera dans le cadre de la thèse de J. Costa et du projet européen MAESTRO et en étroite collaboration avec la société DOSISOFT. On poursuivra également la collaboration avec l'IRCAD pour prendre en compte les cas les plus difficiles de segmentation du foie (résection hépatique partielle,...) mais aussi pour suivre l'évolution des lésions hépatiques au cours du temps.
4. **Simulation de chirurgie** On poursuivra les travaux en commun avec les équipes ALCOVE et EVASION afin de mettre en place une plate-forme logicielle permettant de mettre en oeuvre de manière efficace et aisée les différents composants logiciels (détection de collision, retour d'effort, déformation des tissus mous, rendu visuel) d'un simulateur de chirurgie. De plus, dans le cadre du projet européen ODYSSEUS, regroupant l'IRCAD et les industriels SIMSURGERY et STORZ on mettra en oeuvre à partir de cette plate-forme logicielle un simulateur de chirurgie abdominal.

Bibliographie

- [1] M. J. Ackerman. The visible human project. *Proceedings of the IEEE: Special Issue on Surgery Simulation*, 86(3):504–511, March 1998.
- [2] R. Aliev and A. Panfilov. A simple two-variable model of cardiac excitation. *Chaos, Solitons & Fractals*, 7(3):293–301, 1996.
- [3] C. Allouche, S. Makram, N. Ayache, and H. Delingette. A new kinetic modeling scheme for the human left ventricle wall motion with MR-tagging imaging. In *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH'01)*, number 2230 in Lecture Notes in Computer Science (LNCS), pages 61–68. Springer, 2001.
- [4] N. Ayache. *Artificial Vision for Mobile robots - Stereo-vision and Multisensor Perception*. MIT-Press, 1991. 342 pages.
- [5] Rémis Balaniuk. Using fast local modeling to buffer haptic data. In *Proceeding of the 4th PhantoM User Group Workshop (PUG'99)*, pages 7–11, Cambridge, Oct. 1999.
- [6] D. Baraff, A. Witkin, and M. Harada. Interactive Physically-based Manipulation of Discrete/Continuous Models. *Computer Graphics (SIGGRAPH'95)*, 1995.
- [7] M. Bertero, Poggio T., and V. Torre. Ill-posed problems in early vision. Technical Report A.I. Memo 924, M.I.T., A.I. Laboratory, May 1987.
- [8] G. Bertrand and G. Malandain. A new characterization of three-dimensional simple points. *Pattern Recognition Letters*, 15(2):169–175, February 1994.
- [9] J. Bestel, F. Clément, and M. Sorine. A biomechanical model of muscle contraction. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, volume 2208 of *Lecture Notes in Computer Science (LNCS)*, pages 1159–1161. Springer, 2001.
- [10] A. Blake and A. Zisserman. *Visual Reconstruction*. MIT Press, 1987.
- [11] V. Borrelli, Frédéric Cazals, and Jean-Marie Morvan. On the angular defect of triangulations and the pointwise approximation of curvatures. *Computer Aided Geometric Design*, 6(20):319–341, 2003.
- [12] M. Brady and B.K.P. Horn. Rotationally symmetric operators for surface interpolation. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, pages 70–94, 1983.
- [13] I.N. Bronshtein and K.A. Semendyayev. *Handbook of Mathematics*. Van Nostrand Reinhold Company, 1985.
- [14] A.N Bruckstein, A.M.and Netravali. On minimal trajectories. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 1990.

- [15] Levy Bruno. Constrained texture mapping. In *SIGGRAPH 2001, Los Angeles, USA*. ACM, Addison Wesley, August 2001.
- [16] Grigore Burdea. *Haptics and Touch Feedback in Virtual Reality*. John Wiley & Sons, New York, 1996.
- [17] P. Cachier and N. Ayache. Isotropic energies, filters and splines for vectorial regularization. *J. of Math. Imaging and Vision*, 20(3):251–265, May 2004.
- [18] P. Cachier, E. Bardinet, D. Dormont, X. Pennec, and N. Ayache. Iconic Feature Based Nonrigid Registration: The PASHA Algorithm. *CVIU — Special Issue on Nonrigid Registration*, 89(2-3):272–298, Feb.-march 2003.
- [19] George Celniker and Dave Gossard. Deformable curve and surface finite-elements for free-form shape design. In *Computer Graphics (SIGGRAPH'91)*, pages 257–266, July 1991.
- [20] K. Chinzei and K. Miller. Compression of swine brain tissue ; experiment in vitro. *Journal of Mechanical Engineering Laboratory*, pages 106–115, July 1996.
- [21] O. Clatz, P.Y. Bondiau, H. Delingette, G. Malandain, M. Sermesant, S. K. Warfield, and N. Ayache. In silico tumor growth: Application to glioblastomas. In C. Barillot, D.R. Haynor, and P. Hellier, editors, *Proc. of the 7th Int. Conf on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004 (2)*, volume 3217 of *LNCS*, pages 337–345, Saint-Malo, France, September 2004. Springer Verlag.
- [22] O. Clatz, H. Delingette, E. Bardinet, D. Dormont, and N. Ayache. Création d'un modèle biomécanique spécifique du cerveau par l'analyse d'images et son application à la neurochirurgie stéréotaxique. *Mecanique et Industrie*, 4(4):429–433, 2003. Numéro spécial CFM 2003.
- [23] O. Clatz, H. Delingette, E. Bardinet, D. Dormont, and N. Ayache. Patient specific biomechanical model of the brain: Application to parkinson's disease procedure. In N. Ayache and H. Delingette, editors, *International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling (IS4TM'03)*, volume 2673 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 321–331, Juan-les-Pins, France, 2003. INRIA Sophia Antipolis, Springer-Verlag.
- [24] O. Clatz, H. Delingette, I.F. Talos, A. Golby, N. Ayache, R. Kikinis, F. Jolesz, and S. Warfield. Robust nonrigid registration to capture brain shift from intraoperative MRI. In *5th Interventional MRI Symposium*, Cambridge, MA. USA, October 2004.
- [25] T.F. Cootes, C.J. Taylor, A. Lanitis, D.H. Cooper, and J. Graham. Building and using flexible models incorporating grey-level information. In *Proc. of the Fourth Int. Conf. on Computer Vision (ICCV'93)*, pages 242–245, 1993. Berlin.
- [26] Sabine Coquillart. Extended free-form deformation: A sculpturing tool for 3D geometric modeling. In Forest Baskett, editor, *Computer Graphics (SIGGRAPH '90 Proceedings)*, volume 24, pages 187–196, August 1990.
- [27] S. Cotin. *Modèles anatomiques déformables en temps réel: Application à la simulation de chirurgie avec retour d'effort*. Thèse de sciences, Université de Nice Sophia-Antipolis, November 1997.
- [28] E. Crampin, M. Halstead, P. Hunter, P. Nielsen, D. Noble, N. Smith, and M. Tawhai.

-
- Computational physiology and the physiome project. *Experimental Physiology*, 89(1):1–26, 2004.
- [29] C. Cutting. Applications of computer graphics to the evaluation and treatment of major craniofacial malformations. In J. Udupa and G. Herman, editors, *3D imaging in medicine*, chapter 6, pages 163–189. CRC-Press, 1991.
- [30] H. Delingette. Intrinsic stabilizers of planar curves. In *3rd European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, Stockholm, Sweden, June 1994.
- [31] H. Delingette. *Modélisation, Déformation et Reconnaissance d'objets tridimensionnels à l'aide de maillages simplexes*. Thèse de sciences, Ecole Centrale de Paris, July 1994.
- [32] H. Delingette. Initialization of deformable models from 3D data. In *Proceedings of the Sixth Int. Conf. on Computer Vision (ICCV'98)*, pages 311–316, Bombay, India, January 1998.
- [33] H. Delingette. On smoothness measures of active contours and surfaces. In *IEEE Workshop on Variational and Level Set Methods in Computer Vision (VLSM 2001)*, pages 43–50, Vancouver, Canada, July 2001. IEEE Society.
- [34] H. Delingette and N. Ayache. Soft tissue modeling for surgery simulation. In N. Ayache, editor, *Computational Models for the Human Body*, Handbook of Numerical Analysis (Ed: Ph. Ciarlet), pages 453–550. Elsevier, 2004.
- [35] H. Delingette and N. Ayache. Hepatic surgery simulation. *Communications of the ACM*, 48(2):31–36, February 2005.
- [36] H. Delingette, E. Bardinet, D. Rey, J-D. Lemarechal, J. Montagnat, S. Ourselin, A. Roche, D. Dormont, J. Yelnik, and N. Ayache. Yav++: a software platform for medical image processing and visualization. In *Workshop on Interactive Medical Image Visualization and Analysis satellite symposia of MICCAI, IMIVA'01*, Utrecht, The Netherlands, October 2001.
- [37] H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. Energy functions for regularization algorithm. In *Geometric Methods in Computer Vision, SPIE Vol. 1570*, pages 104–115. SPIE, 1991.
- [38] H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. Trajectory generation with curvature constraint based on energy minimization. In *Int. Robotics Systems (IROS'91)*, Osaka, November 1991.
- [39] H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. A spherical representation for the recognition of curved objects. In *Proceedings of the Fourth International Conference on Computer Vision (ICCV'93)*, pages 103–112, Berlin, May 1993. IEEE.
- [40] H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. A spherical representation for the recognition of curved objects. In *Image Understanding Workshop*, pages 547–838, 1993.
- [41] H. Delingette and J. Montagnat. New algorithms for controlling active contours shape and topology. In D. Vernon, editor, *European Conference on Computer Vision (ECCV'2000)*, number 1843 in LNCS, pages 381–395, Dublin, Ireland, June 2000. Springer.
- [42] H. Delingette and J. Montagnat. Shape and topology constraints on parametric active contours. *Computer Vision and Image Understanding*, 83(2):140–171, 2001.
- [43] H. Delingette, Y. Watanabe, and Y. Suenaga. Simplex based animation. In N. Thalmann

- and D. Thalmann, editors, *Models and Techniques in Computer Animation (Computer Animation'93)*, pages 13–28. Springer-Verlag, May 1993.
- [44] Herve Delingette, Martial Hébert, and Katsuchi Ikeuchi. Representation and recognition of free-form surfaces. Technical Report CMU-CS-92-214, Carnegie-Mellon University, Pittsburgh, PA, 1992.
- [45] Hervé Delingette, Gérard Subsol, Stéphane Cotin, and Jérôme Pignon. A craniofacial surgery simulation testbed. In *Visualization in Biomedical Computing (VBC'94)*, pages 607–618, octobre 1994.
- [46] Mathieu Desbrun, Mark Meyer, Peter Schröder, and Alan H. Barr. Implicit fairing of irregular meshes using diffusion and curvature flow. *Proceedings of SIGGRAPH 99*, pages 317–324, August 1999. ISBN 0-20148-560-5. Held in Los Angeles, California.
- [47] D. DiFrancesco and D. Noble. A model of cardiac electrical activity incorporating ionic pumps and concentration changes. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 307:353–398, 1985.
- [48] J. Duchon. Splines minimizing rotation-invariant semi-norms in sobolev spaces. In *Constructive Theory of Functions of several Variables*, pages 85–100, 1977.
- [49] D. Durrer, R. van Dam, G. Freud, M. Janse, F. Meijler, and R. Arzbaecher. Total excitation of the isolated human heart. *Circulation*, 41(6):899–912, 1970.
- [50] M. Eck and Hugues Hoppe. Automatic reconstruction of b-spline surfaces of arbitrary topological type. In *Computer Graphics (SIGGRAPH'96)*, 1996.
- [51] G. Farin. Triangular bernstein-bezier patches. *Computer Aided Geometric Design*, 3:83–127, 1985.
- [52] O. Faris, F. Evans, D. Ennis, P. Helm, J. Taylor, A. Chesnick, M. Guttman, C. Ozturk, and E. McVeigh. Novel technique for cardiac electromechanical mapping with magnetic resonance imaging tagging and an epicardial electrode sock. *Annals of Biomedical Engineering*, 31(4):430–440, 2003.
- [53] R. FitzHugh. Impulses and physiological states in theoretical models of nerve membrane. *Biophysical Journal*, 1:445–466, 1961.
- [54] C. Forest., H. Delingette, and N. Ayache. Removing tetrahedra from manifold tetrahedralisation : application to real-time surgical simulation. *Medical Image Analysis*, 9(2):113–122, April 2005.
- [55] Clément Forest. *Simulation de chirurgie par coelioscopie : contributions à l'étude de la découpe volumique, au retour d'effort et à la modélisation des vaisseaux sanguins*. PhD thesis, École Polytechnique, March 2003.
- [56] Clément Forest, Hervé Delingette, and Nicholas Ayache. Surface contact and reaction force models for laparoscopic simulation. In *International Symposium on Medical Simulation*, June 2004.
- [57] A.F. Frangi, W.J. Niessen, and M.A. Viergever. Three-Dimensional Modeling for Functional Analysis of Cardiac Images: A Review. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(1):2–25, 2001.

-
- [58] A. Guézic, X. Pennec, and N. Ayache. Medical image registration using geometric hashing. *IEEE Computational Science & Engineering, special issue on Geometric Hashing*, 4(4):29–41, 1997. Oct-Dec.
- [59] A. Guézic, G. Taubin, F. Lazarus, and W. Horn. Converting sets of polygons to manifold surfaces by cutting and stitching. In *Proc. IEEE Visualization (Viz'98)*, pages 383–390, 1998.
- [60] A. Hodgkin and A. Huxley. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *Journal of Physiology*, 177:500–544, 1952.
- [61] B.K.P. Horn. Extended gaussian images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 72(12):1671–1686, December 1984.
- [62] E. Hsu and C. Henriquez. Myocardial fiber orientation mapping using reduced encoding diffusion tensor imaging. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 3:325–333, 2001.
- [63] P. Hunter, A. Pullan, and B. Smaill. Modeling total heart function. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 5:147–177, 2003.
- [64] K. Ikeuchi and K.S. Hong. Determining linear shape change: Toward automatic generation of object recognition program. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing: Image Understanding*, 53(2):154–170, March 1991.
- [65] K. Ikeuchi and B.K.P. Horn. Numerical shape from shading and occluding boundaries. *Artificial Intelligence*, pages 141–184, 1981.
- [66] M. Kallay. Plane curves of minimal energy. *ACM Transactions on Mathematical Software*, 196.
- [67] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. Snakes: Active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1:321–331, 1988.
- [68] Y. Katawama and B.I. Hartman. Smooth local path planning for autonomous vehicles. In *IEEE Conference on Robotics and Automation*, pages 1265–1270, Scottsdale, Arizona, May 1989.
- [69] B. Kimia, A. Tannenbaum, and S. Zucker. On the evolution of curves via a function of curvature i. the classical case. *Journal of Mathematical Analysis and Applications*, 163:438–458, 1992.
- [70] C. Loop and T. DeRose. Generalized b-spline surfaces of arbitrary topology. In *Computer Graphics (SIGGRAPH'90)*, volume 24, pages 347–356, 1990.
- [71] C. Luo and Y. Rudy. A model of the ventricular cardiac action potential: depolarization, repolarization, and their interaction. *Circulation Research*, 68:1501–1526, 1991.
- [72] N. Ayache M. Sermesant, H. Delingette. Ieee transaction on medical imaging. *An Electromechanical Model of the Heart for Image Analysis and Simulation*, 2005. accepted for publication.
- [73] A. McCulloch, D. Sung, M. Thomas, and A. Michailova. Experimental and computational modeling of cardiac electromechanical coupling. In *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, number 2230 in Lecture Notes in Computer Science (LNCS), pages 113–119. Springer, 2001.

- [74] D. Metaxas and D. Terzopoulos. Constrained deformable superquadrics and nonrigid motion tracking. In *Proc. of Int. Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CV-PR'91)*, pages 337–343, Maui, Hawaii, June 1991.
- [75] Dimitris N. Metaxas and Ioannis A. Kakadiaris. Elastically adaptive deformable models. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 10(24):1310–1321, 2004.
- [76] Mark Meyer, Haeyoung Lee, Mathieu Desbrun, and Al Barr. Generalized barycentric coordinates on irregular polygons. *Journal of Graphics Tools*, 7(1):13–22, 2002.
- [77] S.C. Mitchell, J.G. Bosch, B.P.F. Lelieveldt, R. J. van der Geest, J.H.C. Reiber, and M. Sonka. 3-d active appearance models: Segmentation of cardiac mr and ultrasound images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21:1167–1178, 2002.
- [78] J. Montagnat and H. Delingette. Globally constrained deformable models for 3D object reconstruction. *Signal Processing*, 71(2):173–186, 1998.
- [79] J. Montagnat and H. Delingette. Space and time shape constrained deformable surfaces for 4d medical image segmentation. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'2000)*, volume 1935 of *Lectures Notes in Computer Science*, pages 196–205, Pittsburgh, USA, October 2000. Springer.
- [80] J. Montagnat and H. Delingette. 4d deformable models with temporal constraints : application to 4d cardiac image segmentation. *Medical Image Analysis*, 9(1):87–100, February 2005.
- [81] J. Montagnat, H. Delingette, and G. Malandain. Cylindrical echocardiographic images segmentation based on 3D de formable models. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*, volume 1679 of *Lectures Notes in Computer Science*, pages 168–175, Cambridge, UK, September 1999. Springer.
- [82] Valérie Moreau-Villéger, Hervé Delingette, Maxime Sermesant, Hiroshi Ashikaga, Owen Faris, Elliot McVeigh, and Nicholas Ayache. Estimating local apparent conductivity with a 2-d electrophysiological model of the heart. In *Proc. of Functional Imaging and Modeling of the Heart 2005 (FIMH'05)*, LNCS. Springer, June 2005. To appear.
- [83] H. P. Moreton and C. H. Sequin. Functional optimization for fair surface design. In *Computer Graphics (SIGGRAPH'92)*, pages 167–176, July 1992.
- [84] D. Noble. Modeling the heart. *Physiology*, 19:191–197, 2004.
- [85] X. Papademetris, A.J. Sinuas, D.P. Dione, R.T. Constable, and J.S. Duncan. Estimating 3D Strain from 4D Cine-MRI and Echocardiography: In-Vivo Validation. In *Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery (MICCAI 2000)*, volume 1935 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 678–687, Pittsburgh, USA, October 2000. Springer.
- [86] X. Papademetris, A. J. Sinusas, D. P. Dione, and J. S. Duncan. Estimation of 3D left ventricle deformation from echocardiography. *Medical Image Analysis*, 5(1):17–28, 2001.
- [87] G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache. Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation. *Graphical Models*, 65(5):305–321, September 2003.
- [88] A. Pitiot, H. Delingette, N. Ayache, and P.M. Thompson. Expert-knowledge-guided segmentation system for brain mri. In Randy E. Ellis and Terry M. Peters, editors, *Medical*

Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI'03, volume 2879 of *LNCS*, pages 644–652, Montreal, November 2003. Springer Verlag.

- [89] A. Pitiot, H. Delingette, P.M. Thompson, and N. Ayache. Expert knowledge guided segmentation system for brain MRI. *NeuroImage*, 23(supplement 1):S85–S96, 2004. Special Issue: Mathematics in Brain Imaging.
- [90] A. Pitiot, A. Toga, N. Ayache, and P. Thompson. Texture based mri segmentation with a two-stage hybrid neural classifier. In *World Congress on Computational Intelligence / INNS-IEEE International Joint Conference on Neural Networks WCCI-IJCNN'02*, 2002.
- [91] T. Poggio, V. Torre, and C. Koch. Computational vision and regularization theory. *Nature*, 317(6035):314–319, 1985.
- [92] Andreas Pommert, Karl Heinz Höhne, Bernhard Pflesser, Martin Riemer, Thomas Schiekmann, Rainer Schubert, Ulf Tiede, and Udo Schumacher. A Highly Realistic Volume Model derived from the Visible Human Male. In *Proceedings of the 3rd Visible Human Project Conference*, Bethesda, USA, October 2000.
- [93] W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky, and W. T. Vetterling. *Numerical Recipes in FORTRAN: The Art of Scientific Computing 2nd ed.* Cambridge University Press, Cambridge, England, 1992.
- [94] K. Rhode, M. Sermesant, D. Brogan, S. Hegde, J. Hipwell, P. Lambiase, E. Rosenthal, C. Bucknall, S. A. Qureshi, J. S. Gill, R. Razavi, and D. Hill. Ieee transaction on medical imaging. *A system for real-time XMR guided cardiovascular intervention*, 2005. accepted for publication.
- [95] Cotin S, Dawson S, Meglan D, Shaffer D, Ferrell M, Bardsley R, Morgan F, Nagano T, Nikom J, Waltermann M, and Wendlandt J. Icts, an interventional cardiology training system. In *Proc. of IMedicine Meets Virtual Reality(MMVR'00)*, pages 59–65. IOS Publishing, January 2000.
- [96] T. L. Saaty and P. C. Kainen. *The Four-Color Problem, assaults and conquests*, chapter Part 1, Chapter 3. Dover, 1986.
- [97] W. J. Schroeder, J. Zarge, and W. Lorensen. Decimation of triangles meshes. In *Computer Graphics (SIGGRAPH'92)*, volume 26. ACM, August 1992.
- [98] M. Sermesant, Y. Coudière, H. Delingette, N. Ayache, and J.A. Désidéri. An electro-mechanical model of the heart for cardiac image analysis. In W.J. Niessen and M.A. Viergever, editors, *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, volume 2208 of *LNCS*, pages 224–231, Utrecht, The Netherlands, October 2001.
- [99] J.A. Sethian. Level set techniques for tracking interfaces: Fast algorithms, multiple regions, grid generation and shape/character recognition. In *Proceedings of the International Conference on Curvature Flows and Related Topics*, pages 215–231, Trento, Italy, 1995.
- [100] L. Soler. *Une nouvelle méthode de segmentation des structures anatomiques et pathologiques: application aux angioscanners 3D du foie pour la planification chirurgicale*. Thèse de sciences, université de Paris XI, Orsay, November 1998.

- [101] D. Streeter. *Handbook of Physiology*, chapter the cardiovascular system: gross morphology and fiber geometry of the heart. Williams & Wilkins, 1979.
- [102] K.R. Swanson, E.C. Alvord Jr, and J.D. Murray. Virtual brain tumours (gliomas) enhance the reality of medical imaging and highlight inadequacies of current therapy. *British Journal of Cancer*, 86(1):14–18, January 2002.
- [103] G. Taubin. Curve and surface smoothing without shrinkage. In *Proceedings of the Fifth International Conference on Computer Vision (ICCV'95)*, pages 852–857, Boston, USA, June 1995.
- [104] D. Terzopoulos. *Multiresolution Computation of Visible-Surface Representation*. PhD thesis, MIT, Cambridge, MA, USA, 1984.
- [105] D. Terzopoulos. Regularization of inverse visual problems involving discontinuities. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, pages 413–424, 1986.
- [106] A.N. Tikhonov and V.A. Arsenin. *Solutions of Ill-Posed Problems*. Winston, 1987.
- [107] J. Tohka. Global deformable surface optimization using adaptive constraints and penalties. In *Image Analysis and Stereology*, number 24, pages 9–19, 2005.
- [108] X.L. Xie and G. Beni. A validity measure for fuzzy clustering. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13:841–847, 1991.

Deuxième partie

Synthèse des Activités

Curriculum Vitae

Hervé Delingette

Projet Epidaure - INRIA Sophia-Antipolis
2004, Route des Lucioles BP 93
06 902 Sophia Antipolis Cedex
Tel: +33 4 92 38 77 64
Fax: +33 4 92 38 76 69
Mel : Herve.Delingette@inria.fr

38 ans, marié

FORMATION

- 1993-1994 - Doctorat (*Modélisation, Déformation et Reconnaissance d'objets tridimensionnels à l'aide de maillages simples*) présenté à l'École Centrale de Paris (en Génie des systèmes) et obtenu avec une mention très honorable et les félicitations du jury.
- 1986-1989 - Diplôme d'ingénieur de l'École Centrale de Paris, option Robotique.
- 1984-1986 - Baccalauréat C (mention *Très Bien*). Classes préparatoires Lycée Carnot (Dijon).

PARCOURS PROFESSIONNEL

- depuis Mai 2005 - Responsable de l'action d'envergure nationale CARDIOSENSE3D : modélisation électromécanique du coeur
- Juin 2002 - **Directeur de Recherche à l'INRIA Sophia-Antipolis**
- Septembre 1994 - Chargé de Recherche deuxième classe au sein de l'équipe Epidaure à l'INRIA Sophia-Antipolis
- Depuis 1994 - Activité de consultant scientifique pour plusieurs entreprises (l'Institut Français du Pétrole, Philips Research Paris, Data Proxima, etc)
- 1992-1993 - Chercheur pendant 7 mois aux laboratoires d'interface homme-machine (Hi-Labs) de **Nippon Telegraph and Telephone** (NTT) à Yokosuka (Japon) : Modélisation et animation de modèles déformables et adaptatifs
- 1989-1992 - Chercheur au **Robotics Institute de Carnegie-Mellon University** à Pittsburgh (Etats-Unis) au titre de boursier Lavoisier puis de V.S.N.A. : Reconstruction 3D d'échantillons rocheux (Projet **Mars Rover** financé par la **NASA**) et reconnaissance d'objets tridimensionnels

ACTIVITÉ DE RECHERCHE

- Prix d'Excellence**
- Co-lauréat du *prix du meilleur article* de la conférence IEEE Robotics and Automation à Séoul en 1991
 - Co-lauréat du *prix Laval Virtual* section médecine en 1999
- Comité de Programme**
- ECCV, ICPR, MICCAI, IMRV, VRIC, ISMS, FIMH, CASA, RECPAD, CFM, several workshops
- Comité de Lecture**
- Eurographics, SIGGRAPH, ICCV, CVPR, IPMI, VBC
- Area Chair**
- MICCAI 2004
- Chair**
- Co-organisateur de la *conférence IS4TM* à Juan-les-Pins en juin 2003
- Encadrement**
- Encadrement de *12 stagiaires niveau MASTER* et co-encadrement de *11 doctorants*
- Responsabilité Locale**
- Depuis 2002, membre du comité d'utilisation des moyens informatiques de l'unité de recherche de Sophia-Antipolis
- Responsabilité Nationale**
- *Directeur Scientifique* d'une école d'été internationale CIMPA-UNESCO sur le thème de la Réalité Virtuelle à Nice en 1995
 - *Co-animateur* du groupe de travail "Réalité Virtuelle" du pôle PRC-CHM géré par le CNRS de 1994 à 1998.
 - *Organisation et Animation* de l'action incitative INRIA (1997-1999) sur le thème de la simulation de chirurgie, groupant 5 projets sur 3 sites.
 - Membre de la Commission d'Evaluation de l'INRIA (2004-2005).
- Visibilité Internationale**
- Co-auteur d'un chapitre de livre pour un volume de la série "Handbook of Numerical Analysis"
 - Articles invités dans le magazine "Communications of the ACM" et "Proceedings of the IEEE"
 - Index de Citation: 609 (citeseer.ist.psu.edu)
 - Nombreuses conférences invités lors de conférences (CURAC'04, DIMACS'03, CFM'03, Swiss CO-ME, WDM'03, etc) ou lors de visite à des laboratoires de recherche (Carnegie-Mellon University, CaseWestern University, University of Wisconsin, Université Hébraïque de Jérusalem et Université Ben-Gourion, Siemens Corporate Research, Philips Research, etc)
 - Membre de 23 jurys de thèse dont 4 à l'étranger (Canada, UK, Danemark, Finlande)
- Activité de Transferts**
- Projet Européen Roboscope (1998-2000)
 - Projet Européen MASTER (sous-contractant de l'IRCAD) (1997-1999)
 - Projet Européen ODYSSEUS (2004-2008)
 - Philips research Paris: activité de conseil et de transfert de logiciel
 - Contrats avec IFREMER, DATA PROXIMA
 - Co-fondateur de la société QUANTIFICARE
 - Dépôt de 2 brevets

ACTIVITÉ D'ENSEIGNEMENT

- Depuis 2000 - Co-Responsable du cours d'un module de 24h du DEA I3 à l'université d'Orsay
- Depuis 2002 - Responsable d'un cours de 15h au sein de l'école doctorale de l'université de Nice Sophia-Antipolis (Master IGMMV)
- Depuis 1995 - Intervenant (12h) dans un module de 3ème année de l'Ecole Centrale de Paris commun avec le Master MVA

Liste des Publications

Livres et Actes de Conférence

1. N. Ayache and H. Delingette, editors. *Proceedings of the International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*, volume LNCS 2673 of *Lecture Notes in Computer Science*, Juan-les-Pins, France, June 2003. Springer-Verlag.
2. B. Mafart, H. Delingette, and G. Subsol, editors. *Three Dimensional Imaging in PaleoAnthropology and Prehistoric Archeology*, Liege, Belgium, 2002. BAR International Series 1049.

Thèse

1. H. Delingette. *Modélisation, Déformation et Reconnaissance d'objets tridimensionnels à l'aide de maillages simplexes*. Thèse de sciences, Ecole Centrale de Paris, July 1994.

Chapitres de Livre

1. Nicholas Ayache, Stéphane Cotin, and Hervé Delingette. Surgery simulation with visual and haptic feedback. In Y. Shirai and S. Hirose, editors, *Robotics Research, the Eighth International Symposium*, pages 311–316. Springer, 1998.
2. H. Delingette and N. Ayache. Soft tissue modeling for surgery simulation. In N. Ayache, editor, *Computational Models for the Human Body*, Handbook of Numerical Analysis (Ed: Ph. Ciarlet), pages 453–550. Elsevier, 2004.
3. H. Delingette and G. Subsol. L'image dans la réalité virtuelle. In *Nouvelles Interfaces Homme-Machine*, number 18 in ARAGO. Observatoire Français des Techniques Avancées, 1996.
4. M. Sermesant, H. Delingette, and N. Ayache. *Biomechanics Applied to Computer-Aided Diagnosis and Surgery*, chapter Electromechanical Modelling of the heart for application to therapy planning. Research Signpost Publisher, 2005.

Articles de revues avec comité de lecture

1. N. Ayache, S. Cotin, H. Delingette, J.-M. Clément, J. Marescaux, and M. Nord. Simulation of endoscopic surgery. *Journal of Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies (MITAT)*, 7(2):71–77, July 1998.
2. O. Clatz, H. Delingette, E. Bardinet, D. Dormont, and N. Ayache. Création d'un modèle biomécanique spécifique du cerveau par l'analyse d'images et son application à la neurochirurgie stéréotaxique. *Mécanique et Industrie*, 4(4):429–433, 2003. Numéro spécial CFM 2003.
3. S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics*, 5(1):62–73, January-March 1999.

4. S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. 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.
5. S. Cotin, H. Delingette, N. Ayache, J.M. Clement, J. Marescaux, and M. Nord. Simulation active de chirurgie endoscopique. *Revue Européenne de Technologie Biomédicale (RBM)*, 19(5):167–172, 1997.
6. H. Delingette. Towards realistic soft tissue modeling in medical simulation. *Proceedings of the IEEE: Special Issue on Surgery Simulation*, pages 512–523, April 1998.
7. H. Delingette. General object reconstruction based on simplex meshes. *International Journal of Computer Vision*, 32(2):111–146, September 1999.
8. H. Delingette and N. Ayache. Hepatic surgery simulation. *Communications of the ACM*, 48(2):31–36, February 2005.
9. H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. Shape representation and image segmentation using deformable surfaces. *Image and Vision Computing*, 10(3):132–144, April 1992.
10. H. Delingette and J. Montagnat. Shape and topology constraints on parametric active contours. *Computer Vision and Image Understanding*, 83(2):140–171, 2001.
11. J.-L. Dugelay, K. Fintzel, S. Valente, and H. Delingette. Clonage de visage et spatialisation video: Outils pour la téléconférence virtuelle. *Traitement du Signal*, 16(1):60–72, July 1999.
12. C. Forest., H. Delingette, and N. Ayache. Removing tetrahedra from manifold tetrahedralisation: application to real-time surgical simulation. *Medical Image Analysis*, 9(2):113–122, April 2005.
13. M. Hébert, H. Delingette, and K. Ikeuchi. Shape representation and image segmentation using deformable surfaces. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(7), June 1995.
14. J Marescaux, J M Clement, V Tasseti, C Koehl, S Cotin, Y Russier, D Mutter, H Delingette, and N Ayache. Virtual reality applied to hepatic surgery simulation: the next revolution. *Annals of Surgery*, 228(5):627–34, November 1998.
15. J. Montagnat and H. Delingette. Globally constrained deformable models for 3D object reconstruction. *Signal Processing*, 71(2):173–186, 1998.
16. J. Montagnat and H. Delingette. 4d deformable models with temporal constraints: application to 4d cardiac image segmentation. *Medical Image Analysis*, 9(1):87–100, February 2005.
17. J. Montagnat, H. Delingette, and N. Ayache. A review of deformable surfaces: topology, geometry and deformation. *Image and Vision Computing*, 19(14):1023–1040, December 2001.
18. J. Montagnat, M. Sermesant, H. Delingette, G. Malandain, and N. Ayache. Anisotropic filtering for model-based segmentation of 4d cylindrical echocardiographic images. *Pattern Recognition Letters - Special Issue on Ultrasonic Image Processing and Analysis*, 24(4-5):815–828, February 2003.
19. G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache. Modèle déformable élastique non-linéaire pour la simulation de chirurgie en temps réel. *Les Comptes Rendus de l'Académie des Sciences (CRAS), C.R. Biologies*, 325(4):335–344, 2002.
20. G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache. Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation. *Graphical Models*, 65(5):305–321, September 2003.
21. G. Picinbono, J-C. Lombardo, H. Delingette, and N. Ayache. Improving realism of a surgery simulator: linear anisotropic elasticity, complex interactions and force extrapolation. *Journal of Visualisation and Computer Animation*, 13(3):147–167, July 2002.
22. A. Pitiot, H. Delingette, P.M. Thompson, and N. Ayache. Expert knowledge guided segmentation system for brain MRI. *NeuroImage*, 23(supplement 1):S85–S96, 2004. Special Issue: Mathematics in Brain Imaging.

-
23. G. Quatrehomme, S. Cotin, G. Subsol, H. Delingette, Y. Garidel, G. Grévin, and M. Fidrich. A fully three-dimensional method for facial reconstruction based on deformable models. *Journal of Forensic Sciences*, 42(4):649–652, July 1997.
 24. David Rey, Gérard Subsol, Hervé Delingette, and Nicholas Ayache. Automatic detection and segmentation of evolving processes in 3D medical images: Application to multiple sclerosis. *Medical Image Analysis*, 6(2):163–179, June 2002.
 25. M. Sermesant, C. Forest, X. Pennec, H. Delingette, and N. Ayache. Deformable biomechanical models: Application to 4d cardiac image analysis. *Medical Image Analysis*, 7(4):475–488, December 2003.
 26. L Soler, H Delingette, G Malandain, N Ayache, C Koehl, J M Clement, O Dourthe, and J Marescaux. An automatic virtual patient reconstruction from ct-scans for hepatic surgical planning. *Stud Health Technol Inform*, 70:316–22, 2000.
 27. L Soler, H Delingette, G Malandain, J Montagnat, N Ayache, C Koehl, O Dourthe, B Malassagne, M Smith, D Mutter, and J Marescaux. Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from ct scans for hepatic surgery. *Comput Aided Surg*, 6(3):131–42, 2001.
 28. L. Soler, G. Malandain, and H. Delingette. Segmentation automatique: application aux angioscanners 3D du foie. *Traitement du signal*, 15(5):411–431, 1998.

Articles de revues sans comité de lecture

1. H. Delingette. Réalité virtuelle et médecine. *Revue de la société des électriciens et des électroniciens (REE)*, 8:43–45, September 1997.
2. H. Delingette. Réalité virtuelle et médecine. *Centraliens*, 552:17–18, February 2004.
3. L. Soler, N. Ayache, S. Nicolau, X. Pennec, C. Forest, H. Delingette, and J. Marescaux. Traitement d’images médicales pour la planification, la simulation et l’aide intra-opératoire des actes chirurgicaux. *La Revue de l’Electricité et de l’Electronique*, pages 64–71, janvier 2004.
4. L. Soler, N. Ayache, S. Nicolau, X. Pennec, C. Forest, H. Delingette, D. Mutter, and J. Marescaux. Traitements d’images médicales pour la planification, la simulation et l’aide intra-opératoire des actes chirurgicaux. In M. Faupel, P. Smigielski, and R. Grzymala, editors, *Imagerie et Photonique pour les sciences du vivant et la médecine*, pages 19–31. Edition Fontis Media, 2004. ISBN 2-88476-005-9.

Articles de Conférences Internationales avec comité de lecture

1. C. Allouche, S. Makram, N. Ayache, and H. Delingette. A new kinetic modeling scheme for the human left ventricle wall motion with MR-tagging imaging. In T. Katila, I.E. Magnin, P. Clarysse, J. Montagnat, and Nenonen J., editors, *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH’01)*, Helsinki, Finland, volume 2230 of *LNCS*, pages 61–68. Springer, 2001.
2. C. Allouche, S. Makram, N. Ayache, and H. Delingette. New methods and algorithms for the accurate real-time motion analysis of the left ventricle with MRI-tagging imaging. In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, volume 1230, pages 911–916. Elsevier, June 2001.
3. M.A. Audette, H. Delingette, A. Fuchs, Y. Koseki, and K. Chinzei. A procedure for computing patient-specific anatomical models for finite element-based surgical simulation. In *Seventh Annual Conference of the International Society for Computer Aided Surgery (ISCAS’03)*, London (UK), June 2003.
4. N. Ayache, D. Chapelle, F. Clément, Y. Coudière, H. Delingette, J.A. Désidéri, M. Sermesant, M. Sorine, and J. Urquiza. Towards model-based estimation of the cardiac electro-mechanical

- activity from ecg signals and ultrasound images. In T. Katila, I.E. Magnin, P. Clarysse, J. Montagnat, and Nenonen J., editors, *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH'01)*, Helsinki, Finland, volume 2230 of *LNCS*, pages 120–127. Springer, 2001.
5. N. Ayache, S. Cotin, and H. Delingette. Surgery simulation with visual and haptic feedback. In *Proceedings of the Eighth International Symposium of Robotics Research*, Hayama, Japan, October 1997.
 6. T. Choi, H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. A perception and manipulation system for collecting rock samples. In *SOAR*, 1990.
 7. O. Clatz, P.Y. Bondiau, H. Delingette, G. Malandain, M. Sermesant, S. K. Warfield, and N. Ayache. In silico tumor growth: Application to glioblastomas. In C. Barillot, D.R. Haynor, and P. Hellier, editors, *Proc. of the 7th Int. Conf on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004 (2)*, volume 3217 of *LNCS*, pages 337–345, Saint-Malo, France, September 2004. Springer Verlag.
 8. O. Clatz, H. Delingette, E. Bardinet, D. Dormont, and N. Ayache. Patient specific biomechanical model of the brain: Application to parkinson's disease procedure. In N. Ayache and H. Delingette, editors, *International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling (IS4TM'03)*, volume 2673 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 321–331, Juan-les-Pins, France, 2003. INRIA Sophia Antipolis, Springer-Verlag.
 9. O. Clatz, H. Delingette, I.F. Talos, A. Golby, N. Ayache, R. Kikinis, F. Jolesz, and S. Warfield. Robust nonrigid registration to capture brain shift from intraoperative MRI. In *5th Interventional MRI Symposium*, Cambridge, MA. USA, October 2004.
 10. S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Real time volumetric deformable models for surgery simulation. In *Visualization in Biomedical Computing, Proceedings*, volume 1131 of *Lecture Notes in Computer Science*. Springer Verlag Heidelberg-New York, September 1996.
 11. S. Cotin, H. Delingette, J-M. Clément, V. Tasseti, J. Marescaux, and N. Ayache. Geometric and physical representations for a simulator of hepatic surgery. In *Medecine Meets Virtual Reality IV*, volume 29 of *Studies in Health Technology and Informatics*, pages 139–151, San Diego, USA, January 1996. IOS Press.
 12. S. Cotin, H. Delingette, J-M. Clément, V. Tasseti, J. Marescaux, and N. Ayache. Simulation de chirurgie hépatique avec système de retour de forces. In *Interface to Real and Virtual Worlds*, pages 139–148. AJIIMD, May 1996.
 13. S. Cotin, H. Delingette, J.-M. Clement, V. Tasseti, J. Marescaux, and N. Ayache. Volumetric deformable models for simulation of laparoscopic surgery. In *Proceedings of the International Symposium on Computer and Communication Systems for Image Guided Diagnosis and Therapy, Computer Assisted Radiology (CAR'96)*, volume 1124 of *International Congress Series*. Elsevier, June 1996.
 14. H. Delingette. Adaptive and deformable models based on simplex meshes. In *IEEE Workshop of Non-Rigid and Articulated Objects*, Austin, Texas, November 1994.
 15. H. Delingette. Intrinsic stabilizers of planar curves. In *3rd European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, Stockholm, Sweden, June 1994.
 16. H. Delingette. Simplex meshes: a general representation for 3D shape reconstruction. In *Proc. of Int. Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'94)*, pages 856–857, Seattle, USA, June 1994.
 17. H. Delingette. Decimation of isosurfaces with deformable models. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pages 83–92, March 1997.

-
18. H. Delingette. Initialization of deformable models from 3D data. In *Proceedings of the Sixth Int. Conf. on Computer Vision (ICCV'98)*, pages 311–316, Bombay, India, January 1998.
 19. H. Delingette. Surgery simulation. In *Fourth IEEE EMBS International Summer School on Biomedical Imaging*, Berder, France, June 2000. IEEE EMBS.
 20. H. Delingette. On smoothness measures of active contours and surfaces. In *IEEE Workshop on Variational and Level Set Methods in Computer Vision (VLSM 2001)*, pages 43–50, Vancouver, Canada, July 2001. IEEE Society.
 21. H. Delingette, E. Bardinet, D. Rey, J-D. Lemarechal, J. Montagnat, S. Ourselin, A. Roche, D. Dormont, J. Yelnik, and N. Ayache. Yav++: a software platform for medical image processing and visualization. In *Workshop on Interactive Medical Image Visualization and Analysis satellite symposia of MICCAI, IMIVA '01*, Utrecht, The Netherlands, October 2001.
 22. H. Delingette, S. Cotin, and N. Ayache. Efficient linear elastic models of soft tissues for real time surgery simulation. In *Medicine Meets Virtual Reality VII*, Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare, pages 139–151. IOS Press, January 1999.
 23. H. Delingette, S. Cotin, and N. Ayache. A hybrid elastic model allowing real-time cutting deformations and force feedback for surgery training and simulation. In N. Thalmann and D. Thalmann, editors, *Computer Animation (Computer Animation'99)*, pages 70–81. IEEE Computer Society, May 1999.
 24. H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. Energy functions for regularization algorithm. In *Geometric Methods in Computer Vision, SPIE Vol. 1570*, pages 104–115. SPIE, 1991.
 25. H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. Shape representation and image segmentation using deformable surfaces. In *IEEE Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'91)*, pages 467–472, Maui, Hawai, June 1991.
 26. H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. Shape representation and image segmentation using deformable surfaces. In *Geometric Methods in Computer Vision, SPIE, Vol. 1570*, pages 467–472, San Diego, June 1991.
 27. H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. Trajectory generation with curvature constraint based on energy minimization. In *Int. Robotics Systems (IROS'91)*, Osaka, November 1991.
 28. H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. A spherical representation for the recognition of curved objects. In *Image Understanding Workshop*, pages 547–838, 1993.
 29. H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. A spherical representation for the recognition of curved objects. In *Proceedings of the Fourth International Conference on Computer Vision (ICCV'93)*, pages 103–112, Berlin, May 1993. IEEE.
 30. H. Delingette and J. Montagnat. New algorithms for controlling active contours shape and topology. In D. Vernon, editor, *European Conference on Computer Vision (ECCV'2000)*, number 1843 in LNCS, pages 381–395, Dublin, Ireland, June 2000. Springer.
 31. H. Delingette, O. Seguin, R. Perrocheau, and P. Ménégazzi. Accuracy evaluation of 3D reconstruction from ct-scan images for inspection of industrial parts. In CEPADUES Ed., editor, *Proceedings on the Conference on Quality Control with Artificial Vision (QCAV'97)*, Le Creusot, France, May 1997.
 32. H. Delingette, Y. Watanabe, and Y. Suenaga. Simplex based animation. In N. Thalmann and D. Thalmann, editors, *Models and Techniques in Computer Animation (Computer Animation'93)*, pages 13–28. Springer-Verlag, May 1993.
 33. Hervé Delingette, Gérard Subsol, Stéphane Cotin, and Jérôme Pignon. A craniofacial surgery simulation testbed. In *Visualization in Biomedical Computing (VBC'94)*, pages 607–618, octobre 1994.

34. Clément Forest, Hervé Delingette, and Nicholas Ayache. Cutting simulation of manifold volumetric meshes. In Takeyoshi Dohi and Ron Kikinis, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'02)*, volume 2488 of *LNCS*, pages 235–244, Tokyo, September 2002. Springer.
35. Clément Forest, Hervé Delingette, and Nicholas Ayache. Cutting simulation of manifold volumetric meshes. In *Modelling & Simulation for Computer-aided Medicine and Surgery (MS4CMS'02)*, 2002.
36. Clément Forest, Hervé Delingette, and Nicholas Ayache. Removing tetrahedra from a manifold mesh. In *Computer Animation (CA'02)*, pages 225–229, Geneva, Switzerland, June 2002. IEEE Computer Society.
37. Clément Forest, Hervé Delingette, and Nicholas Ayache. Surface contact and reaction force models for laparoscopic simulation. In *International Symposium on Medical Simulation*, June 2004.
38. G. Hamarneh, H. Delingette, and M. Henkelman. 3D segmentation of mouse organs from mr images using deformable simplex mesh models. In *International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 11th Scientific Meeting (ISMRM'03)*, Toronto (CA), July 2003.
39. K. Higuchi, H. Delingette, M. Hébert, and K. Ikeuchi. Merging multiple views using a spherical representation. In *Proceedings of 2nd IEEE Workshop on CAD-based Vision*, Pittsburgh, PA, 1994.
40. J. Montagnat and H. Delingette. A hybrid framework for surface registration and deformable models. In *Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'97*, pages 1041–1046, San Juan, Puerto Rico, June 1997.
41. J. Montagnat and H. Delingette. Volumetric medical images segmentation using shape constrained deformable models. In *Proceedings of the First Joint Conference CVRMed-MRCAS'97*, volume 1205 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 13–22, March 1997.
42. J. Montagnat and H. Delingette. Space and time shape constrained deformable surfaces for 4d medical image segmentation. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'2000)*, volume 1935 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 196–205, Pittsburgh, USA, October 2000. Springer.
43. J. Montagnat, H. Delingette, N. Ayache, J.M. Clément, C. Roy, Y. Russier, V. Tasseti, and J. Marescaux. Liver segmentation in contrast enhanced helical ct-scans. In *Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Nice, France, 1997.
44. J. Montagnat, H. Delingette, and G. Malandain. Cylindrical echocardiographic images segmentation based on 3D deformable models. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*, volume 1679 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 168–175, Cambridge, UK, September 1999. Springer.
45. Valérie Moreau-Villéger, Hervé Delingette, Maxime Sermesant, Hiroshi Ashikaga, Owen Faris, Elliot McVeigh, and Nicholas Ayache. Estimating local apparent conductivity with a 2-d electrophysiological model of the heart. In *Proc. of Functional Imaging and Modeling of the Heart 2005 (FIMH'05)*, LNCS. Springer, June 2005. To appear.
46. G. Odin, G. Quatrehomme, G. Subsol, H. Delingette, B. Mafart, and M.A. de Lumley. Comparison of a three-dimensional and a computerized assisted method for cranio-facial reconstruction: Application to tautavel man. In *XIV International Congress of Prehistoric and Protohistoric Science (Pre-prints)*, page 23, Liège (Belgium), September 2001. Université de Liège.
47. G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache. Real-time large displacement elasticity for surgery simulation: Non-linear tensor-mass model. In *Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery: MICCAI 2000*, pages 643–652, October 2000.
48. G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache. Non-linear and anisotropic elastic soft tissue models for medical simulation. In *ICRA2001: IEEE International Conference Robotics and Automation*,

Seoul Korea, May 2001. Best conference paper award.

49. G. Picinbono, J.-C. Lombardo, H. Delingette, and N. Ayache. Anisotropic elasticity and forces extrapolation to improve realism of surgery simulation. In *ICRA2000: IEEE International Conference Robotics and Automation*, pages 596–602, San Francisco USA, April 2000.
50. A. Pitiot, H. Delingette, N. Ayache, and P.M. Thompson. Expert-knowledge-guided segmentation system for brain mri. In Randy E. Ellis and Terry M. Peters, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI'03*, volume 2879 of *LNCS*, pages 644–652, Montreal, November 2003. Springer Verlag.
51. A. Pitiot, H. Delingette, A. Toga, and P. Thompson. Learning object correspondences with the observed transport shape measure. In Chris Taylor and J. A. Noble, editors, *Information Processing in Medical Imaging IPMI'03*, volume 2732 of *LNCS*, pages 25–37. Springer Verlag, July 2003.
52. G. Quatrehomme, H. Delingette, S. Cotin, G. Subsol, M. Fidrich, P. Bailet, G. Grevin, and A. Ollier. A fully tridimensional method for facial reconstruction based on deformable models. In *International Association for Craniofacial Identification*, November 1995.
53. D. Rey, G. Subsol, H. Delingette, and N. Ayache. Automatic detection and segmentation of evolving processes in 3D medical images: Application to multiple sclerosis. In A. Kuba, M. SM-amal, and A. Todd-Pokropek, editors, *Information Processing in Medical Imaging, IPMI'99*, LNCS, pages 154–167, Visegrád, Hungary, June 1999. Springer.
54. D. Rey, G. Subsol, H. Delingette, and N. Ayache. Using continuum mechanics operators for detection and quantification of evolving processes in 3D medical images. In *EUROMECH'99*, pages 185–188, Warsaw, Poland, May 1999. IPPT PAN.
55. M. Sermesant, O. Clatz, Z. Li, S. Lantéri, H. Delingette, and N. Ayache. A parallel implementation of non-rigid registration using a volumetric biomechanical model. In J.C. Gee, J.B. A. Maintz, and M. W. Vannier, editors, *Second International Workshop on Biomedical Image Registration WBIR'03*, volume 2717 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 398–407, Philadelphia, PA, USA, 2003. Springer-Verlag.
56. M. Sermesant, Y. Coudière, H. Delingette, and N. Ayache. Progress towards an electro-mechanical model of the heart for cardiac image analysis. In *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI'02)*, pages 10–14, 2002.
57. M. Sermesant, Y. Coudière, H. Delingette, N. Ayache, and J.A. Désidéri. An electro-mechanical model of the heart for cardiac image analysis. In W.J. Niessen and M.A. Viergever, editors, *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, volume 2208 of *LNCS*, pages 224–231, Utrecht, The Netherlands, October 2001.
58. M. Sermesant, Y. Coudière, H. Delingette, N. Ayache, J. Sainte-Marie, D. Chapelle, F. Clément, and M. Sorine. Progress towards model-based estimation of the cardiac electromechanical activity from ecg signals and 4d images. In Marc Thiriet, editor, *Modelling & Simulation for Computer-aided Medicine and Surgery (MS4CMS'02)*, volume 12 of *ESAIM: PROC*, pages 153–162. European Series in Applied and Industrial Mathematics, 2002.
59. M. Sermesant, O. Faris, F. Evans, E. McVeigh, Y. Coudière, H. Delingette, and N. Ayache. Preliminary validation using in vivo measures of a macroscopic electrical model of the heart. In N. Ayache and H. Delingette, editors, *International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling (IS4TM'03)*, volume 2673 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 230–243, Juan-les-Pins, France, 2003. INRIA Sophia Antipolis, Springer-Verlag.
60. Maxime Sermesant, Clément Forest, Xavier Pennec, Hervé Delingette, and Nicholas Ayache. Biomechanical model construction from different modalities: Application to cardiac images. In Takeyoshi

- Dohi and Ron Kikinis, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'02)*, volume 2488 of *LNCS*, pages 714–721, Tokyo, September 2002. Springer.
61. L. Soler, N. Ayache, S. Nicolau, X. Pennec, C. Forest, H. Delingette, D. Mutter, and J. Marescaux. Virtual reality, augmented reality and robotics in surgical procedures of the liver. In Th. M. Buzug and T. C. Lueth, editors, *Perspectives in Image-guided Surgery. Proceedings of the Scientific Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualization (MRNV) 2004*, pages 476–484, RheinAhrCampus Remagen, Germany, March 11-12 2004. World Scientific.
 62. L. Soler, J.-M. Clément, C. Koehl, H. Delingette, G. Malandain, N. Ayache, O. Dourthe, and J. Marescaux. An automatic virtual patient reconstruction from ct-scans for hepatic surgical planning. In *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR'2000)*, Studies in Health Technology and Informatic, Los Angeles, January 2000. IOS press.
 63. L. Soler, H. Delingette, G. Malandain, J. Montagnat, N. Ayache, J.-M. Clément, C. Koehl, O. Dourthe, D. Mutter, and J. Marescaux. A fully automatic anatomical, pathological and fonctionnal segmentation from ct-scans for hepatic surgery. In *Medical Imaging 2000*, SPIE proceedings, pages 246–255, San Diego, February 2000. SPIE.
 64. L. Soler, O. Dourthe, G. Malandain, J. Montagnat, H. Delingette, and N. Ayache. A new 3D segmentation of liver neoplasm, portal venous system and parenchymal contours. In *European Congress of Radiology*, Vienne (Autriche), mars 2000.
 65. L. Soler, G. Malandain, J. Montagnat, H. Delingette, N. Ayache, J.M. Clément, C. Roy, Y. Russier, V. Tasseti, and J. Marescaux. Automatic segmentation of portal vein in ct-scans of the liver. In *Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, number 2, page 788, Nice, France, 1997.
 66. S. Valente, J.-L. Dugelay, and H. Delingette. An analysis/synthesis cooperation for head tracking and video face cloning. In *Workshop on Perception of Human Action, ECCV Conference*, Freiburg, Germany, 6 juin 1998.
 67. C. Wagner, O. Clatz, R. Feller, D. Perrin, H. Delingette, N. Ayache, and R. Howe. Integrating tactile and force feedback with finite element models. In *International Conference on Robotics and Automation (ICRA'05)*, Barcelona, April 2005.

Articles de Conférences Nationales

1. J.N. Bruneton, F. Schikli, B. Padovani, H. Delingette, and Catherine Maestro. Volumétrie tumorale obtenue à partir d'images scannographiques. In *Actes du 1er Colloque sur l'Imagerie et Traitement d'Images*, Cannes, France, April 1995.
2. O. Clatz, P.-Y. Bondiau, H. Delingette, and N. Ayache. Modélisation macroscopique de la croissance des tumeurs cérébrales. In *Congrès Français de Mécanique (CFM)*, Troyes, August 2005.
3. O. Clatz, H. Delingette, E. Bardinet, D. Dormont, and N. Ayache. Détermination d'un modèle biomécanique du cerveau par l'analyse d'images : application à la maladie de parkinson. In *Congrès Français de Mécanique (CFM)*, 2003.
4. S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. New perspectives for realistic simulations of hepatic surgery. In *Actes du Congrès Mondial de Télémedecine*, Toulouse, France, December 1995.
5. H. Delingette. La simulation médicale. In *Colloque Technologies pour la santé: Réflexions pour l'avenir*, Paris, November 1999. SFGBM.
6. H. Delingette. Simulation d'interventions chirurgicales. In E. Dombre and W. Khalil, editors, *Deuxième Journées de la Recherche en Robotique (JNRR'99)*, pages 109–118, Montpellier, September 1999.

-
7. H. Delingette. Simulation d'interventions chirurgicales. In *12ème journées de l'association Française d'Infographie Graphique (AFIG'99)*, pages 37–48, Reims, November 1999.
 8. H. Delingette. Simulation d'interventions chirurgicales. In *Conférence AIM'2001*, CHU La Pitié-Salpêtrière, Paris, June 2001.
 9. H. Delingette, G. Subsol, S. Cotin, and J. Pignon. Simulation de chirurgie craniofaciale et réalité virtuelle. In *Interface des Mondes Reels et Virtuels (IMRV'94)*, pages 399–408, Montpellier, January 1994.
 10. K. Fintzel, J.-L. Dugelay, S. Valente, P. Dubois, and H. Delingette. Vers la téléconférence virtuelle. In *Actes des 6èmes Journées de Travail du GT-RV*, pages 21–29, Issy-les-Moulineaux, France, 12-13 mars 1998.
 11. J. Montagnat and H. Delingette. Reconstruction surfacique et segmentation robuste à base de maillages déformables. In *Proceedings of Sixth Orasis conference (ORASIS'97)*, La Colle-sur-Loup, France, 1997.
 12. F. Schikli, H. Delingette, B. Padovani, C. Maestro, N. Ayache, and J.N. Bruneton. Tomodensimétrie et volumétrie tumorale. In *Actes des Journées Française de la radiologie (JFR'95)*, October 1995.
 13. L. Soler, J.-M. Clément, C. Koehl, H. Delingette, G. Malandain, N. Ayache, O. Dourthe, D. Mutter, and J. Marescaux. Planification chirurgicale hépatique assistée par ordinateur. In *Journées de la société française de Chirurgie Digestive*, Paris, December 1999.
 14. L. Soler, C. Koehl, H. Delingette, G. Malandain, N. Ayache, D. Mutter, J. Leroy, B. Malassagne, and J. Marescaux. Planification chirurgicale hépatique assistée par ordinateur. In *11ème Journées de printemps de l'ACHBT*, Paris (France), Juin 2000.

Rapports de Recherche

1. O. Clatz, P.Y. Bondiau, H. Delingette, M. Sermesant, S. Warfield, G. Malandain, and N. Ayache. Brain tumor growth simulation. Research report 5187, INRIA, 2004.
2. S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Efficient linear elastic models of soft tissues for real-time surgery simulation. Rapport de Recherche 3510, INRIA, 1998.
3. S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. Technical Report RR-3511, INRIA, 1998.
4. H. Delingette. Simplex meshes: a general representation for 3D shape reconstruction. Technical Report 2214, INRIA, March 1994.
5. H. Delingette. General object reconstruction based on simplex meshes. Technical Report 3111, Inria, February 1997.
6. H. Delingette. Towards realistic soft tissue modeling in medical simulation. Technical Report RR-3506, INRIA, 1998.
7. H. Delingette and J. Montagnat. Topology and shape constraints on parametric active contours. Technical Report RR-3880, INRIA, 2000.
8. H. Delingette, G. Subsol, S. Cotin, and J. Pignon. A craniofacial surgery testbed. Technical Report 2199, I.N.R.I.A., Sophia-Antipolis, France, February 1994.
9. Herve Delingette, Martial Hébert, and Katsuchi Ikeuchi. Representation and recognition of free-form surfaces. Technical Report CMU-CS-92-214, Carnegie-Mellon University, Pittsburgh, PA, 1992.
10. J. Montagnat and H. Delingette. Spatial and temporal shape constrained deformable surfaces for 3D and 4d medical image segmentation. Technical Report RR-4078, INRIA, 2000.

11. J. Montagnat, H. Delingette, N. Scapel, and N. Ayache. Representation, shape, topology and evolution of deformable surfaces. application to 3D medical image segmentation. Technical Report RR-3954, INRIA, 2000.
12. V. Moreau-Villéger, H. Delingette, M. Sermesant, O. Faris, E. McVeigh, and N. Ayache. Global and local parameter estimation of a model of the electrical activity of the heart. Research Report 5269, INRIA, July 2004.
13. G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache. Improving realism of a surgery simulator : Linear anisotropic elasticity, complex interactions and force extrapolation. Technical Report RR-4018, INRIA, 2000.
14. G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache. Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. Technical Report RR-4028, INRIA, 2000.
15. D. Rey, G. Subsol, H. Delingette, and N. Ayache. Automatic detection and segmentation of evolving processes in 3D medical images: application to multiple sclerosis. Technical Report 3559, INRIA, November 1998.
16. M. Sermesant, H. Delingette, and N. Ayache. An electromechanical model of the myocardium for cardiac image analysis and medical simulation. Research Report 5395, INRIA, November 2004. Submitted to the IEEE Trans. in Medical Imaging.
17. Luc Soler, G. Malandain, and H. Delingette. Segmentation automatique des réseaux vasculaires dans les images d'angiographie 3D. Rapport de recherche 3496, INRIA, 1998.
18. S. Valente, J.-L. Dugelay, and H. Delingette. Geometric and photometric head modeling for facial analysis technologies. Technical Report RR-98-041, Institut Eurecom, 1998.

Divers

1. S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Dispositif électronique de traitement de données-image, pour la simulation du comportement dynamique d'un objet. Brevet français, November 1997.
2. H. Delingette and H. Watanabe. Simplex mesh modeling, 1993. Slides 11-13 selected at the ACM SIGGRAPH 93 Slides.
3. L. Soler, G. Malandain, H. Delingette, and J. Montagnat. Computerized anatomical segmentation of the liver from helical ct-scanners. ERCIM News No.31, October 1997.

Encadrement

Encadrement de Stagiaires de DEA

J'ai encadré 12 stagiaires de DEA.

1. Cédric Checoury
2. Thibault Bardyn
3. Josepha Unia
4. Walid Bensassis
5. Niels Reynaud
6. Maxime Sermesant
7. Guillaume Picinbono
8. Johan Montagnat
9. Luc Soler
10. Benoit Hozjan
11. Stéphane Cotin
12. Jérôme Pignon

Co-Encadrement de Doctorant

Thèses soutenues

- Stéphane (soutenue en 1987) (Email: scotin@partners.org): *Cotin Modèles anatomiques déformables en temps réel: Application à la simulation de chirurgie avec retour d'effort*
- Luc Soler (soutenue en 1988) (Email: luc.soler@ircad.u-strasbg.fr): *Une nouvelle méthode de segmentation des structures anatomiques et pathologiques: application aux angioscanners 3D du foie pour la planification chirurgicale*
- Johan Montagnat (soutenue en 1999) (Email: johan@i3s.unice.fr): *Modèles déformables pour la segmentation et la modélisation d'images médicales 3D et 4D*
- Guillaume Picinbonno (soutenue en 2001) (Email: guillaume.picinbono@cstb.fr): *Modèles géométriques et physiques pour la simulation d'interventions chirurgicales*
- Maxime Sermesant soutenue en 2003) (Email: maxime.sermesant@kcl.ac.uk): *Modèle électromécanique du coeur pour l'analyse d'image et la simulation (Electromechanical Model of the Heart for Image Analysis and Simulation)*
- Clément Forest (soutenue en 2003) (Email: Clement.Forest@ircad.u-strasbg.fr): *Simulation de chirurgie par coelioscopie: contributions à l'étude de la découpe volumique, au retour d'effort et à la modélisation des vaisseaux sanguins*

- Alain Pitiot (soutenu en 2003) (Email: alain.pitiot@mirada-solutions.com): *Segmentation automatique des structures cérébrales s'appuyant sur des connaissances explicites*

Thèses en cours

- Valérie Moreau (prévue en 2005): *étude de la fonction cardiaque à l'aide de données échocardiographiques et électrophysiologiques*
- Olivier Clatz (prévue en 2005): *Modélisation biomécanique et physiopathologique du cerveau*
- Cécile Marboeuf (prévue en 2007): *Analyse de l'insuffisance cardiaque à l'aide de données échocardiographiques*
- Jimena Costa (prévue en 2007):

Publications Jointes

1. H. Delingette. General object reconstruction based on simplex meshes. *International Journal of Computer Vision*, 32(2):111–146, September 1999.
2. J. Montagnat and H. Delingette. 4d deformable models with temporal constraints: application to 4d cardiac image segmentation. *Medical Image Analysis*, 9(1):87–100, February 2005.
3. H. Delingette and N. Ayache. Soft tissue modeling for surgery simulation. In N. Ayache, editor, *Computational Models for the Human Body*, Handbook of Numerical Analysis (Ed: Ph. Ciarlet), pages 453–550. Elsevier, 2004.
4. M. Sermesant, C. Forest, X. Pennec, H. Delingette, and N. Ayache. Deformable biomechanical models: Application to 4D cardiac image analysis. *Medical Image Analysis*, 7(4):475–488, December 2003.
5. O. Clatz, P.Y. Bondiau, H. Delingette, G. Malandain, M. Sermesant, S. K. Warfield, and N. Ayache. In silico tumor growth: Application to glioblastomas. In C. Barillot, D.R. Haynor, and P. Hellier, editors, *Proc. of the 7th Int. Conf on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004 (2)*, volume 3217 of *LNCS*, pages 337–345, Saint-Malo, France, September 2004. Springer Verlag.