



UNIVERSITE DE GRENOBLE

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE

Spécialité « Mathématiques et Informatique »

Arrêté ministériel: 7 Août 2006

Présentée et soutenue publiquement par

ADELINE PIHUIT

le 19 Novembre 2010

CROQUIS INTERACTIFS POUR L'ENSEIGNEMENT DE L'ANATOMIE

Thèse dirigée par MARIE-PAULE CANI et OLIVIER PALOMBI

JURY

M.	GEORGES-PIERRE BONNEAU	Professeur - Université de Grenoble	Président du Jury
M.	LAURENT GRISONI	Professeur - Université de Lille 1	Rapporteur
M.	MICHIEL VAN DE PANNE	Professeur - University of British Columbia, Vancouver	Rapporteur
M.	VICTOR OSTROMOUKHOV	Professeur - Université Claude Bernard Lyon 1	Examineur
Mme	MARIE-PAULE CANI	Professeur - Université de Grenoble	Directrice
M.	OLIVIER PALOMBI	Maître de conférence - Université de Grenoble	Co-directeur

Thèse présentée au sein du Laboratoire JEAN KUNTZMANN et de l'Ecole Doctorale MSTII

猿も木から落ちる。

Saru mo ki kara ochiru.
(Proverbe japonais)

Even monkeys fall from a tree.

REMERCIEMENTS

Je souhaite tout d'abord remercier mes directeurs de thèse, Marie-Paule Cani et Olivier Palombi, qui, malgré leurs responsabilités respectives, ont toujours su prendre et donner de leur temps pour m'orienter et m'encourager durant ces trois années. S'il n'a pas toujours été simple de trouver un moment pour discuter ensemble, tous les trois, de ces travaux, les discussions que j'ai pu avoir d'une part avec Marie-Paule sur la modélisation par croquis, et d'autre part avec Olivier sur les problématiques liées à l'enseignement de l'anatomie, ont été très enrichissantes, tant d'un point de vue scientifique que personnel.

J'aimerais ensuite remercier chaleureusement l'équipe Evasion pour son dynamisme et sa bonne humeur, et en particulier Anne et Elodie pour leur disponibilité et leur patience à toute épreuve. Il va de soi que ces remerciements s'adressent tout autant aux membres de l'équipe Artis, avec qui j'ai partagé de bons moments... parfois très philosophiques !

Je tiens aussi à remercier Laurent Grisoni et Michiel van de Panne pour avoir accepté de rapporter mes travaux de thèse malgré les délais qui leur ont été imposés, ainsi que Georges-Pierre Bonneau, pour avoir accepté de présider mon jury.

Je voudrais également remercier Victor Ostromoukhov pour m'avoir accueillie durant six mois dans son laboratoire à Montréal et avoir accepté de faire partie de ce jury.

Un grand merci à tous les amis, d'ici ou d'ailleurs, qui ont toujours su m'écouter quand le doute s'installait. Un merci tout particulier à Noura pour son optimisme permanent et ses fous rires, et à Cyril pour m'avoir fait découvrir les joies - et cauchemars ! - de la programmation sur carte graphique.

Enfin, parce que cette thèse est avant tout une aventure humaine vécue au quotidien avec les proches, je remercie mes parents, grand-parents, frère et sœur, et bien sûr Maxime, pour leur soutien, leurs encouragements et leur patience durant ces trois années.

A mes grand-parents

PRÉFACE

« [...] »

Le journal : *Racontez nous l'origine des célèbres feuillets d'anatomie de Brizon et Castaing...*

Jean Castaing : *Cela s'est fait au cours des conférences d'internat. Dans les années 50, les internes n'étaient pas payés ou si peu, et les conférences aidaient à vivre. J'avais six conférences d'internat par semaine dont deux le dimanche matin, la première à 7 h 30, et je ne sais plus combien de conférences d'externat. Nous avons fait un polycopié d'anatomie avec des petits croquis et cela plaisait beaucoup aux étudiants car il n'y avait pas grand chose de publié dans l'esprit du concours. Ce n'était pas de l'anatomie précise mais une aide à la préparation du concours. Nous nous sommes rendu compte avec Jacques Brizon qu'on pouvait faire un peu mieux et nous avons amélioré nos polycopiés. Cela marchait encore mieux, les candidats aux concours se les arrachaient d'une conférence à l'autre, à Paris. On a donc décidé de faire un bouquin pour les concours. On y a beaucoup travaillé : combien de week-ends ! La moitié des dessins sont de moi, l'autre moitié, car je n'arrivais plus à fournir, sont d'un dessinateur professionnel. En pratique, je réalisais des ébauches à la plume, qui étaient ensuite peaufinées par un "metteur au net" (c'est ainsi que l'on désigne celui qui rend un dessin impeccable). En l'occurrence, il travaillait au pinceau et j'étais très admiratif de son talent.*

Le journal : *Mais il n'y avait rien de tel auparavant ?*

Jean Castaing : *Non, rien. Nous avons en fait rendu facilement lisibles les écrits classiques anatomiques. Nous avons aussi essayé d'obtenir quelque chose d'homogène, afin que les gars ne soient pas perdus. C'était un modèle pédagogique fait pour les concours d'internat. Mais cela a fortement déplu aux anatomistes officiels. Lorsque j'ai essayé de concourir en anatomie, Gaston Cordier qui en était le grand Patron m'a dit "je vous soutiendrai en orthopédie mais jamais en anatomie ; je ne vous pardonnerai jamais le Brizon et Castaing".*

Le journal : *La multiplication de ce type de décision abusive a stérilisé l'enseignement de l'anatomie.*

Jean Castaing : *Le fait est qu'il n'y a quasiment plus d'enseignement de l'anatomie dans les facultés. Je me suis amusé lors des examens de clinique, où tous les candidats étaient reçus de principe, à poser des questions de base. Quand vous demandez aux étudiants quel est de l'astragale ou du calcanéum, celui qui est dessus et celui qui est dessous, vous obtenez 50% d'erreurs et 50% de bons résultats. C'est-à-dire typiquement les résultats d'une réponse au hasard. Demandez à un étudiant en médecine où sont le radius et le cubitus, je vous affirme qu'il ne sait pas vous dire lequel est en dedans et lequel est en dehors. Dites-lui*

de tracer sur votre poignet le trajet du médian, ce qui est quand même une notion élémentaire, il ne sait pas. Cela pose quand même un problème et notamment celui de l'envahissement mal contrôlé de l'imagerie médicale.

Le journal : Il y a aussi toute la perte de la formation par le dessin.

Jean Castaing : Tous les grands patrons ont été anatomistes et faisaient des dessins de grande qualité au tableau. Même ceux qui n'étaient pas doués pour le dessin avaient appris à dessiner. C'est d'un intérêt pédagogique énorme, mais cela a été stupidement abandonné. Un compagnon ne fera jamais une charpente s'il ne l'a pas dessinée auparavant. [...] »

Extrait d'une interview de Jean Castaing (anatomiste français)
par le « *Journal orthopédique sur le web* » (Mai 1994) ¹

¹Interview consultable sur <http://www.maitrise-orthop.com/viewPage.do?id=222>

INTRODUCTION & MOTIVATIONS



'ayant que très peu d'expérience dans le domaine de l'enseignement, et encore moins dans celui de l'anatomie - y compris après trois années de doctorat - j'ai préféré confier le soin à un anatomiste de renom d'écrire les premiers mots de ce manuscrit, et de vous apporter ainsi son regard sur l'enseignement actuel de l'anatomie.

Jean Castaing, grand anatomiste de notre siècle, est, comme vous l'aurez compris, l'un des auteurs des célèbres « *Feuillets d'anatomie de Brizon et Castaing* », ouvrage de référence encore largement utilisé aujourd'hui par les professeurs d'anatomie.

Si ses quelques mots datent de 1994, ils ne sont pour autant pas désuets. En effet, nombre d'anatomistes constatent aujourd'hui avec regret que l'enseignement traditionnel qu'ils avaient coutume de donner à leur époque tend à disparaître au profit des nouveaux supports multimédia. Cet enseignement traditionnel, qui reposait essentiellement sur les croquis à la craie que le professeur réalisait au tableau devant un amphithéâtre d'étudiants, est peu à peu remplacé par toutes sortes de supports ; des CD-Rom et DVD, aux présentations animées pré-enregistrées type « Power-Point », en passant par l'utilisation d'images médicales par exemple.

Pourtant, comme le mentionne Jean Castaing, les croquis anatomiques ne sont pas de simples dessins esquissés à la volée d'une pensée : sur eux reposent toute la pédagogie du cours, le professeur les ayant réfléchis et conçus dans un souci de clarté et de simplicité d'apprentissage pour l'étudiant. Ainsi, nombreux sont les enseignants qui, pourtant désireux de profiter des nouvelles technologies, ne veulent pas se résoudre à oublier la tradition du croquis à la craie sur fond de tableau noir.

Est-il trop tôt - ou trop tard ? - pour imaginer concevoir une nouvelle approche de l'enseignement de l'anatomie ? Une approche qui reposerait sur un système interactif et pédagogique, permettant à l'enseignant de dessiner des structures organiques tel qu'il le ferait au tableau, et qui lui offrirait en parallèle des outils d'édition et visualisation 3D tels que ceux disponibles aujourd'hui dans les nouveaux logiciels de modélisation 3D ?

« Concevoir un système interactif de modélisation 3D qui permette à l'anatomiste de conserver la pratique de son savoir-faire », tel est l'objectif qui nous servira de fil conducteur durant les travaux présentés dans ce manuscrit.

CONTRIBUTIONS

Comme l'a mentionné Jean Castaing, les professeurs d'anatomie utilisent de plus en plus fréquemment des images IRM durant leurs cours. Ces images présentent l'avantage d'être facilement accessibles pour des praticiens de la discipline, et très diversifiées, ce qui leur permet de pouvoir illustrer la majorité des structures anatomiques étudiées sans devoir recourir à d'autres supports. Par ailleurs, ces images issues du vivant apportent l'aspect réaliste que n'offrent pas les croquis anatomiques réalisés à la main.

Toutefois, ces images, difficilement compréhensibles pour des étudiants novices en la discipline, nécessitent souvent d'être segmentées afin de dégager la silhouette principale de la structure représentée. Or, les anatomistes ne disposent pas, à ce jour, d'outil interactif leur permettant de segmenter manuellement une image. Ils utilisent pour ce faire des logiciels de segmentation automatique reposant sur des algorithmes bien spécifiques, tel ITK ², mais n'ont que très peu de contrôle sur la segmentation obtenue. Ils peuvent cependant retravailler l'image obtenue dans un logiciel de retouche d'images, tel *Paint* ou *Gimp*. Ce processus semble bien fastidieux s'il doit être appliqué à chacune des images utilisées par la suite dans un logiciel de reconstruction et visualisation de surfaces 3D, tel *VTK* ³. Si, par malheur, l'anatomiste s'aperçoit lors de la visualisation de la surface 3D que l'une des images n'a pas été correctement segmentée, il devra réitérer l'étape de segmentation sur l'image concernée avant de la réinjecter dans le logiciel de visualisation, puis attendre que celui-ci ait recalculé l'ensemble de la surface avant d'en voir la modification.

Un tel processus n'est pas envisageable durant un cours d'anatomie.

Dans ce contexte, il serait appréciable que les enseignants disposent d'un système interactif de modélisation 3D, système leur permettant de charger un ensemble de coupes IRM, de redessiner si nécessaire les contours des régions 2D correspondant aux structures anatomiques - ceci au moyen d'outils simples de dessin (un crayon et une gomme) -, de visualiser la surface 3D associée, puis de corriger éventuellement certaines images tout en visualisant de façon interactive les modifications engendrées sur la surface.

Une partie importante de nos recherches porte ainsi sur l'élaboration d'une méthode de modélisation de surfaces organiques 3D à partir d'un ensemble de plans de coupe parallèles. Cette méthode, basée sur des surfaces implicites à squelette, a été pensée dans le but d'offrir une édition interactive des surfaces modélisées, cette notion d'« édition interactive » étant au centre de nos préoccupations afin que l'outil conçu soit réellement utilisable dans un contexte d'enseignement.

Si maintenant nous prenons le temps d'assister à un cours traditionnel d'anatomie, nous verrons que ce cours s'articule généralement toujours de la même façon. Le professeur présente tout d'abord la structure organique au cœur de la leçon en la dessinant sous différents points de vue (la glande thyroïde par exemple), puis la replace dans son contexte (sur la face antérieure de la trachée), avant de l'utiliser comme surface-support pour introduire les structures environnantes (les nerfs et vaisseaux sanguins). Si le croquis de la structure support peut être remplacé par l'usage d'images IRM, il en est autrement pour un système vasculaire qui nécessite encore d'être représenté de façon schématique du fait de sa complexité.

Une autre partie importante de nos travaux porte donc sur la modélisation de tels vaisseaux ; et ce à partir d'un croquis 2D représentant un unique point de vue, afin de simuler le contexte de

²ITK : *Insight Segmentation and Registration Toolkit*, <http://www.itk.org/>

³VTK : *Visualization Toolkit*, <http://www.vtk.org/>

« croquis au tableau », c'est-à-dire de support 2D sur lequel l'enseignant est habitué à dessiner ces structures entrelacées.

Le premier défi de ces travaux fut d'interpréter correctement le croquis 2D afin d'en extraire les indices permettant de comprendre la position relative et l'imbrication des différents vaisseaux. Le second défi fut ensuite de concevoir un modèle adéquat de représentation pour ces structures 3D non planes. L'utilisation de B-splines pour contrôler les squelettes des vaisseaux nous a permis d'obtenir des résultats encourageants.

Reste un troisième défi, qui fera l'objet de travaux futurs : celui d'utiliser une surface 3D (reconstruite par l'utilisation d'images IRM par exemple) comme surface-support aux vaisseaux modélisés par notre approche. Une fois ce défi accompli, nous aurions la satisfaction de voir un cours traditionnel d'anatomie réalisé au moyen de notre système de modélisation 3D par croquis 2D.

ORGANISATION DU MANUSCRIT

Avant d'entrer dans le cœur de nos travaux, une courte introduction sera faite sur l'histoire de l'anatomie et de son enseignement, afin d'éclairer les motivations de nos recherches (Chapitre 1, Partie I).

Les deux chapitres suivants présenteront un état de l'art des travaux relatifs à nos recherches. Le Chapitre 2 passera ainsi en revue les différents modèles mathématiques permettant de représenter des surfaces. Leurs caractéristiques seront bien entendu étudiées dans notre contexte particulier de modélisation interactive. Le Chapitre 3 présentera quant à lui les interfaces des systèmes existants de modélisation 3D par croquis 2D, afin d'en dégager les avantages et inconvénients dans notre contexte.

Le manuscrit s'articulera par la suite autour de trois parties, chacune présentant l'une de nos contributions.

La Partie II présentera le système de modélisation 3D sur lequel reposent nos travaux. Il s'agit du logiciel *Matiss*, déjà en cours de développement par l'équipe *Evasion* lors de mon arrivée dans celle-ci. Le Chapitre 4 esquissera ainsi un bref portrait du système et de son interface tandis que le Chapitre 5 s'attachera à détailler le modèle mathématique de surface employé par ce système. Nos premières contributions portant sur l'amélioration des algorithmes existants pour reconstruire une surface 3D à partir d'un croquis simple 2D seront finalement détaillées dans le Chapitre 6.

La Partie III sera ensuite consacrée à la modélisation de structures anatomiques à partir d'un ensemble de plans de coupe. Les différents chapitres composant cette partie présenteront les problématiques liées à ce type d'approche (Chapitre 7), puis notre méthode pour reconstruire une surface lisse à l'aspect organique (Chapitre 8). Le Chapitre 9 présentera quant à lui l'aspect applicatif de notre méthode dans un contexte d'enseignement de l'anatomie, ainsi que les résultats obtenus sur différents modèles.

La Partie IV exposera une nouvelle approche de la modélisation 3D, une approche par croquis 2D représentant un unique point de vue sur des structures non planes, en partie occultées, et aux jonctions multiples : les vaisseaux sanguins.

Tandis que le Chapitre 10 détaillera les différentes conventions de croquis anatomique utilisées par les enseignants afin de simplifier la compréhension de telles structures, le Chapitre 11

présentera quant à lui notre approche pour extraire des croquis 2D les indices visuels de profondeur des vaisseaux, et ce à partir des conventions de dessin précédemment définies. Notre méthode pour modéliser ces vaisseaux 3D non plans à partir de ces indices visuels sera ensuite détaillée dans le Chapitre 12. Pour finir, le Chapitre 13 présentera, d'une part, le rendu expressif que nous appliquons aux vaisseaux afin de leur conférer un aspect visuel similaire aux croquis réalisés à la craie, et d'autre part, les premiers résultats obtenus à partir de croquis relativement simples.

Nous concluons ce manuscrit par un résumé de nos travaux ainsi que ceux restant à faire dans un futur proche. Nous apporterons pour finir un point de vue personnel sur ces recherches qui, nous l'espérons, pourraient ouvrir la voie à une nouvelle approche de l'enseignement de l'anatomie.

SOMMAIRE

PRÉFACE	xi
INTRODUCTION & MOTIVATIONS	xv
I Etat de l'art	1
1 PETITE HISTOIRE DE LA REPRÉSENTATION EN ANATOMIE	3
2 REPRÉSENTATION DE SURFACES 3D : LES DIFFÉRENTS MODÈLES	27
3 ÉTUDE DES INTERFACES DES SYSTÈMES DE MODÉLISATION 3D PAR CROQUIS	51
II Contributions au système <i>Matiss</i> de modélisation incrémentale par peinture de régions 2D	69
4 PRÉSENTATION GÉNÉRALE DE <i>Matiss</i>	73
5 DU CROQUIS 2D AU MODÈLE 3D : DÉTAILS DU PROCESSUS	79
6 AMÉLIORATION DE LA RECONSTRUCTION D'UNE RÉGION 2D	91
III Modélisation d'une surface implicite 3D à partir de plans de coupe	101
7 PROBLÉMATIQUE ET PREMIÈRES RÉFLEXIONS	105
8 CALCUL D'UNE FONCTION POTENTIEL C^1	111
9 APPLICATION À L'ANATOMIE INTERACTIVE	123
IV Modélisation de systèmes vasculaires	137
10 LES CONVENTIONS DE DESSIN POUR DU CROQUIS ANATOMIQUE	141
11 EXTRACTION D'INDICES DE PROFONDEUR À PARTIR DU CROQUIS 2D	147
12 MODÉLISATION 3D DES ARTÈRES	161
13 RENDU EXPRESSIF ET RÉSULTATS	173
	xix

Conclusion	185
TABLE DES MATIÈRES	193
BIBLIOGRAPHIE	197

Première partie

Etat de l'art

PETITE HISTOIRE DE LA REPRÉSENTATION EN ANATOMIE

C'est sans doute parce que la médecine a progressé très très lentement pendant des millénaires, qu'on a bien dû appeler les malades des patients.

Philippe Geluck



U grec *anatomia* (c'est-à-dire « couper à travers » ou « disséquer »), l'anatomie est la « science qui a pour objet l'étude de la forme, de la structure, des rapports et de la fonction des différents éléments constitutifs du corps humain » ; en voici la définition donnée en cette année 2010 par l'encyclopédie *Larousse*.
Qu'en était-il auparavant ?

Les connaissances que nous avons aujourd'hui de l'anatomie du corps humain - qui datent pour la plupart du *XVI^{ème}* siècle - sont bien différentes de celles d'il y a 3000 ans, et parfois même en complète contradiction... Pourquoi ces contradictions ? Est-ce parce que « *le corps humain a changé depuis l'époque où Galien [médecin grec de l'Antiquité et figure emblématique de l'histoire de la médecine] l'a étudié* », comme certains anatomistes du *XVI^{ème}* siècle aimaient à le croire, afin de ne pas avoir à réfuter les observations faites par leurs maîtres ? Ou plutôt parce que l'objet d'étude de Galien - le singe - a une anatomie quelque peu différente de celle de l'homme ? Ces connaissances anatomiques - erronées - ont pourtant été enseignées et transmises durant plus de 10 siècles, de l'époque galienique jusqu'au *XVI^{ème}* siècle. Pourquoi tant de siècles se sont-ils écoulés avant que ces connaissances soient vérifiées, contestées et corrigées ?

Retournons quelques siècles en arrière, sur les traces des premiers anatomistes de l'époque antique, pour comprendre l'évolution de la découverte du corps humain...

1.1 HISTOIRE ET ÉVOLUTION DE L'ANATOMIE

Il était une fois, en Mésopotamie...

1.1.1 De l'époque antique à l'empire romain : des débuts chaotiques

Les premières connaissances du corps humain - aux environs de 3500 av. JC - étaient exploitées avant tout dans la pratique de l'art divinatoire ; les médecins étaient à la fois médecin, prêtre et devin. Chaque organe était emblématique avant même d'être considéré comme une fonction vitale : le cœur était le lieu de l'intelligence, le sang celui de la vie. Les plus anciennes descriptions anatomiques écrites, et reconnues à ce jour, proviennent de l'Égypte : il s'agit de papyrus, décrivant notamment le cœur, le sang et le foie (Fig. 1.1). Ces papyrus attestent du besoin de certaines connaissances de l'anatomie humaine pour le rituel de momification : extraction du cerveau par les narines, des viscères, et nettoyage et purification de l'abdomen. Néanmoins, de nombreuses erreurs figurent sur ceux-ci (le cœur y est par exemple représenté comme le centre des vaisseaux) et ces erreurs persisteront de longs siècles puisque, par culte du cadavre qui doit être préservé, les dissections scientifiques étaient alors interdites.

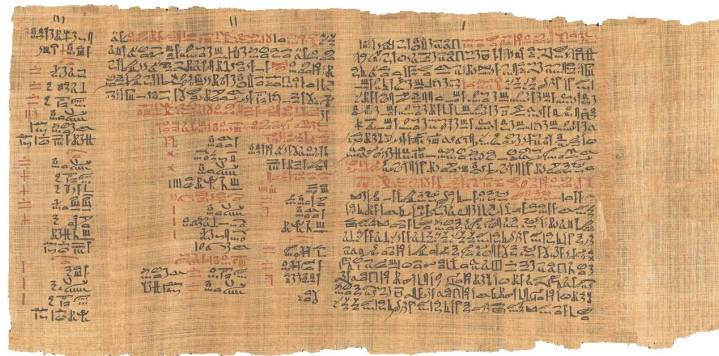


FIG. 1.1 – L'une des 110 pages du papyrus Ebers, l'un des plus anciens papyrus médicaux connus à ce jour (daté aux environs de 1550 av. JC.). Ce papyrus, long de plus de 20 mètres, contient un « traité sur le cœur », quelques connaissances sur les reins, de nombreux remèdes, notamment contre l'asthme, les troubles gastriques, le cancer (« tu ne feras rien contre ça ») ainsi que des traitements chirurgicaux contre les abcès et tumeurs.

De même qu'en Égypte, la dissection des morts était interdite en Grèce antique, et les observations se faisaient sur les animaux. Les rares connaissances anatomiques servaient alors davantage à la réflexion, et c'est ainsi que Platon (~427-346 av. JC) fit naître la théorie du microcosme, selon laquelle le corps humain est constitué comme le monde, c'est-à-dire des quatre éléments que sont l'air, la terre, l'eau et le feu. Ces éléments sont dits représenter les quatre humeurs du corps humain (sang, bile, lymphe, atrabile) et un déséquilibre entre ceux-ci conduirait à un état de maladie.

Hippocrate (460-377 av. JC) fut le premier à rejeter ces croyances et à ne plus considérer que les maladies sont causées par des forces surnaturelles ou divinatoires. Il révolutionna

la médecine en Grèce antique, fonda l'école de la médecine hippocratique, mit en commun l'ensemble des connaissances médicales des écoles précédentes, et institua le « serment d'Hippocrate » ; il est ainsi considéré comme le « père de la médecine » (Fig. 1.2, gauche).

C'est en Alexandrie, seule ville dans laquelle cela était autorisé, qu'Érasistrate et Hérophile, médecins grecs, réalisèrent les premières dissections de corps humains (~300 av. JC). Tandis qu'Érasistrate découvrit la structure du cerveau (deux hémisphères), du système nerveux central, et du système sanguin (en commettant toutefois l'erreur d'affirmer que les artères transportent de l'air, d'où la notion de « pouls »), Hérophile mit en place la « méthode scientifique » selon laquelle il faut fonder ses connaissances sur des observations et des expériences ; il rectifia ainsi l'erreur de son confrère en découvrant que le sang circule aussi dans les artères.

Les premiers écrits, constituant une partie des bases de l'anatomie humaine actuelle, furent rédigés par Claude Galien (131-201 ap. JC). Médecin grec, Galien réalisa de nombreuses dissections sur le singe, et regroupa toutes ses observations dans plus de 500 ouvrages : il y décrit le système nerveux, la myologie (fonctionnement des muscles), l'hygiène et aussi la diététique. Galien est, après Hippocrate, la plus grande figure de la médecine antique (Fig. 1.2, milieu). Son œuvre fut ainsi enseignée jusqu'au XVI^{ème} siècle sans être vérifiée, puisque les dissections humaines furent complètement interdites par le droit romain sous le règne de Marc Aurèle.



FIG. 1.2 – De gauche à droite : portrait d'Hippocrate (sculpté par Rubens, 1638), de Galien (lithographie de Vigneron, 1865) et de Vésale (portrait réalisé par Calcar, 1543).

1.1.2 André Vésale, père de l'anatomie moderne

Il fallut attendre les travaux d'André Vésale (de son nom latin : Andreas Vesalius, 1514-1564) pour découvrir les nombreuses erreurs commises par Galien et enseignées durant plus de 10 siècles.

Médecin flamand, Vésale est considéré par de nombreux historiens et scientifiques comme le plus grand anatomiste de la Renaissance, voire de l'histoire de la médecine (Fig. 1.2, droite). Professeur de chirurgie et d'anatomie à l'université de Padoue (université italienne, la plus réputée d'Europe à l'époque), de Bologne, et de Pise, il révolutionna les pratiques de l'enseignement. Tandis que les cours étaient jusqu'alors basés sur la lecture de textes

- notamment ceux de Galien - et accompagnés de dissections d'animaux réalisées par un chirurgien barbier, Vésale prit l'initiative d'effectuer lui-même les dissections devant ses étudiants : il estimait que l'intégralité du cours devait reposer sur ces dissections, qui représentent une source bien plus fiable que des textes. Ainsi, alors que jusqu'à présent personne n'avait entrepris de réaliser des expériences permettant d'appuyer ou de contester les textes de Galien, considérés comme irréfutables, cette nouvelle approche bouleversa la pratique médiévale traditionnelle et les connaissances anatomiques.

Vésale publia en 1538 six grands tableaux anatomiques illustrés réalisés durant ses cours. En 1539, il obtint non seulement l'autorisation du juge Mercantonio de disséquer les cadavres des condamnés, mais aussi celle de faire retarder leur exécution pour disposer de corps frais au moment opportun. Il découvrit ainsi les nombreuses erreurs commises par Galien, dont les descriptions correspondaient davantage à l'anatomie du singe et non de l'homme, et effectua en 1540 la dissection simultanée d'un singe et d'un homme pour les comparer et appuyer ses hypothèses. Néanmoins, la plupart des scientifiques de l'époque contestèrent ses découvertes, par fidélité envers Galien. Certains prétendaient même que c'était le corps humain qui avait changé depuis l'époque de Galien, et donc, que le maître ne s'était pas trompé. Malgré toute cette animosité soulevée, Vésale persista et travailla pour la première fois en collaboration avec des artistes qui réalisèrent des schémas anatomiques de très grande qualité.

En 1543, il effectua la première dissection publique, celle d'un célèbre meurtrier de Bâle (Suisse). Il en préleva les os avec l'aide d'un chirurgien et reconstitua le squelette. Celui-ci, aujourd'hui exposé au musée anatomique de l'université de Bâle, est la plus vieille « préparation anatomique » du monde.

1.1.3 Les premiers supports : planches anatomiques et traités

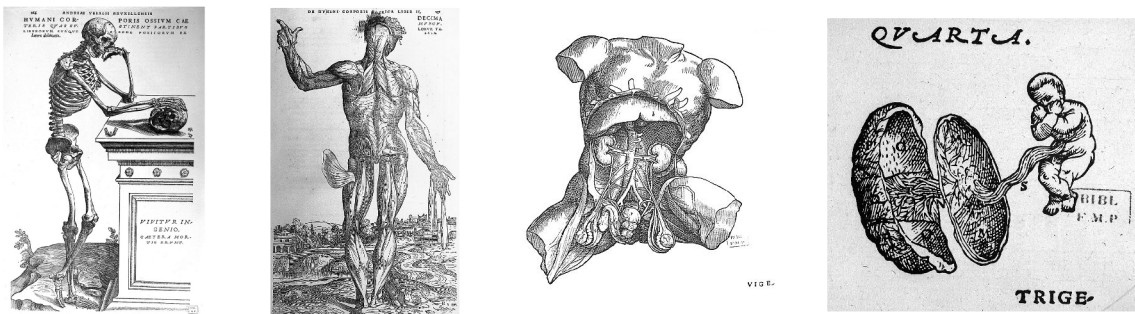


FIG. 1.3 – Illustrations extraites de *De humani corporis fabrica* (Vésale). De gauche à droite : « Squelette méditant », p.164 ; « Ecorché dans un paysage vu de dos », p.197 ; « Appareil urogénital masculin », p.372 ; « Fœtus », p.382.

C'est en cette même année 1543 que Vésale publia *De humani corporis fabrica*, un recueil sur l'anatomie humaine composé de 7 volumes de 700 pages (Fig. 1.3). Cette œuvre, plus grand traité anatomique depuis Galien et référence incontestable de l'anatomie moderne, met en lumière plus de 200 erreurs commises par Galien. Ce recueil, entièrement basé sur des observations faites lors de dissections, décrit aussi de façon très complète l'anatomie du corps humain : os, articulations, muscles, cœur, vaisseaux sanguins, système nerveux et cerveau sont étudiés et illustrés par de nombreuses planches, en partie réalisées par Jan van Calcar, élève de Titien

(peintre italien de l'école de Venise). Même si quelques erreurs persistent dans ces travaux, probablement dues à l'influence galiénique, Vésale permit de poser les bases des techniques de réanimation grâce à la description très précise qu'il offrit du mécanisme de respiration.

1.1.4 L'anatomie au fil des siècles

Parallèlement, la découverte récente de l'imprimerie ouvrant la porte à la diffusion des savoirs, une nouvelle collaboration entre anatomistes et artistes se mit en place : ces derniers, orientés par les premiers, réalisèrent de nombreuses planches illustrant les connaissances anatomiques nouvellement acquises.

D'autres, à la fois artistes et scientifiques, travaillèrent de façon indépendante. L'on pense notamment à Léonard de Vinci qui réalisa de nombreuses études du corps humain, notamment sur l'embryon humain ou sur les mouvements faits par le biceps (Fig. 1.4). Il fut par ailleurs le premier à décrire avec exactitude les structures du cœur, les ventricules du cerveau et l'aspect mécanique de la musculature des membres inférieurs. Notons que ses travaux furent semble-t-il réalisés dans l'intention d'être largement diffusés, puisque ceux-ci reposaient sur des feuillets ayant un format facilitant l'édition.

Dans la même période, les textes - auparavant écrits dans la langue usuelle du pays de l'anatomiste - furent rédigés en latin, langue réservée à l'enseignement des « medici ». Ceci permit de diffuser une « nomenclature anatomique » accessible à l'ensemble des médecins européens, et par là même, de mettre en place une certaine méthode scientifique en anatomie. Cette démarche scientifique fut principalement initiée par Vésale qui souhaitait se placer d'un point de vue strictement anatomique, sans entrer dans les débats philosophiques ou religieux. Il affirma ainsi, au travers de *De humani corporis fabrica*, ne décrire que la « fabrique », c'est-à-dire l'agencement du corps humain.

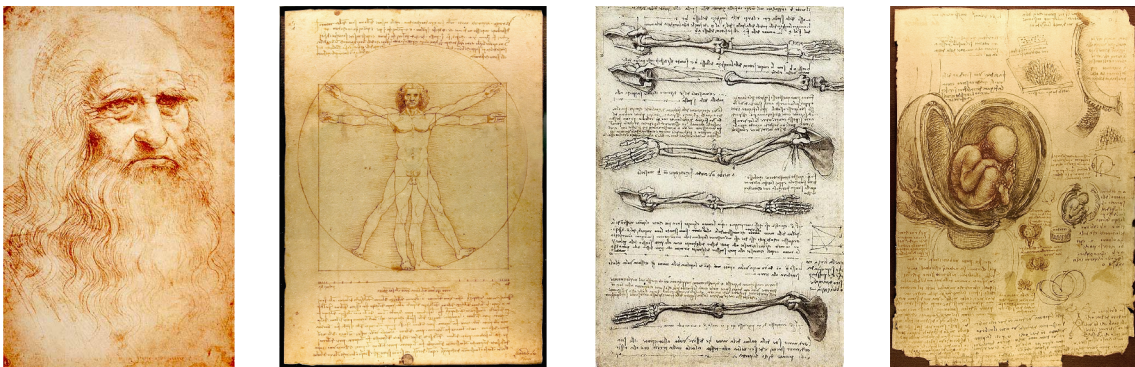


FIG. 1.4 – Léonard de Vinci et ses études : autoportrait (1512-1515), « L'homme de Vitruve » (étude sur les proportions du corps humain, 1485-1490), « Etude sur les mouvements faits par le biceps » (~ 1510), « Etude anatomique du fœtus dans l'utérus » (1510-1513).

Ambroise Paré (1510-1590) fut l'une des autres figures emblématiques de ce *XVI^{ème}* siècle. Chirurgien militaire, il souligna l'importance de l'anatomie dans sa discipline et rédigea un traité destiné aux barbiers-chirurgiens, recueil illustré par des représentations de Vésale. Père de la chirurgie moderne, il inventa de nombreux instruments et mit au point un système de ligature

des artères afin de remplacer la cautérisation traditionnellement utilisée lors des amputations (Fig. 1.5).

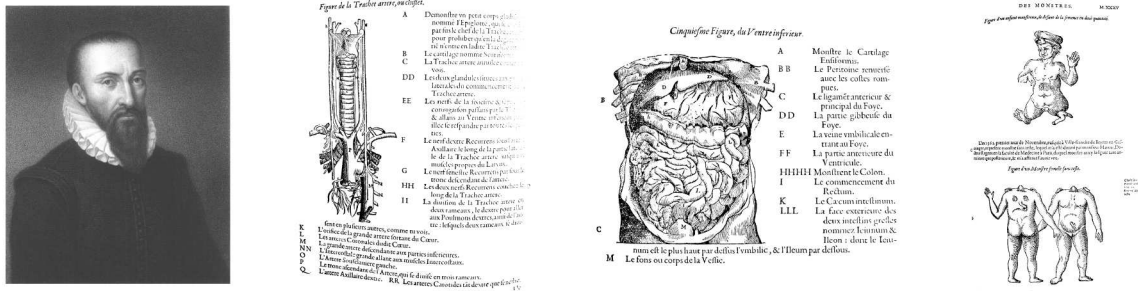


FIG. 1.5 – Portrait d'Ambroise Paré réalisé par William Holl (1807-1871). Illustrations extraites du recueil « Les œuvres de M. Ambroise Paré, ... : avec les figures & portraits tant de l'anatomie que des instruments de chirurgie, & de plusieurs monstres » (1585). De gauche à droite : étude sur la trachée, le ventre inférieur et les monstres.

Tandis que l'anatomie du XVII^{ème} siècle était basée sur l'étude microscopique (découverte, entre autres, des vaisseaux capillaires), le XVIII^{ème} siècle vit la naissance de l'anatomie comparée (comparaison de l'anatomie des différentes espèces), de l'anthropologie et de la biologie. Ce fut aussi l'époque des galeries d'histoire naturelle et des amphithéâtres anatomiques, grands édifices dédiés à la dissection publique de corps humains (Fig.1.6).

Le XIX^{ème} siècle fut marqué quant à lui par l'histologie (étude des tissus biologiques) et par la démonstration de la théorie des cellules. De grands traités d'anatomie datent de cette époque, notamment l'atlas lithographique de J.-M. Bourguery en 16 tomes (Fig. 1.7) et l'étude du système lymphatique de C. Sappey (1874).

1.2 ÉVOLUTION DE L'ENSEIGNEMENT DE L'ANATOMIE

L'enseignement de l'anatomie fut fortement guidé par l'évolution de la représentation même de celle-ci. Comme nous venons de le voir, l'écrit et le parler ont longtemps précédé la représentation graphique. Au début du XVI^{ème} siècle, l'enseignement médical reposait essentiellement sur des lectures de textes (notamment ceux de Galien), récitations et discussions, dont le but était la recherche de l'harmonie entre philosophie et médecine. Ce n'est qu'à la Renaissance, avec la naissance de la représentation perspective telle qu'on la connaît aujourd'hui, que les premiers traités anatomiques illustrés virent le jour. Le dessin - jusqu'alors uniquement considéré comme une étude préparatoire à une peinture artistique - devint avec la perspective

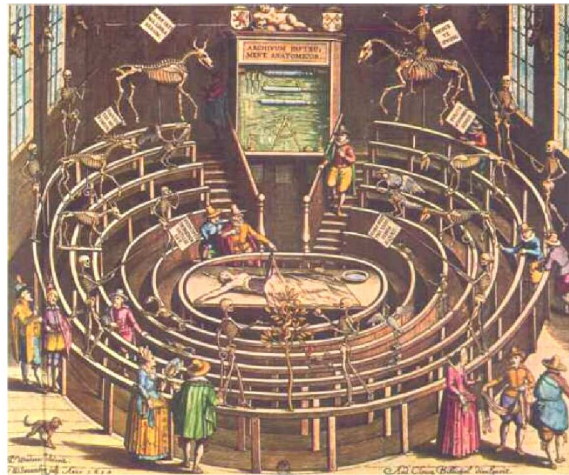


FIG. 1.6 – Première image du théâtre anatomique de Leyde (1610) représentant le théâtre avec des squelettes humains et animaux dans les gradins prévus pour le public. Dessin de J. Woudanus, gravure de W. Swanenburg.

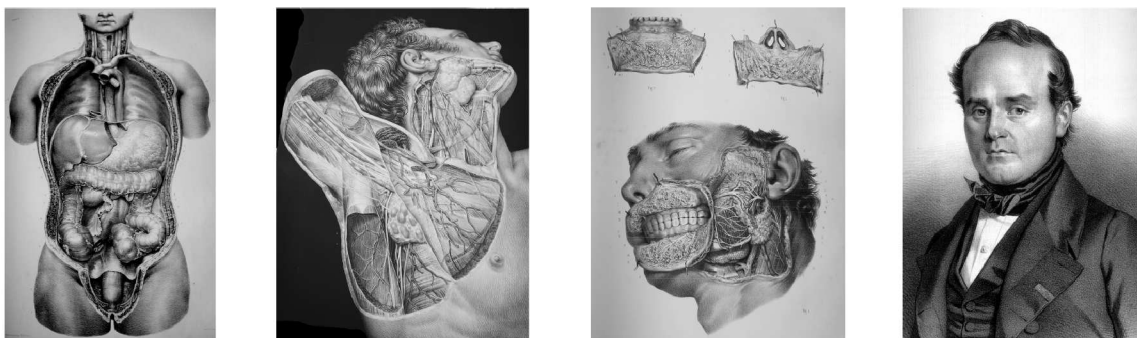


FIG. 1.7 – Illustrations extraites du recueil « Traité complet de l'anatomie de l'homme comprenant la médecine opératoire, avec planches lithographiées d'après nature par Nicolas Henri Jacob » de Bourgery (1831-1854). De gauche à droite : « Ensemble des viscères digestifs » (Tome V, planche 4), « Loges musculaires, aponévroses, vaisseaux et nerfs du cou et de l'aisselle » (Tome VI, planche 6), « Appareil salivaire » (Tome V, planche 14 bis). A droite : portrait de Bourgery réalisé par Nicolas Eustache Maurin.

un outil de connaissance analytique et de « mise en ordre du réel »¹.

1.2.1 Les premières planches anatomiques colorées

Les planches anatomiques, qui ont vu le jour avec Vésale, connurent une seconde naissance avec l'apparition de la lithographie (reproduction en de nombreux exemplaires de gravures sur pierre) et de la couleur. Les travaux de Paolo Mascagni en sont les premiers exemples (Fig. 1.8).

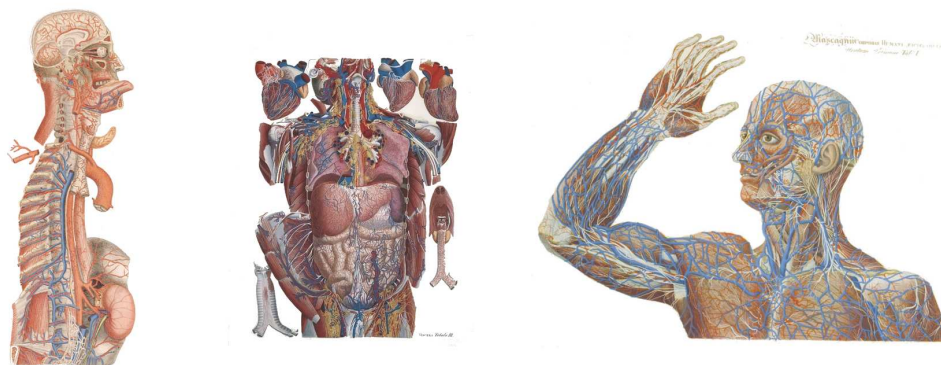


FIG. 1.8 – Illustrations de Mascagni sur les vaisseaux.

Alors que Mascagni, médecin italien (1755-1815), décéda en laissant derrière lui de nombreuses contributions anatomiques non publiées (synthèse des connaissances vasculaires de l'époque, analyse des vaisseaux lymphatiques, premières découvertes microscopiques, premières idées du rôle des globules rouges), ses travaux furent repris et édités en 90 planches dessinées par Pedretti. Afin d'accorder l'importance qui était dûe aux travaux de Mascagni sur les vaisseaux, Antonmarchi (médecin de Napoléon à Saint-Hélène) fit ajouter manuellement de la couleur sur les graphismes de la lithographie : rouge écarlate pour les artères, bleu pour les veines, blanc pour les nerfs et le tissu lymphatique.

1.2.2 Les premières planches anatomiques à caractère didactique

Rapidement, le dessin et la couleur ne furent plus suffisants aux yeux des anatomistes pour représenter l'ensemble des connaissances anatomiques acquises. Ainsi, tandis que certains d'entre eux réclamaient explicitement des règles de figurations, d'autres, tels Jules Cloquet (chirurgien français, 1790-1883), ajoutèrent des informations d'anatomie-pathologique et des observations microscopiques dans leurs planches.

Parallèlement, Jean-Baptiste Marc Bourgery (médecin et anatomiste français, 1797-1849) reconsidéra tous les traités anatomiques et les fit redessiner d'après nature par Nicolas-Henri

¹Analyse issue de l'ouvrage intitulé « Collectif - Le Dessin (histoire d'un art) », de J. Leymarie, G. Monnier et B. Rose. Edition Skira. 1979. 279 pages. Un extrait est disponible à l'adresse <http://docs.google.com/viewer?url=http://www.artasauthority.com/images/LedessinhistordunArt.pdf>.

Jacob (peintre d'histoire et professeur de dessin à l'École vétérinaire de Maisons-Alfort) qui y ajouta les dernières découvertes (Fig. 1.9). Selon Bourgery, toute planche devra être didactique, c'est-à-dire que « la science y sera représentée dans son état le plus avancé et qu'elle y paraîtra avec toutes ses applications ».



FIG. 1.9 – Illustrations extraites du recueil « *Traité complet de l'anatomie de l'homme comprenant la médecine opératoire, avec planches lithographiées d'après nature par Nicolas Henri Jacob* » de Bourgery (1831-1854). De gauche à droite : « Extraction des dents » (Tome VI, planche 24), « Position du bistouri. Incision » (Tome VI, planche 14), « Amputation du poignet » (Tome VI, planche 71).

1.2.3 Louis Auzoux et les premiers écorchés d'anatomie

Le XIX^{ème} siècle vit aussi l'apparition des premiers écorchés, c'est-à-dire des représentations d'hommes ou d'animaux dépouillés de leur peau. Même si quelques artistes avaient auparavant réalisé ce genre de travaux - l'on pense notamment au célèbre *Ecorché* de Jean-Antoine Houdon (sculpteur français, 1741-1828) -, c'est Louis Auzoux, docteur en médecine français (1797 - 1878), qui réalisa les premiers écorchés d'anatomie sur lesquels sont représentés les vaisseaux et autres structures organiques (Fig. 1.10).

Auzoux présenta son premier prototype en papier mâché en 1822 à l'Académie Royale de Médecine mais ce n'est qu'en 1824 qu'il reçut sa première commande du Ministère de l'Intérieur et exposa son premier écorché d'anatomie à l'Académie des Sciences. Il créa en 1828 à Saint-Aubin-d'Écrosville (Haute-Normandie, ville natale) une fabrique de pièces détachées d'anatomie, en s'appuyant sur un procédé de moulage au plomb (cartons moulés dans des moules en plomb, puis assemblés et peints). Ses écorchés ont été utilisés pendant de nombreuses générations à travers le monde pour former les médecins, et sont encore fabriqués de nos jours par l'entreprise Auzoux qui fournit sur demande des écorchés aux écoles de médecine. De nombreuses pièces sont actuellement exposées au *Musée de l'écorché d'anatomie du Neubourg* ouvert depuis 1995.

Avec ces dernières découvertes et ces nouvelles représentations anatomiques en couleur ou sur support 3D, l'anatomie descriptive était parvenue au terme de son évolution.

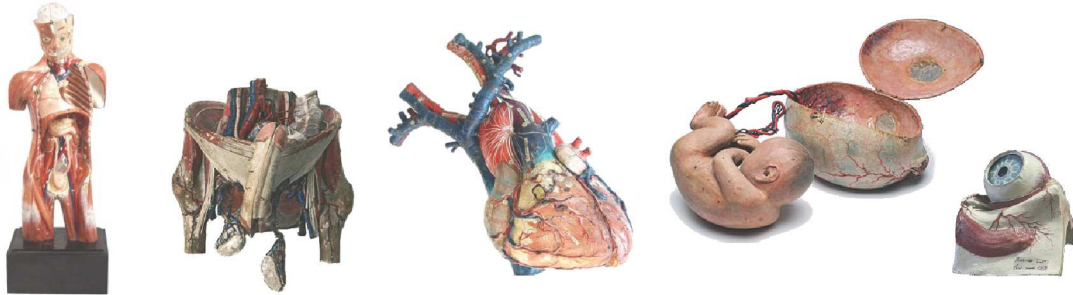


FIG. 1.10 – Ecorchés en papier mâché réalisés par Louis Auzoux. De gauche à droite : modèle d'un torse, d'un bassin masculin, du cœur, représentation de la naissance, modèle d'un œil.

1.2.4 L'anatomie contemporaine : une approche « clinique » et de nouveaux traités

Aujourd'hui, à la vue des outils dont disposent médecins, chirurgiens et autres spécialistes, les connaissances considérées comme nécessaires pour la pratique de la médecine sont avant tout des connaissances *techniques*. L'enseignement de ces connaissances a pris ces dernières années une place considérable dans le cursus des études médicales, et ce au détriment des cours d'anatomie descriptive, qui ne représentent plus qu'une infime partie du cursus. Cet enseignement de l'anatomie descriptive se restreint ainsi aux connaissances minimales requises pour comprendre la physiologie, la sémiologie ², la physiopathologie ³, et les traitements associés. Ainsi, si la médecine devient de plus en plus sophistiquée, les connaissances anatomiques reculent.

Avec cette nouvelle approche de l'anatomie, dite « clinique », les traités d'anatomie ont dû s'adapter, afin de répondre aux besoins plus concrets des médecins sans se perdre dans des variations anatomiques. Les ouvrages anatomiques du Professeur Kamina (Professeur d'Anatomie et Gynécologue, actuellement à la retraite) attestent de cette évolution : les structures anatomiques y sont présentées de façon didactique, toujours à la recherche de la simplification et de la clarté du croquis. Ses précis sont devenus une référence incontournable dans l'enseignement actuel de l'anatomie (Fig. 1.11).

D'autres ouvrages d'anatomie tout autant prisés par les étudiants en médecine sont les atlas de Netter (1906-1991). Ceux-ci, tout en offrant des planches anatomiques d'une grande qualité graphique, visuelle, voire esthétique, représentent un outil d'apprentissage très concis (Fig. 1.12). Dépourvus de toute description, les schémas ne sont accompagnés que d'une simple légende, et se suffisent à eux-mêmes pour mettre en valeur les structures anatomiques les unes par rapport aux autres. Ainsi, ce qui fait aujourd'hui la qualité d'un ouvrage pédagogique est avant tout la qualité esthétique de ses croquis.

²La sémiologie est la « partie de la médecine qui traite des signes des maladies, pour en tirer des conclusions relatives au diagnostic et au pronostic » (Larousse 2010).

³La physiopathologie est l'« étude des mécanismes modifiant les fonctions organiques (respiration, circulation, digestion, élimination, reproduction) » (Larousse 2010).

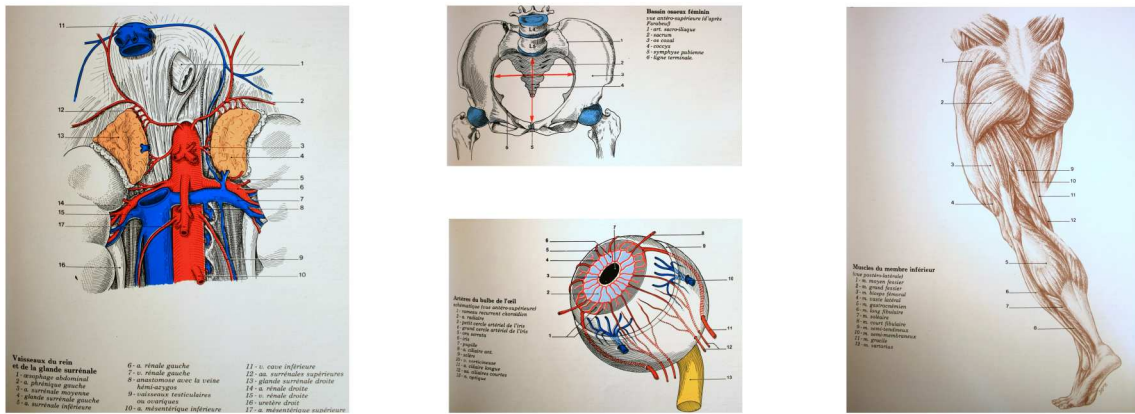


FIG. 1.11 – Illustrations extraites du recueil « Dictionnaire Atlas d'Anatomie » de Kamina (1983). De gauche à droite : « Vaisseaux du rein et de la glande surrénale » ; « Bassin osseux féminin » (haut), « Artères du bulbe de l'œil » (bas) ; « Muscles du membre inférieur ».

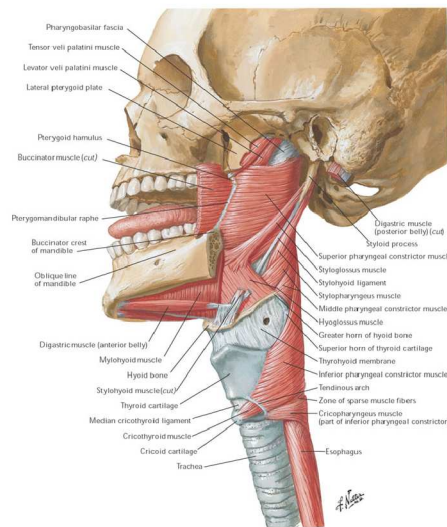


FIG. 1.12 – Planche anatomique extraite de « Atlas of Human Anatomy » de Netter (1989), illustrant les muscles du pharynx (vue latérale).

1.2.5 L'enseignement actuel de l'anatomie : les dessins à la craie sur fond de tableau noir, face aux nouvelles technologies

Ces cinq derniers siècles sont les témoins de l'évolution chaotique de l'anatomie et de la complexité de cette science, mais aussi du travail acharné de nombreuses générations d'anatomistes pour nous faire parvenir les connaissances que nous avons aujourd'hui du corps humain.

C'est sans doute cet héritage si riche qui explique l'attachement des professeurs d'anatomie à la pratique d'un enseignement traditionnel en amphithéâtre, tel que cela l'était il y a 500 ans déjà. Aujourd'hui, de nombreux enseignants réalisent encore des dessins à la craie sur tableau noir, devant un amphithéâtre d'étudiants, tout en s'appuyant sur des ouvrages de référence tels les *Feuillets d'anatomie de Brizon et Castaing* des années 1950, les *Monod et Duhamel* des années 1940, les *Précis d'anatomie clinique* de Kamina, ou encore le *Traité d'Anatomie Humaine* de Léo Testut (1889). Ces cours, parfois accompagnés de dissections de cadavres montrant les structures 3D dans leur agencement naturel, sont aussi largement illustrés par des maquettes anatomiques de type squelettes ou écorchés.

Par ailleurs, depuis une vingtaine d'années, de nouvelles techniques d'imagerie médicales (radiographie, IRM (Imagerie par Résonance Magnétique), etc.) fournissent des images « in vivo » des structures internes du corps humain, sous forme de coupes 2D, et ce, sans même avoir recours à la dissection *post mortem* (Fig. 1.13). L'utilisation de ce type d'images, approche plus récente mais néanmoins grandissante, nécessite de la part des étudiants une certaine capacité d'abstraction pour se faire une représentation de l'organe 3D à partir d'une ou plusieurs de ces coupes.



FIG. 1.13 – De gauche à droite : radiographie d'un bassin, IRM du genou (coupe sagittale), IRM du cerveau (coupe sagittale).

Tournons-nous quelques instants vers l'enseignement de l'anatomie hors de notre pays. A l'étranger, le statut de professeur d'anatomie tend à disparaître, la discipline étant couramment enseignée par des cliniciens purs. L'organisation même de l'enseignement évolue : l'on parle maintenant d'« enseignement intégré » dans lequel l'anatomie est enseignée sous forme de modules, en lien direct avec les appareils (systèmes nerveux, uro-génital, digestif, cardio-vasculaire, etc.) et les pathologies concernées.

Parallèlement à cette évolution de la structure même de l'enseignement traditionnel, des cours d'anatomie - destinés à différents publics - sont de plus en plus souvent diffusés sur le *Web*, exploitant ainsi les capacités de toutes sortes de supports numériques émergeant depuis quelques années.

1.3 LE NUMÉRIQUE DANS L'ENSEIGNEMENT DE L'ANATOMIE : OUTIL COMPLÉMENTAIRE OU SUBSTITUTION ?

1.3.1 Naissance du numérique et révolution des supports de communication

Avec la naissance d'*Internet* et du *World Wide Web* (« Toile d'araignée mondiale » en français, et plus communément appelé *Web*), nous avons assisté, ces deux dernières décennies, à l'apparition de nouveaux outils d'accès à l'information (moteurs de recherche, presse en ligne, blogs) mais aussi de communication (courrier électronique, messagerie instantanée, visio-conférence, etc.).

Ces nouveaux outils, que l'on appelle couramment les *Technologies de l'Information et de la Communication* (TIC), nous ont fait basculés d'une « société industrielle » à une « société de l'information ». Parallèlement, cette information s'est diversifiée grâce à l'émergence du *multimédia* (contenu numérique) et de ses nombreuses applications : alors que, jusqu'à présent, les informations dont nous disposions étaient directement capturées du réel, (photographies, vidéos), nous avons maintenant accès à des informations « fabriquées » (images de synthèse, reconstructions 3D à partir de données réelles 2D, simulations numériques - par exemple pour expliquer des phénomènes météorologiques). Ces images de synthèse (Fig. 1.14) sont par ailleurs fortement utilisées dans le domaine de la vulgarisation scientifique, et les émissions didactiques pour enfants, telles « Il était une fois... la vie »⁴.

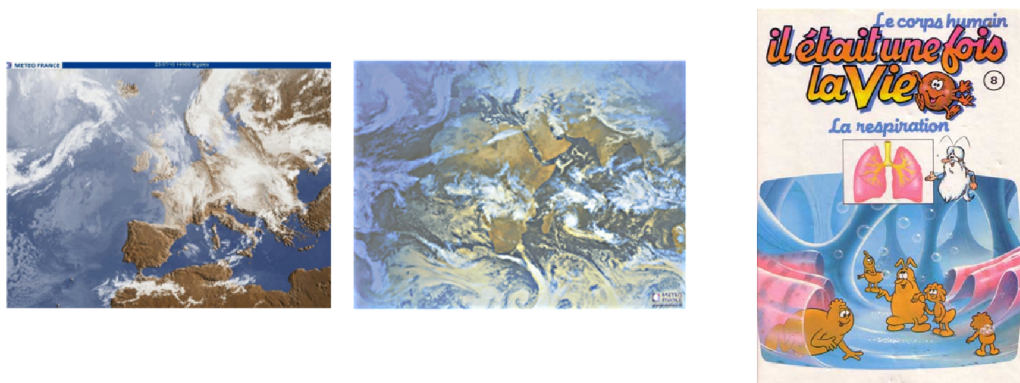


FIG. 1.14 – Exemples d'images réelles et virtuelles. Données de Météo France : image satellite « réelle » (à gauche) et modélisation météorologique (image virtuelle « fabriquée », au centre). A droite : couverture d'un album de la collection « Il était une fois... la vie », consacré à la respiration.

En 1997, la Direction de l'Information Scientifique et des Technologies Nouvelles du Ministère de l'Éducation Nationale estima que « l'École ne peut rester à l'écart de ces évolutions, sous peine de faire apparaître des handicapés de la société de l'information ». Cet accès facile

⁴Emission aussi diffusée sous forme d'albums, la collection étant composée de 65 ouvrages.

à toutes sortes d'informations, rapide voire quasi-instantané, et sans limitation géographique, a ainsi ouvert la voie à de nouveaux outils numériques d'enseignement; c'est ce que l'on appelle les *Technologies de l'Information et de la Communication pour l'Education* (TICE). La génération actuelle d'élèves est donc l'une des premières à profiter de ces nouvelles ressources pédagogiques mais aussi de nouveaux outils de travail individuels (logiciels de simulation, didacticiels, CD-Rom et DVD-Rom interactifs avec leçons, exercices et auto-correction).

Plus récemment, depuis le début des années 2000, le tableau blanc interactif a fait son entrée dans les écoles (Fig. 1.15). Il s'agit d'un écran blanc tactile avec lequel il est possible d'interagir au moyen d'un stylet ou du doigt. Un vidéo-projecteur permet d'y faire afficher du texte, des images et des vidéos suivant la leçon du moment. Ce type de tableau permet aussi de déplacer des objets dessinés, de les faire pivoter, de changer leur taille, de manipuler les mots, etc.



FIG. 1.15 – Illustration d'un cours faisant appel au tableau blanc interactif (image extraite du site Web « courrier-picard.fr », 15/07/2010)

Ainsi, si ce genre d'enseignement tend à développer chez les élèves le sens du travail « collaboratif », le Web offre à l'inverse la possibilité de se former à distance en autodidacte, et donc de façon individuelle, au moyen d'outils de plus en plus nombreux et diversifiés. Outre les didacticiels et autres programmes interactifs proposant des formations structurées par leçons, le télé-enseignement - aussi connu sous le nom d'« Université virtuelle » - se démocratise : les universités mettent à disposition sur le Web les cours qu'elles dispensent, et proposent aux étudiants suivant ce processus de formation à distance de bénéficier des conseils des professeurs de l'université. Alors qu'auparavant ce type d'enseignement était majoritairement proposé pour des formations littéraires (droit, philosophie, lettres, etc.) dont les supports principaux de cours sont des ouvrages, l'émergence du multimédia a tout récemment permis d'ouvrir la voie aux formations scientifiques à distance, qui nécessitent des supports plus diversifiés (cours animés, logiciels de simulations 3D).

1.3.2 Emergence et diversité des cours d'anatomie sur le Web

Naturellement, les universités de médecine ou professionnels du domaine ne sont pas en reste pour mettre à profit l'essor du multimédia : de nombreux sites Web offrent ainsi des cours d'anatomie consultables par tous, étudiants ou experts.

Ces sites, à vocation pédagogique, proposent une multitude de ressources : des cours, des vidéos d'opérations médicales ou de dissections, des références bibliographiques et webographiques, et parfois même des examens blancs et leurs corrections pour que les étudiants puissent être autonomes dans leur apprentissage. Les cours proposés se présentent au moyen de supports très divers : textes accompagnés d'illustrations, présentations plus élaborées sous forme de diapositives animées (type *PowerPoint*), ou encore vidéos de cours enregistrées par les professeurs eux-mêmes lors de leurs interventions en amphithéâtre.

Pour illustrer cette diversité de ressources pédagogiques *en ligne*, l'on peut citer deux sites, particulièrement intéressants car offrant un riche contenu : *Neur@nat*⁵ et *Wikinu medecine*⁶.

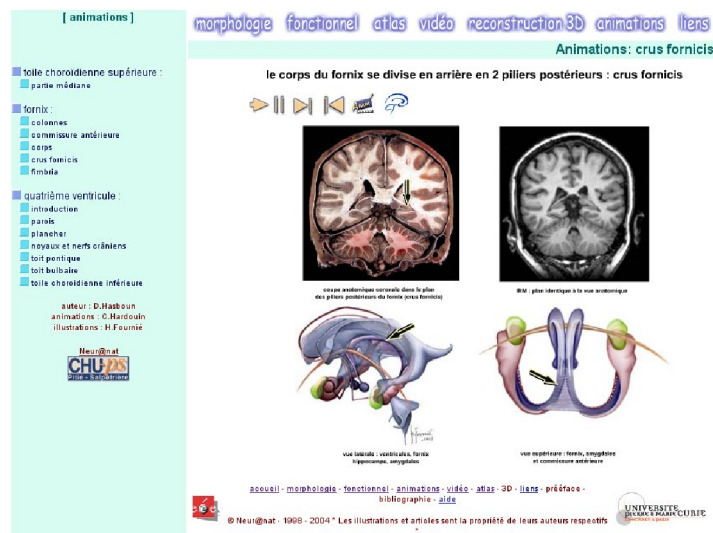


FIG. 1.16 – Capture de l'interface du site Web *Neur@nat* : animation sur le fornix (l'une des cinq commissures inter-hémisphériques du cerveau).

Neur@nat, site créé à l'initiative du Docteur Hasboun, neurologue et neuroanatomiste au CHU Pitié-Salpêtrière à Paris, a pour but de proposer divers outils à vocation pédagogique (Fig. 1.16). En plus de cours standards, d'un atlas neuroradiologique, d'illustrations réalisées par une illustratrice médicale et scientifique, et de vidéos, ce site offre un outil de reconstruction 3D manipulable par les utilisateurs ainsi qu'une galerie d'images 2D et d'objets 3D en images de synthèse.

⁵<http://www.chups.jussieu.fr/ext/neuranat/>

⁶<http://wikinu.org/>

Wikinu medecine (Fig. 1.17), développé quant à lui sous l'initiative de l'UMVF (*Université Médicale Virtuelle Francophone*, fédération de 33 universités françaises dont Grenoble), propose en accès libre la majorité des cours dispensés dans ces universités, sous forme de diapositives ou de vidéos.

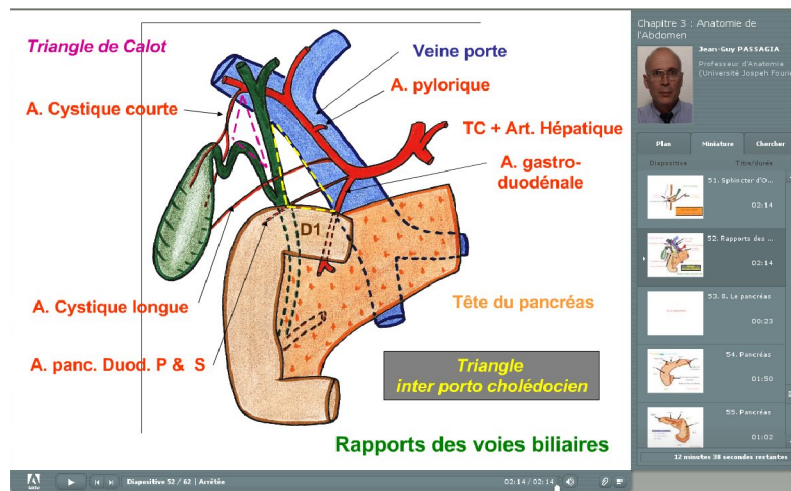


FIG. 1.17 – Capture de l'interface du site Web Wikinu medecine : cours sur l'« Anatomie du tube digestif et de ses glandes annexes » présenté au travers de diapositives animées, et accompagné d'un discours de l'enseignant.

A la vue de ces nouveaux médias d'apprentissage, d'aucuns penseront que l'enseignement traditionnel de l'anatomie - les fameux dessins de craie sur fond de tableau noir - n'a plus lieu d'être. En effet, pourquoi ne pas simplement illustrer les cours d'anatomie au moyen des documents disponibles sur le Web et des logiciels de visualisation 3D, ces derniers permettant d'avoir un aperçu des structures du corps humain bien plus réaliste qu'au tableau ?

1.4 VERS DES CROQUIS ANATOMIQUES INTERACTIFS : MOTIVATIONS

Malgré une avancée technologique offrant des atouts indéniables, nombreux sont les enseignants qui restent attachés à cette tradition du dessin à la craie, non seulement parce qu'il serait dommage d'oublier cette tradition qui atteste de l'histoire de l'anatomie même, mais aussi parce que le dessin est un vecteur de communication essentiel durant un cours.

1.4.1 Le croquis, dialogue entre professeur et élève

Qu'appelle-t-on « dessin » ? En évoquant le mot, certains penseront aux dessins d'enfants ou d'artistes, aux caricatures, tandis que d'autres penseront aux dessins techniques, plus schématiques, tels ceux réalisés par les architectes par exemple, ou même les fameux manuels d'assemblage de meubles ; sans oublier bien sûr les dessins narratifs telles les bandes dessinées (Fig. 1.18, 1.19 & 1.20).



FIG. 1.18 – De gauche à droite : dessin d'enfant extrait de la couverture du livre « Comment interpréter les dessins d'enfants » de Nicole Bédard, deux caricatures de Plantu : « L'Afrique, continent oublié » (1983) & Illustration du jugement de Maurice Papon, dernier français accusé de crimes contre l'humanité sous Vichy (2007), manuel de montage d'une penderie (extrait de Ikea.com).



FIG. 1.19 – Dessins d'artistes. De gauche à droite : Le kiosque de Valence par Raymond Peynet, « Don Quichotte » vu par Pablo Picasso (1955), Croquis de Michel-Ange (1475-1564), Illustration de Hans Erni (1968) dans l'ouvrage de Paré « Les œuvres de M. Ambroise Paré, [...] ».

Plus généralement, le dessin est défini comme une « représentation sur une surface de la forme [...] d'un objet ou d'une figure. » (*Larousse 2010*).

Or, qui dit « représentation » dit « interpréter », « porter son regard sur ». Et, en effet, le terme « représentation » est défini, dans cette même encyclopédie, par l'« action de rendre sensible quelque chose au moyen d'une figure, d'un symbole, d'un signe ». Par ailleurs, si l'on revient à l'origine du terme « dessin », ce mot s'écrivait de la même façon que le mot « dessein » jusqu'au XVIII^{ème} siècle, « dessein » signifiant « projet, intention de montrer ».

Un dessin est donc un outil de communication, imprégné de son auteur et de son message.

Avant de poursuivre, donnons une dernière définition, celle du « croquis », qui est au cœur même de cette thèse. Un croquis est un « dessin rapide dégageant, à grands traits, l'essentiel du sujet, du motif » (*Larousse 2010*). Réaliser un croquis demande donc une certaine capacité

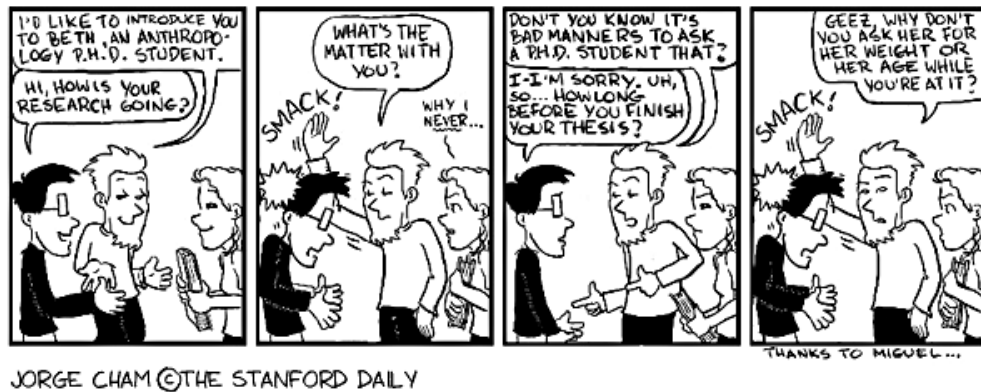


FIG. 1.20 – Autre type de dessin, la bande dessinée. Ici, quelques vignettes issues du site www.phdcomics.com.

d'abstraction et de simplification, mais aussi de perception pour retranscrire les perspectives et volumes ; il s'agit d'une réelle « appropriation » de l'objet dessiné.

Au travers de ces définitions, l'on comprend rapidement la dimension supplémentaire apportée par le croquis par rapport à une photographie ou une vidéo : il permet d'épurer le sujet pour en dégager les caractéristiques essentielles, sous-entendu *essentielles selon le dessinateur*. Le dessin - que nous appellerons indifféremment « croquis » par la suite - est donc un *vecteur de communication*.

Qu'en est-il de l'illustration scientifique ? Et plus spécifiquement du dessin anatomique ?

Le schéma anatomique, plus qu'une simple représentation, est un schéma « fonctionnel », « conceptuel », qui permet de mettre en évidence certaines fonctions ou relations des structures anatomiques étudiées. Ces schémas font appel à des conventions - par exemple le bleu pour les veines et le rouge pour les artères, comme nous l'avons vu avec Mascagni en 1815 - et s'adressent donc à un public averti : seul l'observateur connaissant ces conventions peut comprendre le sens du croquis. L'illustrateur scientifique suppose donc qu'il partage certaines perceptions et connaissances avec l'observateur ; il n'est alors pas nécessaire pour lui de « tout » dessiner pour faire comprendre l'objet du croquis (Fig. 1.21).

Si nous revenons aux croquis réalisés par le professeur au tableau, leur intérêt semble maintenant peu discutable : suivant le niveau de connaissances de son auditoire, l'enseignant peut aller à l'essentiel du message par une représentation épurée de l'objet considéré, puis compléter ce croquis si davantage de détails sont demandés par les étudiants pour comprendre ce qui est représenté. Ainsi, si l'illustration scientifique que l'on trouve dans les ouvrages est un vecteur de communication unilatérale - dans le sens où seul l'illustrateur communique un message au lecteur -, les croquis réalisés par l'enseignant au tableau permettent quant à eux d'établir un dialogue entre professeur et élèves. Par ce dialogue visuel, l'enseignant s'assure que le message qu'il tente de communiquer est bien compris.

Par ailleurs, comme l'a dit Napoléon Bonaparte, « un bon croquis vaut mieux qu'un long

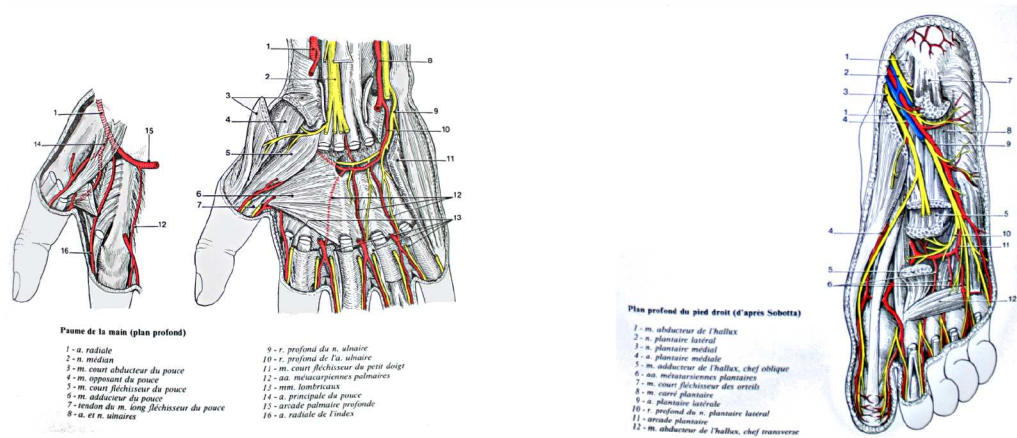


FIG. 1.21 – Illustrations extraites du recueil « Dictionnaire Atlas d'Anatomie » de Kamina (1983). A gauche : « Arcade palmaire profonde ». A droite : « Plan profond du pied droit ». Ces illustrations témoignent de l'intérêt du croquis, qui est de pouvoir mettre en évidence certaines structures au moyen de codes de couleurs (en jaune, les nerfs ; en rouge, les artères ; et en bleu, les veines).

discours », et c'est sur cette idée même que repose l'enseignement traditionnel actuel : le discours tenu par l'enseignant durant un cours repose entièrement sur le croquis qu'il élabore simultanément et de façon incrémentale au tableau. Ainsi, le croquis reste le support conducteur du cours, et l'enseignant apporte oralement les éléments permettant d'en comprendre son fonctionnement, sans pour autant encombrer les schémas de légendes superficielles (Fig. 1.22).

Reprenons maintenant l'exemple des images médicales, de plus en plus fréquemment utilisées dans les cours actuels d'anatomie. Les trois images de la figure 1.23 représentent la même vertèbre, à l'aide d'images médicales d'une part, et d'un croquis d'autre part. De façon subjective certes, il semble que la représentation schématisée soit plus compréhensible et plus expressive que les images médicales pour des novices de la discipline.

Ainsi, si nous disposons d'images toujours plus riches et plus précises, celles-ci nécessitent souvent une schématisation incrémentale accompagnée d'un discours pédagogique pour rester compréhensibles par des étudiants. Le professeur a donc encore un rôle essentiel à jouer dans l'enseignement de l'anatomie, et ce malgré l'essor de toutes ces nouvelles techniques et technologies.

1.4.2 Le rôle de la 3D dans l'enseignement de l'anatomie

Si nous venons de montrer le rôle fondamental du croquis anatomique, il serait toutefois restrictif de ne pas accorder d'importance à ce que peuvent apporter les supports 3D dans l'enseignement de cette discipline.

Revenons aux premiers supports 3D utilisés lors des cours d'anatomie. Ces supports n'étaient autres que de vrais corps humains, disséqués dans les fameux amphithéâtres

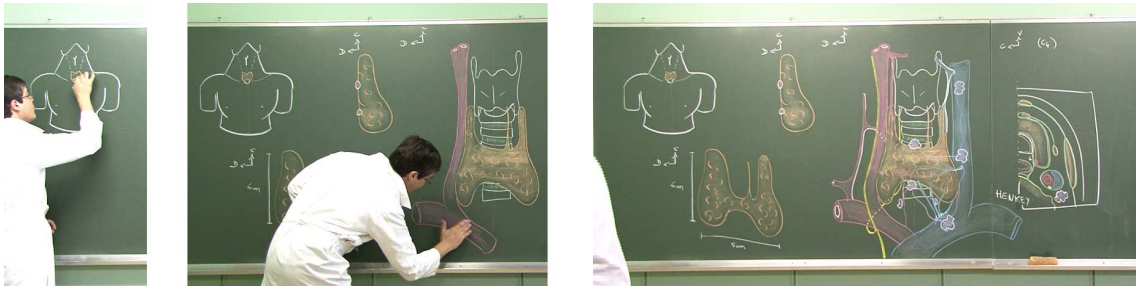


FIG. 1.22 – Croquis réalisés par un enseignant d'anatomie au tableau. Cours sur la glande thyroïde. De gauche à droite : Schéma localisant la glande (en rouge) sur le buste. Etape avancée du cours : la glande est représentée sur sa « structure support » (la face antérieure de la trachée), et l'enseignant ajoute les artères. Ensemble des croquis à la fin du cours, représentant la glande sous différents points de vue (face, profil, sur sa « structure support », en coupe de dessus).



FIG. 1.23 – De gauche à droite : images extraites d'un TDM (scanner) de la colonne vertébrale (coupes sagittale et axiale), et croquis schématisant une vertèbre lombaire, extrait du « Dictionnaire Atlas d'Anatomie » de Kamina.

anatomiques publiques du *XVIII^{ème}* siècle. Ces séances de dissections, qui ont assurément évolué depuis lors, représentent néanmoins un élément important dans le processus d'acquisition des connaissances anatomiques, puisqu'elles permettent d'offrir aux étudiants une vision 3D des structures internes. Cependant, il est de plus en plus difficile de proposer de telles séances de dissection aux étudiants, par manque de moyens mais aussi de temps de la part des enseignants qui sont de moins en moins nombreux.

Notons que le corps humain en tant qu'« objet au service de la science » est un sujet sensible. Sans prendre part à la polémique, il est néanmoins intéressant de faire référence à deux projets. Le premier est celui du « Visible Human » projet initié par la *National Library of Medicine*⁷ des Etats-Unis en 1989. Ce projet consista à découper en fines tranches de 1mm un condamné à mort

⁷[http : // www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)

Texan de 38 ans, ayant accepté de donner son corps à la médecine, mais sans connaître le projet (Fig. 1.24, droite). Si cette opération permit d'obtenir 1871 tranches qui ont été photographiées et numérisées, certaines structures tels les nerfs, les vaisseaux sanguins ou les tendons, ont été en grande partie perdues, du fait de la congélation puis décongélation du corps. Dans ce même projet, le corps d'une femme de 59 ans, décédée d'une crise cardiaque, fut aussi exploité. Le second projet est celui de l'exposition « Our Body à corps ouvert »⁸, qui parcourt actuellement la France après avoir traversé l'Atlantique. Cette exposition, ouverte à tout public, présente de vrais corps humains, entiers, écorchés ou disséqués, montrant l'ensemble des muscles, artères et autres structures anatomiques (Fig. 1.24, gauche). Si cette exposition est fort instructive, elle est cependant très controversée du fait de l'origine des corps, tous chinois ; les personnes décédées ayant, selon les organisateurs, fait don de leur corps à la science.

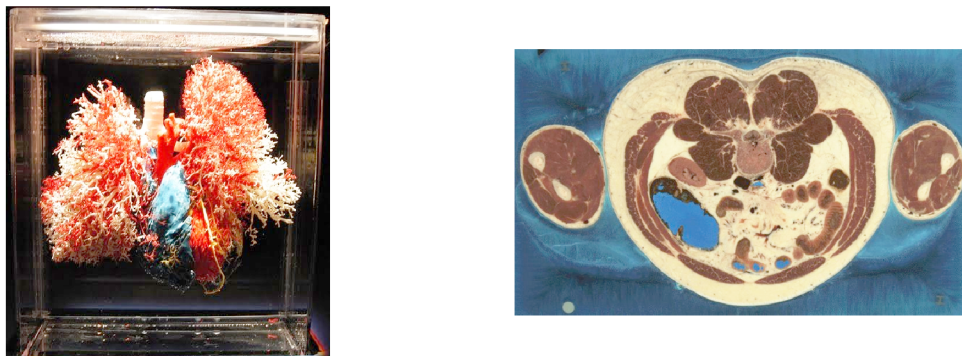


FIG. 1.24 – A gauche : capillaires pulmonaires et système circulatoire sanguin, extraits de l'exposition « Our Body à corps ouvert ». A droite : coupe de l'abdomen du corps humain masculin extraite du « Visible Human » projet.

Petite anecdote mise à part, revenons à l'usage de la 3D dans l'enseignement de l'anatomie. Si cela ne doit pas être un objectif en soi - des études ayant montré que l'enseignement de l'anatomie par la 3D n'est pas un gage significatif de meilleurs résultats (HWL⁺¹⁰), et le témoignage de Jean Castaing nous le confirme en préface de ce manuscrit - il permet cependant de susciter davantage d'intérêt et de curiosité de la part des étudiants, mais aussi d'augmenter le réalisme des cours, ce qui est un atout indéniable pour une telle discipline.

1.4.3 Notre objectif : ouvrir la voie à une nouvelle approche de l'enseignement de l'anatomie

Pour résumer, certains professeurs d'anatomie restent fortement attachés à l'enseignement traditionnel « du tableau noir », tandis que d'autres se tournent davantage vers les nouveaux outils multimédia en délaissant les croquis et en articulant leurs cours autour de vidéos et autres supports 3D.

Toutefois, l'idée selon laquelle la multitude de ressources numériques sur le Web faciliterait le travail des enseignants est discutable. Les professeurs séduits par ces nouvelles ressources

⁸Site Web officiel de l'exposition, outre-Atlantique : <http://www.bodiestheexhibition.com/>

doivent en effet revoir leur approche pédagogique, choisir les supports adaptés permettant d'illustrer au mieux leurs cours, et restructurer ainsi leur enseignement.

« Conserver la tradition mais profiter des nouvelles technologies », tel est le désir paradoxal de l'enseignement actuel de l'anatomie.

C'est à la lumière de toutes ces observations que notre réflexion nous a amenés à la conclusion suivante : si nous souhaitons conserver cette pratique du croquis anatomique - témoin de notre héritage de l'histoire de l'anatomie et véritable outil pédagogique - tout en profitant des technologies numériques, il serait enrichissant pour tous que les professeurs disposent d'un système interactif de modélisation 3D par croquis 2D, leur permettant de conserver l'approche incrémentale et didactique du croquis réalisé au tableau tout en leur offrant la possibilité de visualiser simultanément les structures dessinées en 3D.

Par ailleurs, les anatomistes et enseignants utilisent de plus en plus d'images IRM mais ne disposent pas d'outils interactifs leur permettant de les segmenter manuellement tout en visualisant la surface anatomique 3D associée. Notre objectif est donc de concevoir un système de modélisation polyvalent permettant de prendre en compte aussi bien un ensemble d'images médicales, qu'un seul plan de dessin représentant une structure complexe. Dans le cas d'un plan unique de dessin, la difficulté sera d'inférer la profondeur appropriée à chacun des éléments de la scène. Pour ce faire, nous injecterons dans ce système les conventions de dessin anatomique, afin d'être capables, à partir d'un seul point de vue, d'interpréter la troisième dimension, puis de reconstruire et afficher la structure organique 3D représentée. Nous étudierons la faisabilité de cette approche par la modélisation, à partir d'un seul croquis, de vaisseaux sanguins ; ceux-ci représentant un premier exemple assez complexe de structures imbriquées.

Cette approche de modélisation 3D par croquis 2D nécessite de s'intéresser à deux champs de recherche, qui composeront ainsi les deux parties de notre état de l'art.

La première partie sera axée sur les différents modèles mathématiques de représentation d'une surface. Ce modèle, idéalement invisible pour l'utilisateur, devra respecter un certain nombre de contraintes, notamment celle d'offrir une reconstruction *et surtout* une édition interactives. Ainsi, si l'utilisateur souhaite corriger un croquis 2D, ou même plusieurs croquis s'il s'agit d'une pile de plans de coupe, le modèle devra être assez robuste et rapide pour pouvoir afficher quasi-instantanément la nouvelle surface 3D modifiée.

Une fois ce modèle choisi se pose une question essentielle, concernant l'interface de modélisation. Quels outils de modélisation - simples et rapides - souhaitons-nous offrir à l'utilisateur ? Cette idée de « modélisation intuitive » sera la ligne directrice de la seconde partie de notre état de l'art, passant en revue les différents systèmes de modélisation 3D existants, ainsi que leurs avantages et inconvénients dans le cadre de modélisation 3D par croquis.

Ce dessin m'a pris cinq minutes, mais j'ai mis soixante ans pour y arriver...

Pierre-Auguste Renoir



De la même façon, il a fallu plus de 50 ans de recherches tâtonnantes pour avoir en main tous les outils qui nous permettent aujourd'hui de produire si rapidement les images de synthèse, films d'animation et autres mondes virtuels que nous côtoyons tant.

Nous relatons ainsi, dans les deux chapitres suivants, l'évolution de l'informatique graphique et plus spécifiquement de la modélisation 3D ; de l'apparition des premières surfaces numériques aux outils de modélisation 3D actuels ; ceci sous l'œil critique de l'enseignant désireux de pouvoir modéliser rapidement des structures anatomiques durant ses enseignements.

2

REPRÉSENTATION DE SURFACES 3D : LES DIFFÉRENTS MODÈLES

C'est à Pierre Bézier (1910-1999) que l'on doit les premières formulations mathématiques de surfaces 3D.

Ingénieur en mécanique et électricité, et employé de la société *Renault* en tant que directeur des méthodes mécaniques, Pierre Bézier s'indignait des outils si approximatifs utilisés dans la construction automobile. Le procédé était à l'époque le suivant : l'on réalisait un premier croquis des différentes pièces, puis une première maquette à échelle réduite. De cette maquette, des gabarits étaient extraits afin d'en réaliser les plans pour la maquette grandeur nature. Venait ensuite le moment de concevoir les moules à partir de cette maquette grandeur nature, moules qui servaient par la suite à la production de nombreuses pièces.

À la vue de ce procédé, l'on imagine facilement le nombre d'approximations réalisées et cumulées jusqu'à la dernière étape de production, et les indignations que cela pouvait provoquer chez un ingénieur en mécanique.

Simultanément, dans les années 1960, les premières machines à commande numérique furent introduites dans l'entreprise, permettant ainsi de définir des pièces au moyen d'une série de nombres. Pierre Bézier profita de la conjoncture pour élaborer, au moyen de cette machine et d'un ordinateur, un modèle mathématique traduisant les différents croquis réalisés manuellement. Son but premier étant de répondre à un besoin de productivité et d'exactitude sur la fabrication des pièces, son modèle devait être suffisamment intuitif pour être utilisé par tous les employés de la société.

Il définit ainsi un modèle de courbes, facilement manipulables grâce à des « poignées » fixées sur celles-ci : l'utilisateur souhaitant déformer une courbe devait simplement déplacer ces poignées (que nous appelons « points de contrôle »), et l'ordinateur calculait automatiquement l'équation de la nouvelle courbe (Fig. 2.1, gauche).

Néanmoins, cela n'était pas encore suffisant pour définir totalement une pièce mécanique ; il restait à définir un modèle de surface. Pour ce faire, Pierre Bézier s'appuya sur une définition datant du début du siècle qui stipulait qu'« une surface est le lieu géométrique d'une courbe qui se déplace en se déformant » ; il introduisit ainsi les *surfaces de Bézier*, définies par simples déformations et déplacements dans l'espace des courbes précédemment modélisées (Fig. 2.1, milieu).

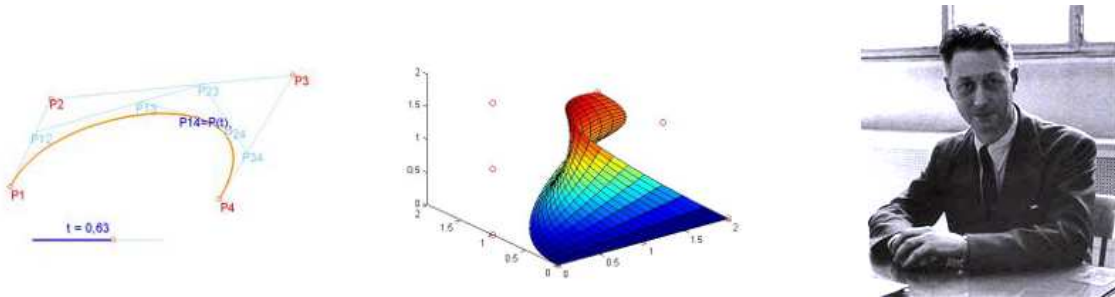


FIG. 2.1 – De gauche à droite : courbe de Bézier définie par 4 points de contrôle, surface de Bézier, portrait de Pierre Bézier.

Avec ce premier modèle de surfaces, Pierre Bézier ouvrit la voie de la CAO (« Conception Assistée par Ordinateur »), mais aussi du large champ de recherche qu'est la modélisation 3D en général. En effet, les diverses avancées technologiques qui se succédèrent dans cette nouvelle ère de la CAO présentèrent chaque fois des besoins propres de modélisation, besoins auxquels, parfois, les surfaces de Bézier ne pouvaient répondre. Différents modèles de surfaces furent alors élaborés dans le but de présenter telle ou telle caractéristique répondant à tel ou tel besoin. Nous allons ainsi détailler les deux grandes catégories de surfaces aujourd'hui couramment utilisées en informatique graphique : d'une part, les surfaces paramétriques - les surfaces de Bézier en sont un exemple - et, d'autre part, les surfaces implicites.

2.1 INTRODUCTION AUX SURFACES PARAMÉTRIQUES ET IMPLICITES

Traditionnellement, les surfaces paramétriques furent largement privilégiées dans le domaine de l'informatique graphique, car d'un point de vue pratique, il est assez facile et immédiat d'afficher une telle surface qui est *explicitement définie* dans l'espace. A l'inverse, un modèle *implicite*, comme son nom l'indique, ne permet pas de calculer directement les points de la surface, il permet seulement de la définir comme l'ensemble des points vérifiant une certaine propriété.

Avant de détailler les propriétés de chacune de ces surfaces, donnons-en une courte définition afin de comprendre la différence qu'il existe dans leurs formulations.

Nous appelons *surface paramétrique* l'image d'une fonction F_P différentiable de \mathbb{R}^2 dans \mathbb{R}^3 :

$$F_P(u, v) = (x, y, z) \quad (2.1)$$

avec $(u, v) \in \mathbb{R}^2$ et $(x, y, z) \in \mathbb{R}^3$. A tout couple (u, v) correspond donc un unique point de la surface, et un unique triplet de coordonnées (x, y, z) définies dans l'espace.

En revanche, une *surface implicite* S est définie par un ensemble de points p de l'espace tels que :

$$S = \{p \in \mathbb{R}^3 / F_I(p) = T\} \quad (2.2)$$

avec F_I une *fonction potentiel* qui associe une valeur scalaire à tout point de l'espace, et T l'*isovaleur* représentant la surface (T étant une valeur scalaire arbitrairement fixée).

Par exemple, cette fonction potentiel peut être une fonction décroissante de la distance à une source, comme dans le cas du « *Blobby Model* » - introduit par (Bli82), et dont la fonction potentiel est exponentielle - ou dans le cas des « *Metaball* » (HMT⁺85) et « *Soft Objects* » (WW86) - dont la source a une influence locale (la fonction est alors dite à support « compact »).

La figure 2.2 illustre ces deux formulations sur un même exemple simple, un cercle 2D de rayon r . Tout point p de ce cercle, de coordonnées (x, y) , est défini par :

- formulation paramétrique :

$$F_P(x(u), y(u)) = (r \cos(u), r \sin(u)) \quad \text{avec } u \in [0, 2\pi] \quad (2.3)$$

- formulation implicite :

$$F_I(x, y) = x^2 + y^2 - r^2 \quad (2.4)$$

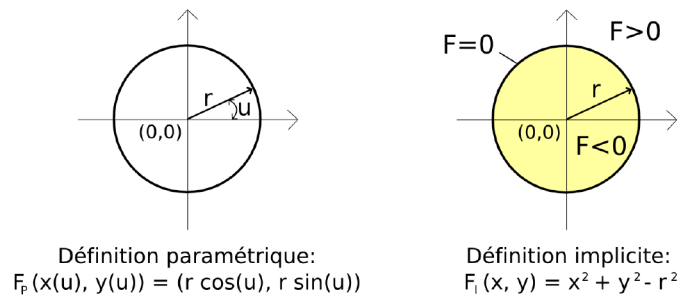


FIG. 2.2 – Définitions paramétrique et implicite d'un même cercle. Dans le cas de la formulation implicite, l'isovaleur est ici égale à 0.

Tandis que la formulation implicite est compacte et offre, dans le cas général d'un espace 3D, une représentation *volumique* de l'objet, la représentation paramétrique - uniquement *surfactive* - a l'avantage, quant à elle, d'offrir un accès simple et rapide aux points de la surface.

2.1.1 Les surfaces paramétriques et maillages polygonaux

a. L'avantage : un accès simple et rapide aux points de la surface

Les surfaces paramétriques et maillages polygonaux définissant explicitement les points de la surface d'un objet, la visualisation de ce dernier est relativement simple, tout comme l'application d'une texture sur sa surface, que ce soit une image 2D paramétrée, ou même une texture 3D.

Par ailleurs, chacune de ces deux représentations possède ses propres avantages. Tandis que le modèle paramétrique permet aisément de calculer toutes sortes de caractéristiques d'une surface, au moyen de son équation paramétrique (normale, tangente, courbure etc.), le maillage

polygonaux permet quant à lui des opérations simples sur la surface d'un objet, tel le lissage de celui-ci par raffinements successifs de sa surface (c'est-à-dire par *subdivision*).

Notons que si cette représentation surfacique facilite grandement l'accès aux points appartenant à la surface, elle ne permet cependant pas de définir de façon immédiate si les autres points de l'espace sont « dans » ou « hors » de l'objet.

b. L'inconvénient majeur : une topologie peu modifiable

Malgré leurs propriétés très intéressantes, ces modèles présentent néanmoins un inconvénient peu négligeable : ils ne se prêtent pas aux changements de topologie. Il est en effet très difficile de couper ou fusionner automatiquement une surface paramétrique, ceci nécessitant de reparamétriser l'ensemble de la nouvelle surface. En ce qui concerne un maillage polygonal, le problème se situe davantage au niveau de sa qualité : des opérations de lissage par subdivision dans les zones de fusion sont ainsi nécessaires si l'on souhaite obtenir un mélange doux et lisse.

Ainsi, si ces modèles sont fort appréciés pour des applications statiques nécessitant une représentation précise de surfaces n'étant pas destinées à être fortement déformées, le modèle implicite offre quant à lui certains avantages dans le cas d'applications dynamiques.

2.1.2 Les surfaces implicites

a. L'avantage : une représentation volumique de l'objet

La représentation implicite donnée par l'équation (2.2) ne se limite pas à définir la surface d'un objet, elle en définit aussi son volume. En effet, puisque cette formulation permet de calculer une valeur de potentiel en tout point de l'espace, il est assez simple d'identifier ceux-ci selon leur potentiel : les points dont le potentiel est égal à l'isovaleur définissent la surface (ils forment ce que l'on appelle l'*isosurface*), les points dont le potentiel est inférieur à l'isovaleur sont à l'intérieur de la surface, les autres points étant à l'extérieur de la surface. La figure 2.2 illustre cette notion de volume, la zone colorée représentant l'intérieur du cercle, c'est-à-dire les points dont le potentiel est inférieur à l'isovaleur.

Dans le cas de surfaces implicites construites à partir de primitives, cette représentation volumique permet de simplifier les opérations de fusion entre celles-ci : calculer le potentiel en chaque point de la zone de fusion revient alors à calculer la « contribution » de chacune des primitives en ce point. Un autre avantage de cette représentation volumique est de faciliter la détection de collisions entre deux surfaces, le potentiel en un point de l'espace donnant directement une pseudo-distance entre ce point et la surface de l'objet.

Contrairement à la formulation paramétrique, la représentation implicite des surfaces présente donc l'avantage d'offrir une gestion automatique des changements de topologie de celles-ci.

b. L'inconvénient : une visualisation de la surface et un contrôle des mélanges difficiles

Une surface implicite étant dépourvue de paramétrisation, l'application d'une texture sur celle-ci ainsi que sa visualisation restent des opérations délicates.

Notons néanmoins que l'absence de paramétrisation n'est pas un problème en ce qui concerne l'évaluation d'une normale ou de la courbure en un point de la surface ; il suffit, dans ce cas, de calculer la variation de potentiel dans le voisinage de ce point. La normale \vec{N} d'une surface

implicite en un point $p_{(x,y,z)}$ est ainsi égale au gradient de la fonction potentiel F en ce point :

$$\vec{N}(p) = \nabla F(p) = \begin{bmatrix} \frac{\partial F}{\partial x} \\ \frac{\partial F}{\partial y} \\ \frac{\partial F}{\partial z} \end{bmatrix}$$

Par ailleurs, si la représentation implicite facilite le mélange des surfaces et leurs changements topologiques, le contrôle de ce mélange n'en reste pas moins délicat. Ainsi, s'il est souvent souhaitable que des primitives se mélangent à distance, ceci n'est pas toujours le cas, comme dans le cas de l'animation schématisée sur la figure 2.3. Cette difficulté à contrer ce mélange à distance vient du fait que l'on ne dispose d'aucun contrôle sur la décroissance de la fonction potentiel, c'est-à-dire sur sa vitesse de diffusion depuis la source. Par ailleurs, dans le cas inverse du mélange de deux primitives très proches, cette absence de contrôle conduit très souvent à la formation d'une « bosse » dans la zone de mélange.

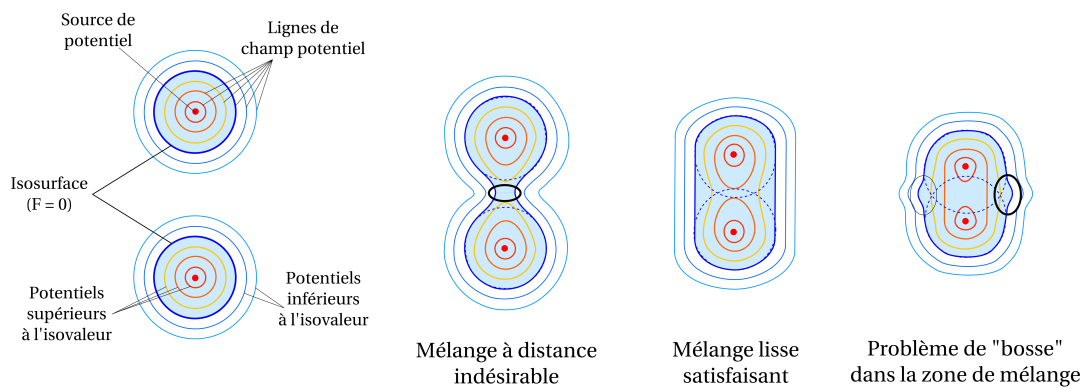


FIG. 2.3 – Illustration d'une animation entre « deux gouttes d'eau » se rapprochant l'une de l'autre et des problèmes posés par l'absence de contrôle du mélange entre celles-ci.

Un dernier cas critique de mélange est celui du mélange de deux primitives de tailles très différentes. Dans ce cas-ci, le potentiel généré par la petite primitive a tendance à être « absorbé » par celui généré par la primitive de taille supérieure, ce qui se traduit par un lissage des petits détails qui tendent alors à disparaître. Ce problème est illustré par la figure 2.4.

Des travaux de recherche récents laissent cependant présager un regain d'intérêt pour ce modèle (BWG04, PPK05, BPCBo8, BBCW10). Parmi ceux-ci, soulignons l'approche de (BBCW10) qui permet, grâce à un mélange *local* des potentiels, de contrôler à la fois le mélange à distance de deux primitives, mais aussi la fusion de celles-ci, de telle sorte qu'une petite primitive ne soit pas « absorbée » par une autre primitive de taille très supérieure. Davantage de détails sur cette méthode seront donnés en Section 5.6.

c. Les différentes méthodes d'affichage

En ce qui concerne l'affichage d'une surface implicite, celui-ci n'est pas aussi immédiat que celui d'une surface paramétrique. Un premier choix doit être fait sur le type de rendu souhaité,

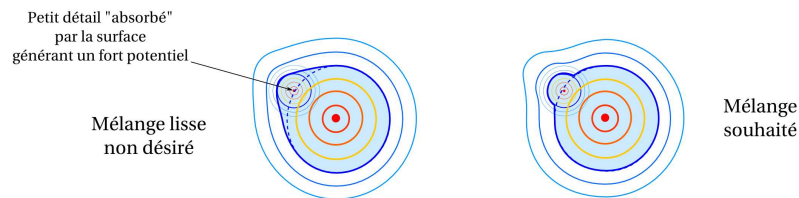


FIG. 2.4 – Cas critique de mélange entre deux surfaces implicites de tailles très différentes : la petite primitive tend à être absorbée par la primitive de taille supérieure. Le schéma de droite illustre le résultat souhaité.

à savoir afficher uniquement la surface ou plutôt l'ensemble du volume de l'objet.

Dans le cas d'un rendu surfacique, le *Marching Cubes* (Blo94) est l'une des méthodes les plus couramment utilisées. Cette méthode consiste à subdiviser l'espace en une grille, régulière ou non, et d'approximer la surface dans chacune de ces cellules par analyse de la répartition du potentiel dans celles-ci. S'il y a « suffisamment » de potentiel dans une cellule, une face (en l'occurrence, un triangle) est alors créée par combinaison linéaire des 8 sommets définissant la cellule (Fig. 2.5). Il existe ainsi 256 configurations possibles. L'avantage de cette méthode est de fournir un modèle facétisé de l'ensemble de la surface, et donc réutilisable quel que soit le point de vue pris sur la scène.

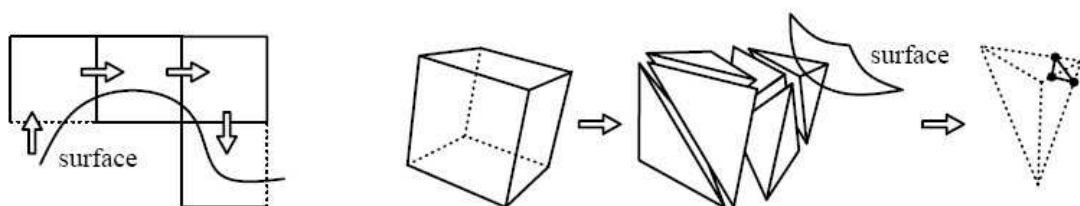


FIG. 2.5 – Processus de triangulation d'une surface implicite par Marching Cubes. Les calculs d'intersection entre la surface (ou plutôt isosurface) et les différentes cellules de la grille de rendu permettent de générer les triangles constituant le maillage final de la surface.

Une seconde méthode couramment utilisée pour afficher des surfaces implicites est la méthode dite de *lancer de rayons*. Cette méthode a l'avantage d'être utilisable aussi bien pour du rendu surfacique que volumique. Le lancer de rayons, (ou « *ray tracing* » en anglais, consiste à lancer, depuis l'œil de l'observateur, une droite (ou *rayon*), passant par chacun des pixels de l'image à rendre. Si cette droite intersecte la surface, le pixel correspondant est alors allumé et coloré par la couleur adéquate (Fig. 2.6, gauche). Dans le cas de plusieurs intersections entre



FIG. 2.6 – Schéma illustrant la méthode de lancer de rayons (Blo94) ; et application au rendu surfacique, puis volumique, d'une main. L'intérêt du rendu volumique (à droite) est de pouvoir mettre en évidence par transparence certaines structures internes, comme le montre cette image extraite de (BGKG05).

une même droite et la surface, le point d'intersection le plus proche de l'observateur indique la partie de la surface réellement visible pour celui-ci. Notons que ces intersections se calculent facilement (par dichotomie par exemple) puisque le potentiel en tout point de l'espace donne une pseudo-distance entre ce point et la surface.

Avec cette même méthode, il est aussi assez simple de visualiser des parties cachées, ou des volumes ; ceci en jouant sur la transparence des parties se situant en avant-plan. Pour ce faire, il suffit d'accumuler les couleurs des éléments rencontrés le long du rayon et de les pondérer de façon appropriée pour mettre en évidence les parties souhaitées, et donc affecter la couleur appropriée au pixel final. La figure 2.6 (droite) présente un exemple de ce type de rendu.

Néanmoins, puisque cette méthode n'offre pas une représentation « absolue » de l'objet, mais seulement une image dépendant du point de vue de l'observateur, il est nécessaire de recalculer l'ensemble des rayons dès que l'observateur change de position. Ceci s'avère très coûteux dans un contexte de visualisation interactive.

2.2 MODÉLISATION 3D À PARTIR D'UN SEUL CROQUIS 2D

Rappelons que notre objectif est de modéliser des surfaces organiques 3D à partir de croquis 2D, ceci dans un contexte applicatif nécessitant une certaine interactivité. Il convient donc d'étudier ces deux modèles de surfaces - paramétrique et implicite - dans ce contexte très précis. Pour cela, nous allons tout d'abord passer en revue les différentes approches existantes permettant de reconstruire une surface 3D à partir d'un seul croquis 2D. La problématique générale de ces travaux est donc la suivante : **à partir d'un ensemble de points approximant un ou plusieurs contour(s) 2D, comment définir la surface 3D fermée et lisse correspondant « au mieux » à cet ensemble de points ?**

2.2.1 Approche par surfaces paramétriques

L'un des travaux phare de cette génération de systèmes de modélisation 3D par croquis 2D fut bien entendu *Teddy*, imaginé par Takeo Igarashi et ses collègues en 1999 (IMT99). Si nous ne détaillons ici que l'approche « modélisation » du système, son interface en est tout autant intéressante et fera l'objet d'une étude plus détaillée en Section 3.2.1 de ce manuscrit.



FIG. 2.7 – Teddy, conçu par (IMT99), utilisé ici au moyen d'une tablette graphique.

Le principe de ce système, que l'on peut classer dans la catégorie des systèmes basés « surface paramétrique » - bien qu'il s'agisse plus précisément d'une surface directement définie par un maillage polygonal - est le suivant : le contour de la forme 2D, dessiné par l'utilisateur, est échantillonné puis triangulé au moyen d'une *triangulation de Delaunay contrainte* (Aur91). Les milieux des arêtes internes provenant de cette triangulation sont ensuite connectés afin de former ce que l'on appelle l'*axe médian* de la forme 2D¹. Celui-ci, considéré comme le *squelette 2D* de la forme, est finalement surélevé en fonction de sa distance au contour, ce qui permet de générer le maillage polygonal de la surface 3D par création de triangles entre ce squelette et les contours initialement dessinés (Fig. 2.8).

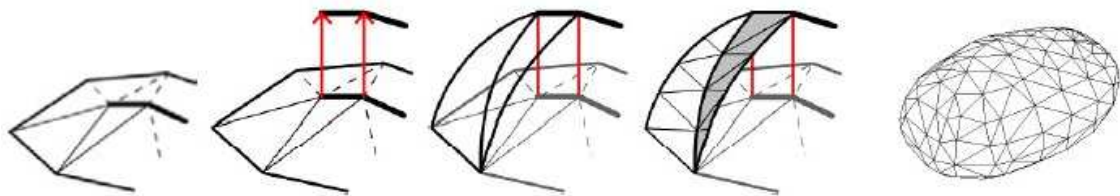


FIG. 2.8 – Construction du maillage dans Teddy(IMT99), à partir d'un contour 2D. De gauche à droite : extraction de l'axe médian (en gras) à partir de la triangulation de Delaunay, élévation du squelette, connection de l'axe médian élevé au contour, triangulation et maillage résultant.

Ce système, qui influença nombre des systèmes proposés par la suite, présente cependant plusieurs inconvénients liés à l'usage même de la représentation paramétrique. En effet, les opérations d'édition sont assez restreintes puisque le système est limité à des modèles de topologie sphérique (genre 0). De plus, le maillage polygonal représentant la surface dépend fortement de la triangulation initiale de la forme 2D, et donc de la qualité des contours dessinés, potentiellement bruités. Un lissage de la surface en post-traitement est alors souvent nécessaire.

¹L'axe médian d'une région 2D est défini par les centres des disques de rayon maximal inclus dans cette région (Blu67, ASdB93). Nous reviendrons plus en détails sur cette notion en Chapitre 5

Notons cependant que ce dernier problème fut résolu par l'utilisation de surfaces de subdivision (IH03).

(MKBo2) présenta quelques années plus tard un système tout à fait différent qui propose de dessiner des courbes sur une surface auxiliaire afin de la transformer progressivement (Fig. 2.9). Initialement, cette surface auxiliaire est définie par le plan de dessin. Le principe général de modélisation est ensuite le suivant : le système interprète les traits de l'utilisateur, relativement à la surface support, puis les convertit en B-splines. La résolution d'un système linéaire fortement contraint permet ensuite d'intégrer ces B-splines à la nouvelle surface. L'utilisation de courbes paramétriques offre ainsi une représentation plus compacte et permet de générer des surfaces plus lisses que celles définies directement par des maillages polygonaux comme dans *Teddy*.

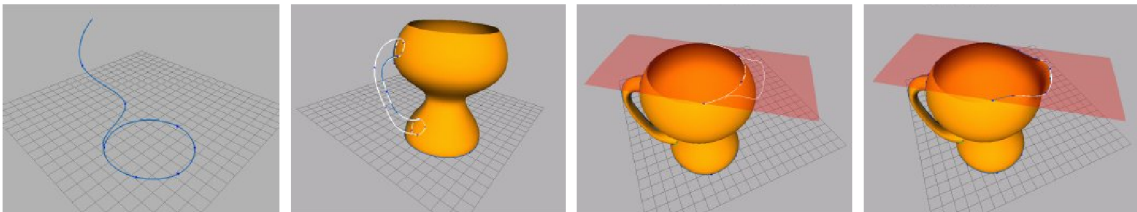


FIG. 2.9 – Modélisation d'un pichet par la méthode de (MKBo2). La courbe initiale est dessinée dans le plan, permettant de reconstruire le corps du pichet. De nouvelles courbes sont ensuite dessinées à la surface du modèle pour la transformer progressivement.

Autre exemple de système exploitant les surfaces paramétriques, celui de (CSSJ05), qui repose sur la combinaison de deux types de surfaces : surfaces de révolution et surfaces de « coupe » (Fig. 2.10). Cette méthode permet ainsi de modéliser des surfaces dont l'aspect peut varier, du lisse au plus anguleux, contrairement à *Teddy*. Néanmoins, cette approche n'offre pas la possibilité de modéliser des surfaces non topologiquement sphérique, ni même avec branchements. Par ailleurs, réaliser des modèles élaborés nécessite de modéliser les surfaces indépendamment les unes des autres, puis de manuellement les disposer de façon cohérente pour « donner une impression » de modèle 3D complexe.

2.2.2 Approche par surfaces implicites

(Mur91) présenta l'une des premières méthodes utilisant le « *Bloppy Model* » pour modéliser une surface implicite 3D à partir d'un nuage de points. Notons que même si cette méthode fut alors appliquée sur un ensemble de points 3D, elle est bien sûr adaptable à un croquis 2D si l'on échantillonne correctement les points du contour de ce croquis. Le principe général de (Mur91) repose sur deux étapes. La première est de définir une primitive de base (une sphère) qui interpole un maximum de points 3D définissant la surface. La seconde étape, récursive, consiste à appliquer des divisions successives sur cette primitive de base et les primitives générées, afin d'approcher au mieux le nuage de points 3D. La figure 2.11 illustre cette méthode de reconstruction par subdivision de primitives.

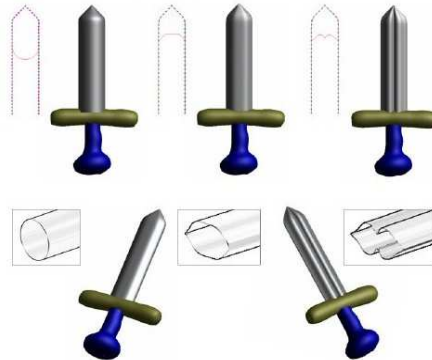


FIG. 2.10 – Modélisation d'une épée par (CSSJ05). Dessiner le contour seul (ligne pointillée) produit une épée parfaitement circulaire (surface de révolution). Afin de styliser l'épée, il convient de dessiner la forme de la section de celle-ci. Cela permet d'obtenir une lame plus ou moins aiguës.

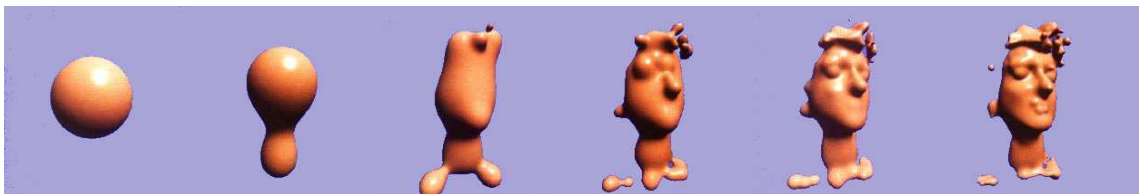


FIG. 2.11 – Reconstruction d'une tête par transformation d'un « Blobby Model » (Mur91). Nombre de primitives utilisées, de gauche à droite : 1, 2, 10, 35, 70, 243.

Afin de pouvoir modéliser toutes sortes de surfaces, sans aucune restriction de complexité ou de topologie, (TO99) introduisirent les *surfaces implicites variationnelles*, qui sont une généralisation à n-dimensions des « coques minces » (méthode plus connue sous le nom de « *thin plate* » interpolation, mais le terme est réservé aux problèmes 2D). Le principe, assez proche de celui de (Mur91), consiste à faire évoluer un champ potentiel au sein d'un ensemble de points afin d'obtenir l'isosurface souhaitée. Cependant, tandis que (Mur91) se basait sur des subdivisions récursives de primitives - définissant donc la surface 3D par un ensemble de primitives diverses - l'objectif de (TO99) fut de représenter cette surface 3D par *une seule fonction* interpolant l'ensemble des contraintes; ce problème est donc assimilable à un problème de minimisation d'énergie.

Puisque cette méthode est applicable à toute dimension, nous l'illustrerons en 2D par soucis de simplification (Fig. 2.12). Ainsi, si l'on considère un contour 2D dont l'intérieur et l'extérieur sont définis, deux types de contraintes doivent être spécifiées : les contraintes de « frontière » - c'est-à-dire les points sur le contour, prenant pour valeur « 0 » - et les contraintes de « normales »,

à savoir, les points à l'intérieur du contour devant être affectés d'un potentiel égal à « 1 » et exprimant ainsi la vitesse de variation du potentiel. Il s'ensuit que les points en dehors du contour 2D seront affectés d'un potentiel négatif, et que l'isosurface sera donc définie par les points au potentiel nul.

Ces deux contraintes peuvent en réalité être formalisées de la même façon, selon la formulation suivante : étant donné un ensemble de k points $\{c_1, c_2, \dots, c_k\}$ indifféremment « interne » ou « frontière », chacun étant associé à une valeur de normale $\{h_1, h_2, \dots, h_k\}$, la surface interpolant ces points est finalement la fonction potentiel $f(x)$ telle que $f(c_i) = h_i$ (pour $1 \leq i \leq k$).

(TO99) expriment alors cette fonction potentiel interpolant l'ensemble de ces contraintes par une combinaison appropriée de « Fonctions à Base Radiale » (ou encore *RBF*), c'est-à-dire des fonctions diffusant un potentiel de façon symétrique tout autour de leur source :

$$f(x) = \sum_{j=1}^k (d_j \phi(x - c_j) + P(x)) \quad (2.5)$$

avec c_j les contraintes, d_j les poids associés aux *RBFs*, $\phi(x)$ la *RBF* définie par :

$$\phi(x) = |x|^2 \log(|x|) \quad (2.6)$$

et $P(x)$ un polynôme de degré 1 (qui peut être négligé si le nombre de contraintes est supérieur à 8 (THOY01)).

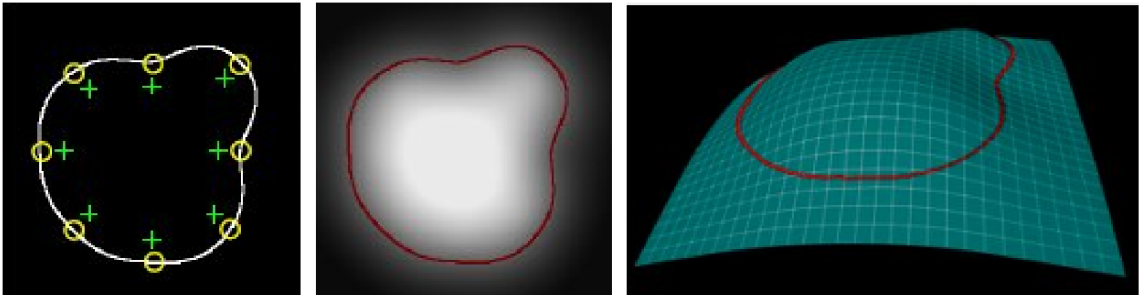


FIG. 2.12 – Construction d'un champ potentiel variationnel par (TO99). De gauche à droite : placement des contraintes de « frontière » et de « normales » ; image en intensité de gris montrant la fonction implicite variationnelle résultante ; même fonction potentiel représentée par une carte des hauteurs.

(KHR02) mirent à profit cette nouvelle formulation de surfaces afin d'étendre le système de (IMT99) à de nouvelles opérations de déformation. Afin de définir les contraintes requises pour appliquer la méthode de (TO99), (KHR02) placent des 0-contraintes sur le contour de la forme 2D, et des contraintes négatives à l'intérieur de celle-ci, l'« intérieur » étant identifié par le calcul du centre de gravité de la forme 2D. Naturellement, des contraintes positives sont appliquées à l'extérieur de la forme, ainsi qu'à une certaine distance du plan de dessin, selon le 3^{ème} axe de la scène, afin de définir l'épaisseur de la surface 3D.

Cette approche par formulation implicite variationnelle présente l'avantage de générer des

surfaces naturellement lisses ; et à fortiori l'inconvénient de ne pas pouvoir modéliser des objets pointus, à moins de concentrer un nombre important de contraintes dans ces endroits spécifiques de saillance.

Notons aussi que, du fait de la définition même de l'« intérieur » à partir du centre de gravité, cette méthode peut échouer si ce dernier n'est pas à l'intérieur de la silhouette de l'objet, par exemple dans le cas d'une forme 2D fortement concave.

(SWSJ05) présentèrent quelques années plus tard un système, *ShapeShop*, reposant sur ce type de formulation et permettant toute fois de générer des détails anguleux sur une surface, ceci au moyen d'une approche dite CSG (« Constructive Solid Geometry »). Dans ce type de méthodes, un modèle implicite est construit à l'aide de plusieurs fonctions primitives simples, combinées par des opérateurs booléens (union, intersection, etc.) et des opérateurs de mélange.

Le principe général de *ShapeShop* est le suivant : une surface implicite variationnelle 2D est utilisée comme approximation de la silhouette 2D, puis propagée en 3D afin de donner une épaisseur à la surface (Fig. 2.13). Cette propagation 3D du potentiel peut être faite par « inflation douce », à la manière de *Teddy*, afin d'obtenir une surface « arrondie », mais aussi par « balayage linéaire » pour obtenir une surface « écrasée » ou encore suivant un axe de révolution (par exemple pour modéliser un cône).



FIG. 2.13 – Les différents types de surfaces modélisables par (SWSJ05). A gauche : Inflation « douce » (b) de la forme 2D (a) ; l'épaisseur de la surface 3D est ensuite modulable par l'utilisateur (c). A droite : surface obtenue par « balayage linéaire » (a) et par révolution (b).

De façon générale, les méthodes reposant sur les surfaces implicites variationnelles sont assez coûteuses (temps et calculs), et souvent limitées à des modèles relativement simples : ceci s'explique par le fait que le coût de l'optimisation globale est intimement lié au nombre de points et augmente avec celui-ci. Il s'ensuit que l'édition de telles surfaces est aussi très coûteuse, et peu utilisable dans notre cadre d'application interactive pour de l'enseignement. En effet, toute opération de mélange, d'extrusion, ou d'édition quelconque nécessite d'ajouter des contraintes et d'en supprimer d'autres, et donc de recalculer entièrement la surface 3D en minimisant un nouveau système d'énergie.

*** Les surfaces implicites à squelette ***

Revenons maintenant à *Teddy*, présenté par (IMT99). Même si ce système reste fortement limité, de nombreux travaux se sont inspirés de son concept général qui est d'extraire le squelette 2D du croquis, celui-ci offrant, de manière simple et rapide, une représentation compacte de la forme 2D. L'utilisation de ce squelette pour générer des surfaces implicites, au moyen de propriétés de mélange diverses et variées, permet à la fois de gérer avec moindre difficulté les surfaces de topologie de tout genre, mais aussi d'obtenir des surfaces lisses sans devoir recourir à une optimisation globale coûteuse. Parmi ces travaux, nous pouvons citer (AJ03, TZF04, AGB04).

La méthode de modélisation introduite par (AJ03) est une combinaison étendue des méthodes présentées par (IMT99) et (KHR02). L'idée est de calculer un squelette de la forme 2D à la manière de *Teddy* - mais plus stable car ne dépendant pas de la résolution du contour dessiné - et de calculer en chaque point de ce squelette sa distance au contour. Ces données sont ensuite converties en contraintes de frontière et de normales afin de définir l'épaisseur de la surface 3D (Fig. 2.14).

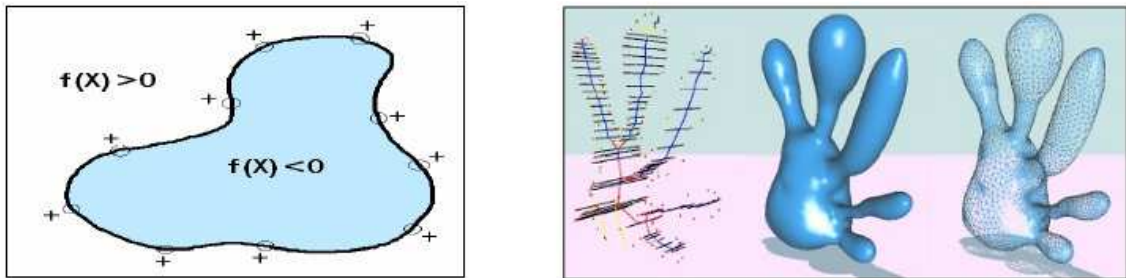


FIG. 2.14 – Méthode de modélisation par surfaces implicites variationnelles introduite par (AJ03). À gauche : placement des contraintes de frontière (0) et de normales (+) permettant d'obtenir un potentiel négatif à l'intérieur de la forme 2D, et positif à l'extérieur. À droite : les contraintes de frontière et de normales sont propagées en 3D sur le squelette, afin de définir l'épaisseur de la surface résultante.

Une fois ces contraintes calculées, la résolution d'un système linéaire similaire à une minimisation d'énergie permet de construire la surface implicite variationnelle de la même façon que (KHR02). L'intérêt principal de cette approche est bien sûr l'utilisation du squelette qui permet de concentrer diverses informations sur la surface, et notamment d'autoriser des surfaces de tout genre topologique.

Il faut tout de même noter qu'une restriction est faite sur le croquis initial, qui doit être formé d'une courbe fermée et ne s'intersectant pas, comme dans le cas de *Teddy* et des surfaces variationnelles.

Dans la même optique que (AJ03), (AGB04) proposent d'extraire le squelette de la forme 2D par triangulation de Delaunay et approximation de l'axe médian, afin de calculer des informations de distance au contour. La différence se fait ensuite dans le mode d'utilisation de ces données. Au lieu d'exprimer la distance au contour de chaque point du squelette sous forme de contraintes, (AGB04) créent une sphère centrée en ce point, et dont le rayon est égal à cette

distance au contour (Fig. 2.15). La surface 3D correspondant au croquis est alors construite par mélange de ces sphères implicites générant du potentiel ; l'isovaleur étant choisie de telle sorte que l'isosurface corresponde au mieux aux contours dessinés. L'avantage de cette approche est de pouvoir stocker de façon compacte le squelette, sous forme d'un graphe dont les nœuds sont les sphères implicites.

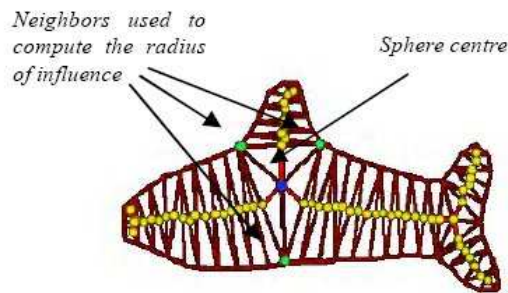


FIG. 2.15 – Squelette 2D extrait par (AGBo4). Une fois le squelette extrait, des sphères (en jaune et en bleu) sont placées sur chaque point du squelette. Pour chacune de ces sphères, sa distance au contour - c'est-à-dire aux sommets voisins dans la triangulation (points verts pour l'exemple de la sphère bleue) - est ensuite utilisée comme rayon d'influence pour calculer le potentiel généré par celle-ci.

Parallèlement à (AGBo4), (TZFo4) proposèrent un autre système, *ConvMo*, reposant sur le même principe d'extraction de squelette utilisé par la suite pour générer du potentiel. A la différence de (AGBo4) qui n'utilisent que des sphères implicites, (TZFo4) subdivisent le squelette en segments qui sont ensuite convolués avec un noyau linéaire pondéré. Davantage de détails sur ce noyau seront donnés dans le Chapitre 5. L'originalité de l'approche de (TZFo4) est de combiner la représentation implicite avec des courbes paramétriques permettant de redéfinir la forme de la section de la surface, ou encore d'y ajouter des détails anguleux ; une transformation de l'espace étant alors calculée pour convertir la formulation paramétrique de la section en une contrainte implicite (Fig. 2.16). Néanmoins, la modélisation de tels détails anguleux ne va pas sans entraîner une perte de la continuité du potentiel.

Nous venons de balayer un large échantillon des diverses méthodes de modélisation de surfaces 3D, aussi bien à partir de nuages de points 2D que de contours 2D définis dans un seul et même plan.

Nous allons maintenant poursuivre notre revue des travaux existants en nous concentrant sur les méthodes de modélisation de surfaces 3D à partir de plusieurs contours définis dans *un ensemble de plans parallèles*. Une fois cette étude réalisée, nous serons alors en mesure de choisir le modèle de surfaces le plus adapté à notre objectif, c'est-à-dire la modélisation de structures organiques, définies aussi bien à partir d'un seul croquis que d'un ensemble de plans de coupe.

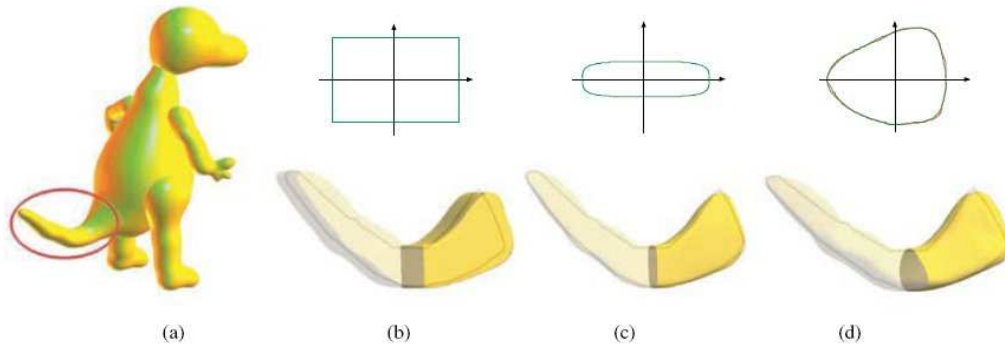


FIG. 2.16 – Modélisation de la section d'un modèle, par la méthode de (TZFo4) : par modification de paramètres modulables par l'utilisateur (b), par l'utilisation d'une super-quadrique standard (c), ou par une courbe dessinée par l'utilisateur puis transformée en courbe de Bézier (d).

2.3 MODÉLISATION 3D À PARTIR D'UN ENSEMBLE DE CROQUIS 2D DANS DES PLANS PARALLÈLES

La reconstruction de surfaces 3D interpolant des régions 2D définies dans un ensemble de plans parallèles est un thème de recherche depuis de nombreuses années (SP87, MSS92). Comme dans le cas de la modélisation de surfaces à partir d'un seul et même croquis, les méthodes proposées dans la littérature à ce sujet peuvent être divisées en deux catégories : celles reposant sur des surfaces paramétriques d'une part, et sur des surfaces implicites d'autre part.

2.3.1 Approche par surfaces paramétriques

Le principe des approches paramétriques est de calculer un maillage triangulé en connectant les sommets des contours définis dans des plans voisins, afin de générer une surface qui interpole exactement chaque contour.

La première solution, présentée par (Kep75), consista à construire un graphe représentant toutes les connections possibles entre les différents sommets de plans voisins, puis à parcourir ce graphe afin de trouver le chemin de coût minimal, chemin correspondant donc à la meilleure association. Cette méthode fut améliorée par la suite par (FKU77) qui proposèrent d'utiliser un algorithme de type « diviser pour régner » en simplifiant le problème en une reconstruction de « sous-surfaces » adjacentes (Fig. 2.17).

Ces approches ne furent que partiellement satisfaisantes car toutes deux confrontées aux problèmes récurrents de *correspondance* et de *branchement*. Le problème de *correspondance* est dû au fait que deux plans voisins peuvent contenir un nombre différent de contours (Fig. 2.18, gauche). Dans ce cas, comment les associer ? Le problème de *branchement*, quant à lui, peut se produire même dans le cas d'un seul contour dans chacun des plans (Fig. 2.18, droite). Si les deux contours associés ne contiennent pas le même nombre de segments, comment associer leurs sommets ?

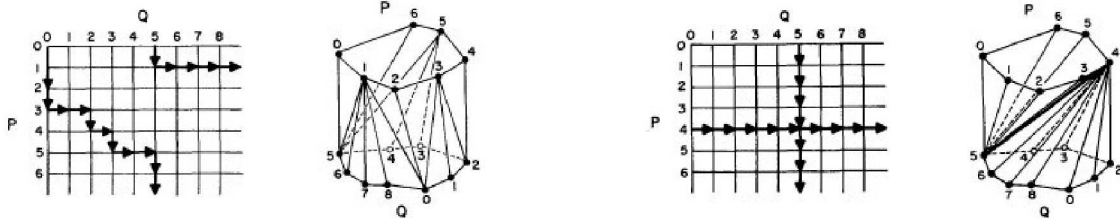


FIG. 2.17 – Graphes et associations de sommets entre deux plans dans le cadre de la méthode de (FKU77). Les deux graphes correspondent aux mêmes ensembles de points sur les deux plans. À gauche, les sommets sont associés de sorte de former un cylindre, tandis qu'à droite, une association différente de ces mêmes sommets permet de former deux cônes.

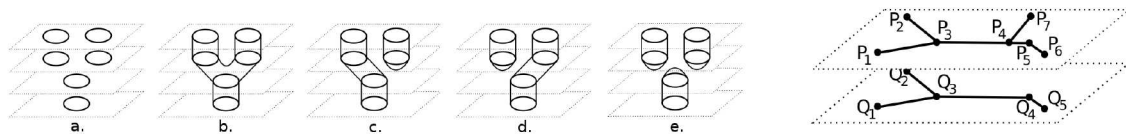


FIG. 2.18 – Illustration des problèmes de correspondance (à gauche) et de branchement (à droite). À gauche (figure inspirée de (BCL96)) : (a) contours dans deux plans de coupe, (b)-(e) laquelle de ces topologies est correcte ? À droite (figure inspirée de (ACSo1)) : à quel sommet du plan inférieur associer le sommet P_7 du plan supérieur ?

Plusieurs travaux tentèrent de fournir des solutions plausibles à ces problèmes. Pour répondre au problème de correspondance, (GD82) proposèrent une méthode reposant sur la paramétrisation des contours, et (EPO91) sur leurs décompositions. (KSS00) résolurent quant à eux le problème par une approche en deux étapes : un champ de distance est tout d'abord calculé dans chacun des plans, ainsi qu'une « table » indiquant, pour chacun des points, le point au contour le plus proche. Les champs de distance sont ensuite interpolés entre les plans afin de calculer ce qu'ils appellent « l'axe médian » et qui représente en fait l'ensemble des points ayant une valeur d'interpolation nulle, à mi-distance entre deux plans successifs. La surface est ensuite triangulée en fonction de cet « axe médian » : pour chacun de ces points, les deux points les plus proches sur les plans concernés sont reliés afin de former un triangle.

Afin de résoudre le second problème de branchement, (MSS92) s'appuyèrent sur les arbres de recouvrement minimal tandis que (Boi88) utilisa une triangulation de Delaunay. (EPO91) proposèrent quant à eux une méthode supportant les branchements multiples, mais en considérant, pour ce faire, que l'échantillonnage des plans est suffisamment dense pour résoudre les ambiguïtés, ce qui n'est pas toujours le cas en pratique.

Plus récemment, (JWC⁺05) ont proposé une méthode permettant de reconstruire des

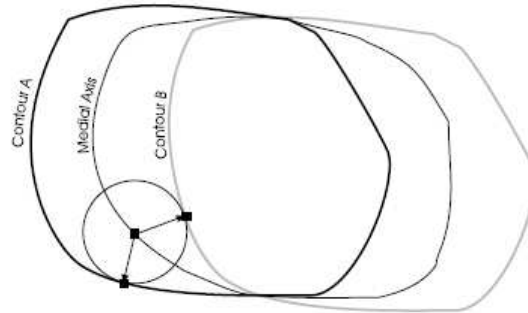


FIG. 2.19 – Construction d'un « axe médian » selon (KSS00). Ce schéma représente, en vue de dessus, deux contours A et B définis dans deux plans successifs. Les deux flèches ayant pour origine un point de l'« axe médian » indiquent les points les plus proches sur les contours A et B. Ces points les plus proches seront par la suite connectés lors de la triangulation de la surface.

surfaces à partir de contours 2D partitionnés en régions « de différents matériaux » et définis dans des plans parallèles; cette méthode fut étendue par (LBD⁺08) au cas de plans non parallèles. L'originalité de cette approche est de considérer qu'un plan regroupe différentes régions identifiées par des couleurs - la même couleur étant employée pour identifier le même type de région dans l'ensemble des plans. Le but de (JWC⁺05) est donc de reconstruire un réseau de surfaces 3D *ne s'intersectant pas* à partir de ces régions 2D. Pour ce faire, ils construisent un graphe dans lequel les nœuds représentent les régions 2D, et les arêtes les différentes connexions possibles entre ces régions (Fig. 2.20). L'espace est ensuite partitionné en cellules en fonction du graphe retenu afin de déterminer les frontières entre les différentes surfaces. Cette approche par graphe offre ainsi la possibilité à l'utilisateur de modifier la topologie du réseau de surfaces reconstruites en ajoutant ou supprimant certaines connexions.

Néanmoins, comme le soulignent (JWC⁺05) eux-mêmes, cette méthode fonctionne relativement bien avec des plans très proches ne laissant donc pas la place à une quelconque ambiguïté de connexion; mais dès que ceux-ci ne sont pas suffisamment bien échantillonnés, l'utilisateur se voit contraint de spécifier par lui-même via le graphe de structure la topologie du réseau de surfaces. Enfin, étant donné que ces deux méthodes paramétriques reposent sur une triangulation des cellules de l'espace, elles nécessitent une phase de lissage de la surface finale. Ce processus - composé d'étapes alternées de « lissage local » (déplacement des sommets dans la direction de la normale aux endroits de trop forte courbure) et de subdivision de triangles puis retournement d'arêtes - peut, selon les auteurs eux-mêmes, introduire des artefacts tels que des intersections entre les surfaces.

De manière générale, les méthodes paramétriques semblent peu robustes, mais aussi - et surtout - très coûteuses en temps de calcul dans un contexte d'application interactive, puisqu'elles nécessitent la plupart du temps une étape d'optimisation. Un autre problème récurrent de ces méthodes est qu'elles ne permettent pas d'extrapoler les données en dehors des plans de coupe : la surface reconstruite est alors coupée au niveau des premier et dernier plans de coupe de la pile, et perd son aspect de forme organique, comme le montre la figure 2.21.

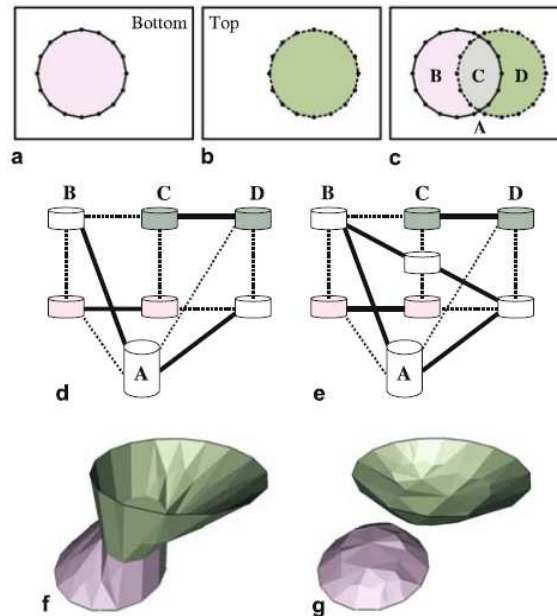


FIG. 2.20 – Construction d'un réseau de surfaces à partir de régions 2D par la méthode de (JWC⁺05). Deux contours 2D définis sur deux plans voisins (a, b) sont projetés de façon orthogonale sur un plan commun intermédiaire (c). Un premier graphe (d) permet de reconstruire un premier agencement possible des deux surfaces (f). La modification de ce graphe (e) permet ensuite de modifier la topologie du réseau de surfaces reconstruites (g).

A l'opposé, les méthodes s'appuyant sur les surfaces implicites fournissent une reconstruction stable des surfaces 3D de tout genre topologique - résolvant souvent spontanément les problèmes de correspondance et de branchement - et génèrent des formes organiques lisses et fermées, quelle que soit la complexité des régions 2D.

2.3.2 Approche par surfaces implicites

Une première approche dans cette catégorie consiste à tirer profit de la distribution des données dans l'ensemble des plans. (JC94, GA98) définissent ainsi des fonctions potentiel 2D pour chacun des contours, puis interpolent ces potentiels pour générer la surface implicite 3D. Cependant, ces méthodes soulèvent plusieurs problèmes, qui nécessitent qu'on leur accorde une attention particulière puisqu'ils orienteront nos recherches par la suite.

Le premier problème identifiable dans la méthode de (JC94) est la restriction faite sur la nature des contours 2D : ceci doivent être fermés et simples - c'est-à-dire sans auto-intersection - car la fonction potentiel utilisée repose sur un simple champ de distance discret. Cette restriction requière donc de la part du système une pré-étape de validation des contours. Par ailleurs, une

2.3. Modélisation 3D à partir d'un ensemble de croquis 2D dans des plans parallèles 45

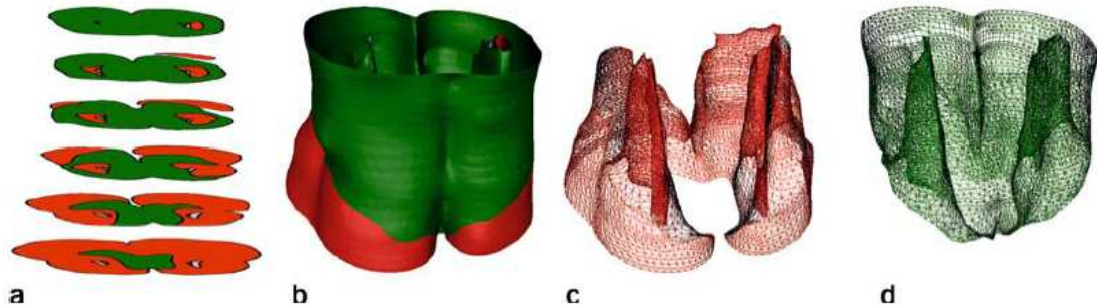


FIG. 2.21 – Reconstruction du cerveau de la souris par la méthode de (JWC⁺05). L'image (c) représente le cortex tandis que l'image (d) montre le bulbe olfactif. Notons qu'une reconstruction par surfaces paramétriques ne permet pas d'extrapoler les données en dehors des plans de coupe : les surfaces sont coupées aux extrémités.

telle fonction potentiel ne permet pas d'extrapoler les données en dehors des plans extrémaux - problème déjà rencontré dans les approches par surfaces paramétriques (Fig. 2.22).

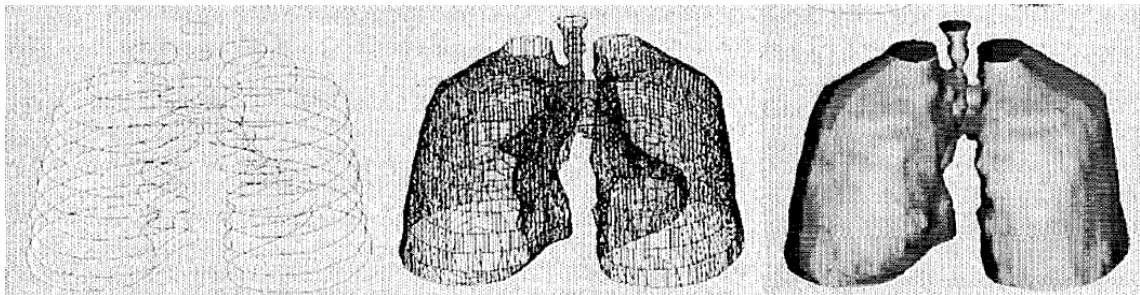


FIG. 2.22 – Reconstruction des poumons par la méthode de (JC94).

Enfin, cette méthode souffre d'un artefact important lorsque le potentiel varie fortement entre deux plans consécutifs; ceci se produisant lorsqu'un contour présent dans un plan disparaît dans le plan suivant par exemple. Dans ce cas-ci, la surface reconstruite entre ces plans est alors extrêmement saillante, ce qui s'explique par l'interpolation linéaire entre deux potentiels dont l'un est nul. Notons qu'un autre inconvénient non négligeable de l'interpolation linéaire entre deux plans est de créer des tangentes discontinues au passage de ces plans.

(GA98) proposent quant à eux une méthode s'appuyant sur une double stratification polygonale des contours calculée dans chacun des plans, selon les axes $-x$ et $-y$. Deux champs potentiel demi-sphériques sont générés au-dessus de chaque trapèze (selon chacun des axes)

pour être ensuite ajoutés. Ces potentiels sont finalement sommés sur les plans consécutifs afin de reconstruire la surface 3D.

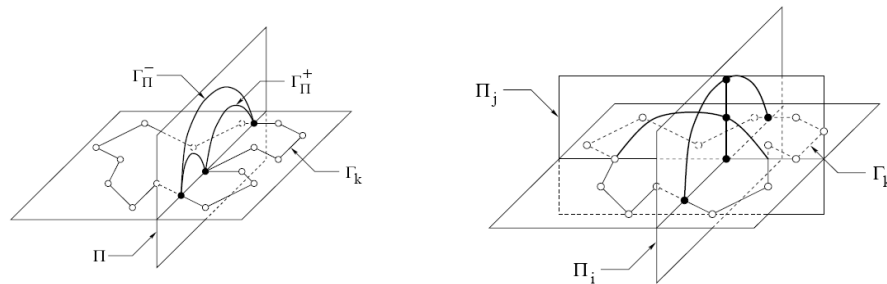


FIG. 2.23 – Création du champ potentiel dans un plan par double stratification des contours selon (GA98). Le schéma de gauche illustre le problème de création d'un potentiel demi-sphérique dans le cas d'un sommet non convexe : quel potentiel générer (Γ_{Π}^+ ou Γ_{Π}^-), sachant que celui-ci sera dans tous les cas discontinu sur l'ensemble du plan ? Le schéma de droite illustre quant à lui la double stratification orthogonale, selon les axes $-x$ et $-y$ du plan.

De façon similaire à (JC94), la surface résultant de cette méthode est continue C^0 mais non lisse (tangentes discontinues). Cependant, à l'opposé de (JC94), cette approche par potentiel sphérique permet d'extrapoler les données en dehors des plans de coupe et de reconstruire ainsi une surface à l'aspect organique, c'est-à-dire bombée aux extrémités. Notons néanmoins un problème non négligeable dû à l'opérateur de mélange choisi : sommer les potentiels entre les plans conduit invariablement à des artefacts tels des gonflements de la surface si les plans sont trop proches, ou des trous et/ou discontinuités si ceux-ci sont trop éloignés les uns des autres.

Plus récemment, (ACS01) adoptèrent une approche par surfaces implicites à squelette. Leur méthode consiste, dans un premier temps, à extraire un squelette 2D à partir des contours de chacun des plans. Puis un squelette 3D pondéré est calculé par « mise en correspondance » de chaque paire consécutive de squelettes 2D. Pour finir, ce squelette 3D est combiné à une fonction potentiel afin de reconstruire la forme 3D. L'originalité de cette approche est de proposer une double représentation des structures : par surfaces implicites d'une part, et par un système de particules d'autre part, le squelette 3D étant transformé en un système masse-ressorts. Cette représentation par particules facilite ainsi l'animation et la déformation des surfaces ; déformation qui serait très fastidieuse s'il fallait recalculer l'intégralité du squelette 3D. Néanmoins, notons que cette approche intéressante se heurte aux problèmes de correspondance et de branchement - y compris dans le cas de données simples - mais dans un degré moindre que les surfaces paramétriques puisque cette correspondance se fait entre des squelettes et non des contours.

Pour finir, soulignons que les approches par formulation variationnelle, déjà présentées en Section 2.2.2, permettent elles aussi de modéliser une surface implicite à partir d'un ensemble de plans, puisqu'elles traitent indifféremment un « nuage de points » 2D - dans le cas d'un croquis - ou 3D - dans le cas d'une reconstruction multi-plans.

Comme déjà mentionné précédemment, l'avantage d'une telle approche est d'obtenir une

surface « continuellement lisse » (continuité C^1). Elle permet par ailleurs de générer une surface organique « fermée » par extrapolation de la surface en dehors des données. (Fig. 2.24).

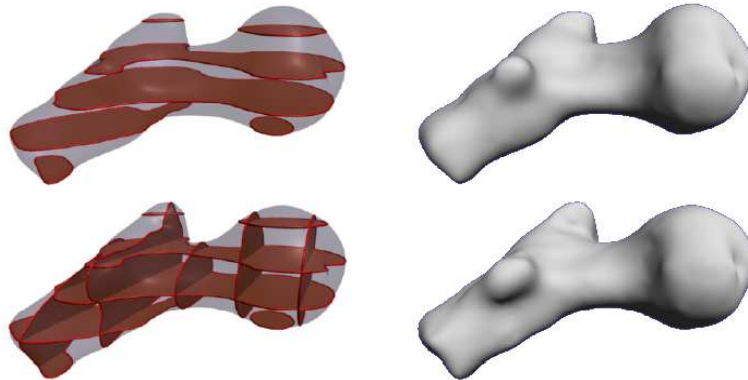


FIG. 2.24 – Reconstruction de l'articulation de la hanche obtenue par (TO99) à partir de points définis dans un ensemble de 5 plans parallèles (haut). L'ajout de plans orthogonaux, et donc de contraintes, leur permet d'obtenir une surface plus précise (bas).

Cependant, cette méthode basée sur une optimisation des données est relativement coûteuse d'un point de vue calculatoire - et donc temporel ; modifier localement les données par la suite nécessite malheureusement de recalculer l'ensemble de la surface.

Résumé

Tandis que la modélisation de surfaces à partir d'un seul croquis semblait plus intuitive en s'orientant vers une approche par surfaces implicites, nous venons de voir que les travaux se consacrant à la reconstruction de surfaces à partir d'un ensemble de plans sont tout aussi nombreux à adopter une approche par surfaces paramétriques que par surfaces implicites.

L'avantage majeur des méthodes paramétriques est de pouvoir interpoler *exactement* des contours 2D - et ce à moindre frais - puisque le concept général consiste à créer un maillage polygonal par connexion directe des sommets de ces contours. Néanmoins, tout avantage allant de paire avec un inconvénient, ces approches se heurtent aux problèmes bien connus de correspondance et de branchement. Il s'ensuit, d'une part, que la robustesse de la reconstruction fournie par ce type d'approche dépend alors considérablement du bon échantillonnage des plans de coupe, et d'autre part, qu'une étape de lissage est souvent nécessaire pour obtenir une surface lisse.

A l'inverse, la majorité des approches par surfaces implicites traitent de façon automatique et intuitive les variations qu'il peut exister entre des contours successifs. Elles permettent par ailleurs de générer des surfaces bien plus lisses que les méthodes paramétriques ; parfois au prix de lourds calculs, comme dans le cas des formulations variationnelles.

Les caractéristiques des quatre principales approches précédemment exposées sont résumées par le graphique 2.25.

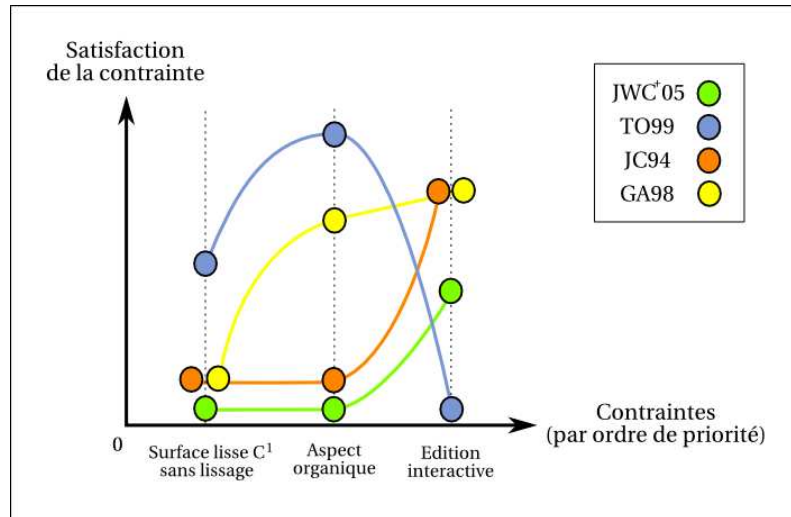


FIG. 2.25 – Evaluation qualitative de la satisfaction apportée par les méthodes de (JC94), (GA98), (TO99) et (JWC⁺05) par rapport à nos attentes (contraintes) pour de la modélisation et de l'édition interactive de surfaces organiques à partir de plans de coupe.

2.4 BILAN

Après avoir passé en revue les différents travaux de modélisation de surfaces, aussi bien à partir d'un seul croquis que de plusieurs croquis, nous sommes maintenant en mesure de choisir le modèle qui sera le plus adapté à notre contexte de « système interactif de modélisation 3D de structures organiques destiné à l'enseignement ».

Rappelons que notre objectif est de pouvoir modéliser des surfaces organiques aussi bien à partir de croquis dans un ensemble de plans, qu'à partir d'un seul croquis 2D représentant des structures complexes imbriquées comme dans le cas de vaisseaux. Notons par ailleurs que ce croquis 2D doit pouvoir être complété de façon incrémentale si besoin est, dans le cas de structures nécessitant l'ajout de détails sous différents points de vue par exemple.

Nous souhaitons donc disposer d'une représentation de surface :

1. offrant un aspect « organique » (surface lisse et fermée),
2. permettant de modéliser des formes de topologie arbitraire ainsi que des embranchements,
3. adaptée à la modélisation par morceaux dans le cas d'un seul croquis sous différents points de vue,
4. et conservant les deux premières caractéristiques ainsi qu'une certaine interactivité dans le cas d'une reconstruction à partir de plusieurs plans parallèles.

Notre première priorité étant de modéliser des structures organiques « visuellement satisfaisantes », et les surfaces implicites offrant naturellement un aspect organique, notre choix s'est ainsi spontanément porté sur ce modèle de représentation. Ces surfaces présentent par ailleurs

de bonnes propriétés de mélange, qui sont un avantage certain dans le cas d'une modélisation incrémentale par ajouts successifs de détails.

D'autre part, nous avons vu au début de cet état de l'art que l'utilisation du squelette de la forme 2D simplifiait grandement la modélisation de surfaces non topologiquement sphériques. Associé à une fonction potentiel adaptée, il permet par ailleurs d'inférer de façon naturelle l'épaisseur de la surface. Les *surfaces implicites à squelette* semblent donc être le modèle répondant exactement à nos attentes.

Notons pour finir que l'utilisation de squelettes combinés à un noyau de convolution permet de générer des surfaces lisses dans des zones de branchements, ce qui sera une aide précieuse lors de la modélisation des structures vasculaires.

3

ETUDE DES INTERFACES DES SYSTÈMES DE MODÉLISATION 3D PAR CROQUIS

Tandis que le chapitre précédent passait en revue les différents modèles de représentation d'une surface afin d'en déterminer le plus adapté dans le cadre de modélisation anatomique interactive, ce chapitre-ci s'attache à étudier l'aspect « pratique » de la modélisation, c'est-à-dire les outils mis à disposition des utilisateurs dans les systèmes actuels. Néanmoins, avant de se consacrer à une étude approfondie des différentes interfaces proposées par les systèmes de modélisation 3D par croquis 2D, il peut-être intéressant d'avoir un bref aperçu des autres types de systèmes de modélisation 3D. En effet, différentes approches furent développées depuis les débuts de la CAO tels les modeleurs 3D et la sculpture virtuelle, la modélisation par croquis n'étant apparue que tout récemment.

3.1 APERÇU DES DIFFÉRENTS TYPES DE SYSTÈMES DE MODÉLISATION 3D

Les premières interfaces mises en place pour modéliser des objets 3D furent des modeleurs reposant naturellement sur les courbes de Bézier et les *NURBS* (« Non-Uniform Rational Basis Splines »). L'on pense notamment au logiciel *CATIA*, créé dans les années 1970 par la société Dassault Aviation, puis repris en 1981 par la compagnie Dassault Systèmes, mais aussi *3D Studio Max* d'Autodesk (1990), *Maya* développé par la société Alias Systems Corporation (1998) ou encore *Blender* (développé au début des années 1990, avec une seconde naissance sous license libre GPL en 2002).

Le concept général de ces systèmes est de créer des primitives de base, puis d'exploiter leur double représentation « maillage polygonal » ou « surface splines », afin de les transformer aux moyens d'outils divers : modification directe des sommets du maillages, modification par *FFD* (« Free Form Deformation »¹), opérateurs *CSG*, outils spécifiques de lissage, de courbure, de symétrie, etc. (Fig. 3.1).

Néanmoins, l'utilisation de tels systèmes requière de solides connaissances sur les modèles mathématiques employés, et s'adresse davantage à des professionnels de la CAO ou de l'infographie du cinéma et du jeu vidéo qu'au grand public.

¹Nous renvoyons le lecteur intéressé par davantage de détails sur les *FFDs* aux articles (SP86, Coq90, MT97, Cre99)



FIG. 3.1 – Interface du logiciel de modélisation Blender.

Une autre approche plus récente est celle de la « sculpture virtuelle »², dont le principe est de simuler une interaction tridimensionnelle entre de la matière virtuelle (glaise, argile, pâte, etc.) et un outil virtuel, contrôlé au moyen d'un outil réel.

Pour ce faire, l'utilisateur crée initialement une forme 3D assez basique, comme dans le cas d'une réelle sculpture, puis la transforme progressivement afin d'obtenir la forme 3D désirée. L'avantage de cette approche est de ne pas avoir besoin de connaissances particulières sur le modèle mathématique sous-jacent à la surface 3D, les systèmes proposant en général des outils virtuels simples - tels des sphères (DCo4), ou une main virtuelle (KPBCo8) - contrôlés par une souris ou par d'autres types d'outils offrant un retour haptique passif (SBSo6, PKCo8, KPBCo8) ou actif (KIKSo0) (Fig. 3.2).

Si ce type de système a l'avantage d'être plus accessible de par son analogie avec le processus de modelage dans le monde réel, il n'est cependant pas ce qu'il y a de plus intuitif pour modéliser des structures anatomiques ou même communiquer rapidement une idée.

Finalement, tandis que bien peu d'entre nous - toutes générations confondues - connaissent l'existence des NURBS ou se sentent même l'âme de sculpteur, qu'y a-t-il de plus naturel que faire un rapide croquis sur une feuille de papier pour représenter quelque chose de compréhensible par tous? Cette même réflexion est à l'origine de nombreux systèmes de modélisation 3D par croquis 2D que nous allons maintenant explorer.

²La sculpture virtuelle, thématique de recherche de mon stage de DEA, a fait l'objet de deux publications (PKCo8, KPBCo8), ainsi que d'un brevet « HandNavigator : Périphérique d'entrée amélioré » (Kry P., Cani M.-P., Pihuit A., brevet nFR0803877).

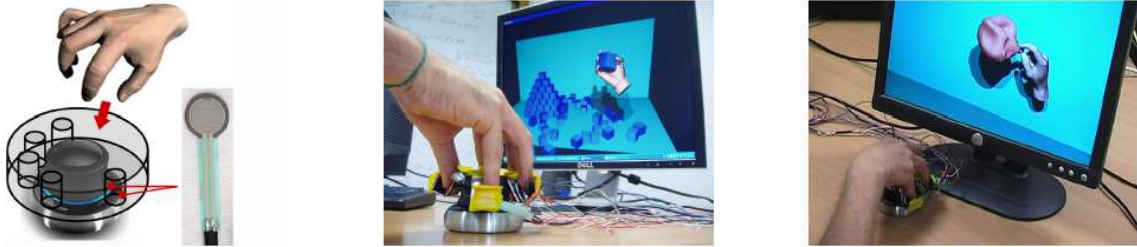


FIG. 3.2 – Le HandNavigator, système à retour haptique passif, proposé par (KPBCo8) et utilisable aussi bien pour de la sculpture virtuelle (droite) que pour interagir avec divers environnements virtuels (milieu).

3.2 MODÉLISATION 3D À PARTIR DE CROQUIS 2D

Nombreuses sont les recherches qui ont porté sur l'élaboration d'interfaces intuitives de modélisation 3D par croquis 2D ces dernières décennies. L'objectif de ce type de systèmes est de fournir à l'utilisateur un outil simple lui permettant de « dessiner en 2D » des objets, puis de les visualiser en 3D; le système se chargeant d'interpréter le croquis 2D pour modéliser l'objet 3D représenté. La difficulté ici est bien évidemment de réaliser une interprétation « correcte » du dessin, ce qui n'est pas évident étant donné le nombre infini de modèles 3D possibles pour un seul et même croquis 2D. Afin de restreindre les ambiguïtés possibles sur le modèle 3D à reconstruire, il est possible de catégoriser les outils de dessin proposés à l'utilisateur; par exemple, ne pas utiliser le même crayon suivant que l'on souhaite faire un trou ou une extrusion sur un objet. Néanmoins, imposer un outil spécifique pour chaque type d'opération peut rapidement transformer une interface de modélisation qui se voulait intuitive en un vrai casse-tête. Il convient alors de savoir faire le juste milieu entre deux optiques : mettre à disposition de l'utilisateur les outils nécessaires *mais* suffisants au système, pour que ce dernier en déduise le modèle 3D correspondant *le plus plausible*.

L'un des premiers systèmes de modélisation 3D par croquis 2D, nommé *Sketch* (ZHH96), fut conçu pour du prototypage de modèles CAO et permit de modéliser très simplement des primitives basiques tels une boîte, un cône, etc. Ainsi, en dessinant trois segments se rencontrant en un point, et parallèles à la projection des axes $-x$, $-y$ et $-z$ de la scène, le système crée automatiquement un pavé dont les dimensions sont proportionnelles à la taille des segments. (ZHH96) définissent parallèlement une « grammaire de gestes » traduisant des opérations CSG, ce qui permet de modifier les modèles 3D construits (Fig. 3.3). Notons que ce premier système de modélisation intuitive de formes architecturales inspira d'autres systèmes par la suite, tel *SketchUp* de la société Google (Goo08).

Quelques années plus tard, (IMT99) présentèrent le système nommé *Teddy*, sommairement introduit en Section 2.2 : celui-ci offre, contrairement à (ZHH96), la possibilité de dessiner plus librement tout type d'objets.

Un premier aperçu de ces deux systèmes très différents nous permet d'ores et déjà de classer les systèmes de modélisation 3D par croquis 2D en deux catégories : les systèmes de modélisation de formes libres d'une part - *Teddy* en est un exemple - et les systèmes de modélisation « dédiés »

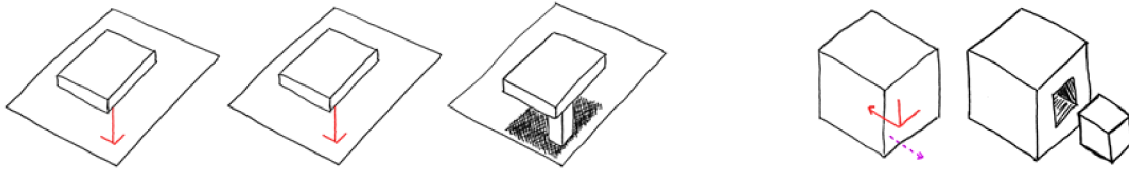


FIG. 3.3 – Modélisation et édition de primitives basiques avec Sketch (ZHH96). Gauche : création d'une table et de l'un de ses pieds. Droite : opérateur CSG de soustraction.

d'autre part, c'est-à-dire spécifiques à la modélisation de certaines catégories d'objets. Ces derniers seront détaillés en seconde partie de cette section.

3.2.1 Les systèmes de « modélisation libre »

Le principe de la « modélisation libre » est de reconstruire une forme 3D à partir de contours 2D, le plus souvent interprétés comme des silhouettes. Dans ce cas-ci, le système modélise généralement la forme 3D la plus simple de telle sorte que sa silhouette, projetée sur le plan depuis l'œil du dessinateur, corresponde aux contours 2D. Notons que si ces contours représentent une courbe simple et fermée, ces systèmes font alors généralement l'hypothèse d'une silhouette plane, ce qui restreint les formes dessinées.

Comme nous venons de le voir, *Teddy* (IMT99) fut le premier système à ouvrir la voie de la modélisation libre par croquis. Il devint alors possible, par simple esquisse de plusieurs traits, de modéliser un objet aux formes plus ou moins arrondies, loin des structures géométriques des systèmes de CAO. Par ajout de différents traits « codés », l'on peut modifier le modèle 3D en spécifiant des zones d'extrusion, de coupe, de pliage, ou même lisser la surface (Fig. 3.4).

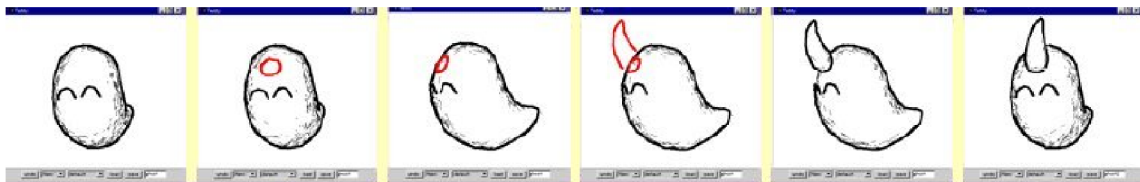


FIG. 3.4 – Illustration du processus d'extrusion dans *Teddy* (IMT99). L'utilisateur dessine tout d'abord l'emplacement de l'extrusion (cercle rouge), puis la zone à extruder, vue de profil. A gauche : résultat de l'extrusion.

Notons malgré tout que ce système souffre d'une restriction majeure : il n'est pas possible de modéliser des surfaces ayant une topologie autre que sphérique. De plus, comme nombre

des systèmes qui suivirent, les contours dessinés doivent être simples - c'est-à-dire sans auto-intersection - et fermés. Nous verrons que ceci n'est plus une contrainte dans l'approche que nous proposons (présentée en Chapitre 4).

(KHR02) proposèrent par la suite une interface similaire à *Teddy*, agrémentée d'un nombre important d'outils d'édition. Cette édition est facilitée par la représentation hiérarchique de la scène utilisée : les primitives créées (appelées *blobs*) sont stockées dans une arborescence - appelée *BlobTree*, et introduite par (BW99) - qui regroupe à la fois les primitives implicites (« feuilles » des arbres) et les opérateurs de composition (« nœuds » des arbres). Cette représentation permet ainsi de supporter les actions « annuler » et « refaire », ce qui n'était pas possible dans *Teddy*. D'autres outils, tels la sélection d'une primitive, son déplacement ou sa rotation, sont aussi offerts à l'utilisateur. Enfin, outre un outil standard de déformation locale, (KHR02) proposent deux outils originaux : un outil de mélange offrant la possibilité, si on le souhaite, de guider le mélange en dessinant le « profil » de celui-ci, et un outil de symétrie permettant de dupliquer des *blobs* et de les positionner de façon adéquate par rapport au blob parent référencé dans le *BlobTree* (Fig. 3.5).

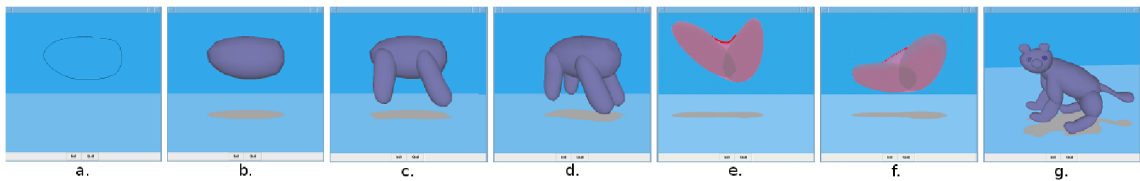


FIG. 3.5 – Divers outils de modélisation disponibles dans l'interface proposée par (KHR02). Contour simple (a.) et modèle 3D reconstruit (b.); modélisation de pattes (c.) et utilisation de l'outil de symétrie (d.); application de l'outil permettant de spécifier le profil du mélange entre deux blobs (e., f.); exemple de modèle 3D final (g.).

Simultanément, *BlobMaker* (AJ03) proposa une interface quelque peu différente mais offrant les mêmes outils standards de modélisation (annuler/refaire, sélection, déplacement, rotation, modification de traits existants, mélange de *blobs*, etc.). L'interface est ici composée de deux fenêtres, l'une comportant la scène de dessin et de modélisation, et l'autre une barre d'outils (Fig. 3.6, gauche). Un aspect très intéressant de cette interface est la manière dont est faite la sélection de primitives : il est possible de sélectionner une forme soit en cliquant directement sur celle-ci, soit sur son ombre, ce qui permet d'éviter des ambiguïtés possibles de perception de profondeur.

Si ces interfaces restaient relativement basiques, l'envie d'offrir à l'utilisateur la possibilité de créer des formes de plus en plus complexes motiva les systèmes qui virent le jour par la suite. L'interface proposée par (TZF04) fut ainsi enrichie de nombreux menus et « sliders » utilisés pour régler des paramètres. Si ceux-ci rendent l'application un peu plus complexe à utiliser, ils permettent néanmoins de modéliser une multitude de formes, y compris des surfaces aux aspects anguleux, comme précédemment détaillé en Section 2.2.2 et par la figure 2.16. Ce système offre néanmoins un processus relativement intuitif pour creuser une surface, processus assimilable à de la sculpture. Pour ce faire, il suffit de dessiner indépendamment la silhouette

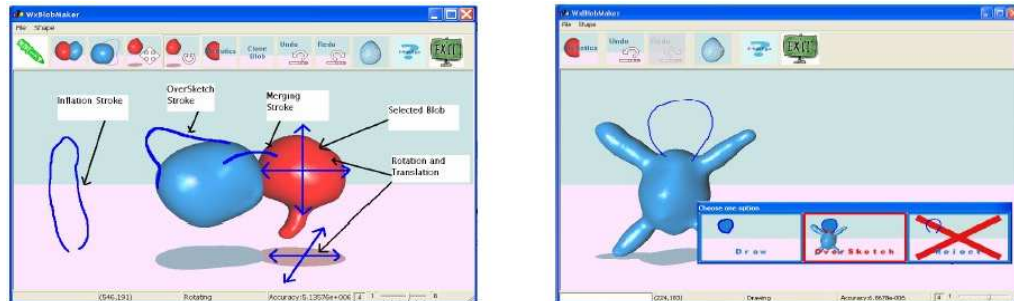


FIG. 3.6 – Interface de BlobMaker (AJ03). A gauche : l'interface est composée d'une fenêtre permettant la manipulation des objets de la scène, et d'une barre d'outil utilisée pour sélectionner l'opération à appliquer. A droite : l'interface intuitive, parallèlement expérimentée par (AJ03), ne comporte plus de barre d'outils ; un menu contextuel étant affiché en cas d'ambiguïté dans l'opération en cours.

de la surface devant « creuser » le modèle, de la modéliser en 3D, puis de la positionner à l'endroit voulu sur le modèle initial. Un mélange spécial est opéré entre les deux surfaces, ce qui permet d'obtenir une surface plus lisse qu'avec un simple opérateur booléen (Fig. 3.7). Plus généralement, il est aussi possible de compléter le modèle 3D en modélisant d'autres primitives par croquis 2D depuis des points de vue différents de la scène.

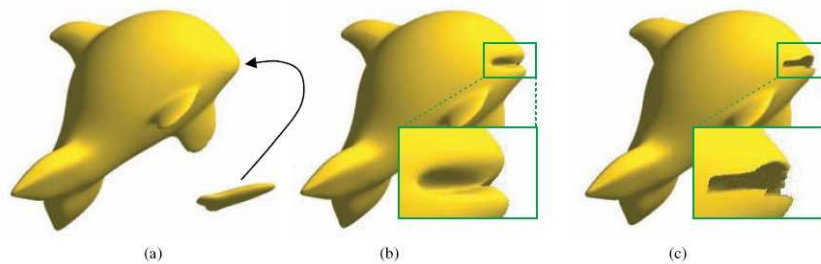


FIG. 3.7 – Modélisation de la bouche d'une baleine, dans ConvMo (TZFo4). La baleine et l'outil pour creuser la bouche étant modélisés indépendamment (a), il ne reste qu'à déplacer l'outil à l'emplacement voulu sur la baleine. Par un mélange spécifique des deux surfaces, la surface finale obtenue (b) est bien plus lisse qu'elle ne le serait avec un opérateur booléen (c).

Semblablement à (TZFo4), *Shapeshop* (SWSJ05) offre la possibilité de régler une multitude de paramètres au moyen de « sliders » tels l'épaisseur de la surface ou la profondeur d'un trou par exemple. L'outil pour creuser est toute fois plus simple que dans (TZFo4) : plutôt que de devoir modéliser en 3D la partie à soustraire d'une surface, il suffit d'en dessiner directement la

silhouette sur la surface cible, comme illustré dans la figure 3.8.



FIG. 3.8 – Diverses opérations d'édition dans Shapeshop (SWSJ05). À gauche : pour couper une surface, il suffit d'en dessiner la silhouette à l'emplacement désiré. Notons que dans le cas d'un trou (c), il est ensuite possible de le déplacer sur la surface (d). À droite : opération de mélange. La primitive créée par inflation (a) est mélangée à la surface existante (b). L'utilisateur peut contrôler le taux du mélange au moyen de paramètres (c, d), ainsi que déplacer la nouvelle primitive (e).

Une dernière approche tout à fait différente des précédentes est celle mise en place par (NISA07) dans leur système *FiberMesh*. Tandis que la phase de « modélisation initiale » d'une surface reste standard (il s'agit de dessiner le contour de la forme 3D voulue), l'édition se fait quant à elle au moyen de « courbes de contrôle ». L'utilisateur peut ainsi déformer une surface en dessinant directement sur celle-ci une courbe de contrôle, puis en l'étirant par exemple. Il peut aussi lui affecter des propriétés de lissage (courbes bleues sur la figure 3.9), ou à l'inverse d'angulosité (courbes rouges).

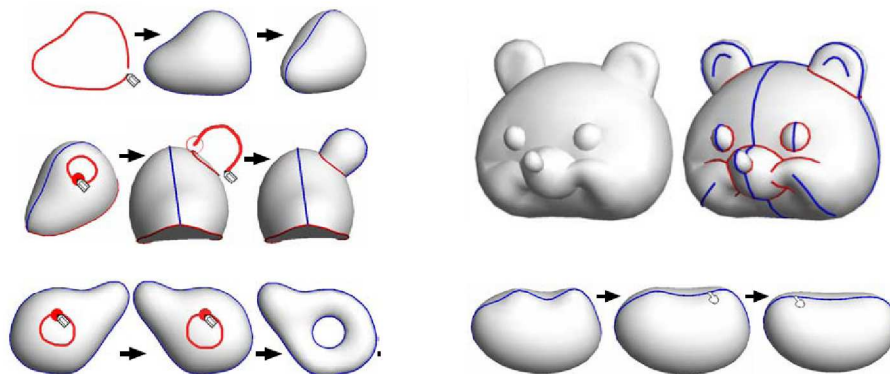


FIG. 3.9 – Divers outils d'édition dans FiberMesh (NISA07). À gauche (de haut en bas) : esquisse d'un contour et modélisation ; extrusion ; création d'un « tunnel » en dessinant les extrémités de celui-ci de part et d'autre de la surface 3D. À droite : exemple de surface 3D modélisable dans FiberMesh - les « courbes de contrôle » bleues indiquent une surface lisse, les rouges spécifient les endroits de forte courbure. En bas, outil de lissage de la surface (bas).

L'ensemble des systèmes que nous venons d'évoquer ont bien entendu chacun leurs avantages et spécificités. Néanmoins, aucun d'entre eux ne permet de modéliser directement une surface dont l'axe médian n'est pas plan. Pour obtenir une telle surface, il est souvent nécessaire de réaliser des étapes successives d'édition afin de compléter peu à peu le modèle selon différents points de vue. Dans notre cas de modélisation organique, il semble très difficile, voire impossible, de modéliser des structures anatomiques complexes, tel un enchevêtrement de vaisseaux sanguins par exemple.

Une première solution serait de pouvoir dessiner directement les structures en 3D, comme proposé par le système *ILoveSketch* (BBS08). Néanmoins, si ce système a ouvert la voie à une nouvelle approche de la modélisation 3D en proposant un outil relativement intuitif de croquis 3D, il reste peu adapté à un contexte d'enseignement dans lequel les étudiants sont habitués, d'une part, à visualiser les structures sous formes de croquis 2D, et d'autre part, à recopier ces croquis 2D sur leurs notes de cours pour un meilleur apprentissage.

Si l'on en revient à la modélisation à partir de croquis 2D, l'approche proposée par *SmoothSketch* (KH06) est finalement la seule, à notre connaissance, offrant une solution vers la modélisation de structures non planes. Pour ce faire, les auteurs de (KH06) détectent les jonctions entre les contours, puis définissent explicitement la partie occultée par complétion du dessin en tentant de joindre de façon intuitive les segments formant les différentes jonctions. Ces jonctions sont ensuite interprétées afin d'en déduire la position d'une surface relativement à une autre. Toutefois, aucun outil n'est offert à l'utilisateur lui permettant de contrôler les profondeurs relatives des différents éléments impliqués dans de telles jonctions.

Notons par ailleurs qu'avec l'interface proposée par (KH06), il devient possible de modéliser directement une surface de topologie non sphérique, ceci au moyen de règles de dessin aidant le système à interpréter correctement les contours : un contour dessiné dans le sens anti-horaire représente le contour extérieur d'une surface, tandis qu'un contour dessiné dans le sens horaire représente un trou dans cette surface. Ainsi, pour modéliser un tore par exemple, il suffit à l'utilisateur de dessiner les contours intérieur et extérieur de celui-ci selon les sens définis précédemment.

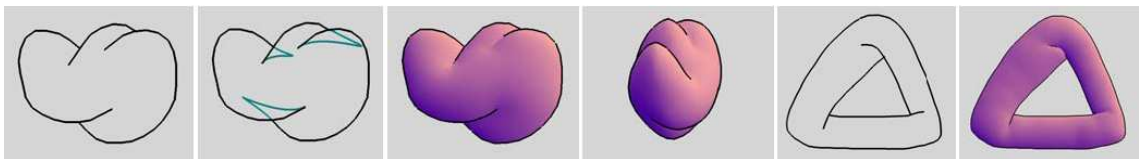


FIG. 3.10 – Création de modèles plus complexes avec *SmoothSketch* (KH06). Tandis que l'utilisateur dessine uniquement les contours qui sont visibles depuis son point de vue, le système calcule les contours cachés afin d'inférer correctement le volume 3D correspondant. Le triangle de Penrose, à droite, est un exemple de modèle complexe réalisable avec *SmoothSketch*.

Les systèmes de « modélisation libre » : bilan

L'étude de ces systèmes de « modélisation libre » nous amène à la conclusion suivante : faire un compromis entre « interface simple » et « modélisation intuitive de formes complexes » n'est

pas si évident ; l'une étant souvent au détriment de l'autre. Comme nous venons de le constater, une « grammaire des traits », des outils complexes, ou des menus ou « sliders », sont souvent nécessaires pour modéliser de façon précise des formes complexes, ce qui nécessite la plupart du temps une phase d'apprentissage de la part de l'utilisateur. Or, des expériences faites avec divers utilisateurs permirent à (AJ03) de soulever le problème de la définition d'une « interface intuitive ». Il ressort de ces expériences que les utilisateurs ont tendance à préférer dessiner de façon naturelle et spontanée, sans avoir à sélectionner les outils adéquats (sélection par ailleurs souvent oubliée ou réalisée au mauvais moment dans l'étape de modélisation). (AJ03) proposèrent ainsi une seconde interface de *BlobMaker* sans barre d'outils, un menu dynamique contextuel étant affiché lorsqu'il y a ambiguïté sur un trait dessiné par l'utilisateur (Fig. 3.6, droite). Mais l'idée ne fut pas reprise par les travaux qui suivirent, ceci s'expliquant certainement par les limitations incontournables d'une telle approche.

Simplifier la création de formes complexes tout en conservant une interface simple et épurée est cependant possible si l'on considère que le système dispose d'une « grammaire des traits » invisible pour l'utilisateur ; une grammaire bien spécifique étant définie pour chaque contexte particulier. Cette approche correspond à la description même des systèmes de « modélisation spécifique » que nous allons maintenant passer en revue.

3.2.2 Les systèmes de « modélisation spécifique »

L'objectif des systèmes de « modélisation spécifique » est d'offrir une interface utilisateur simple pour créer rapidement des modèles 3D complexes.

Prenons l'exemple d'un arbre. Que l'on emploie l'un ou l'autre des systèmes de « modélisation libre » précédemment décrits, il serait très fastidieux, voire impossible, de modéliser un arbre avec de multiples branches et feuilles. Non seulement, cela demanderait une patience extraordinaire de dessiner les branches et les feuilles une à une, mais il faudrait aussi pouvoir les dessiner dans différents plans, afin de les répartir de façon sphérique autour du tronc. Or, même si nous n'en connaissons pas les règles précises en tant que simple spectateur de la nature, les arbres, les branches et leurs feuilles se développent selon certaines règles dûes à leur nature même de végétal. Si nous inculquions au système ces règles traduisant ces connaissances *à priori* sur le modèle qu'il doit reconstruire, il pourrait se charger à notre place de répartir les feuilles de façon naturelle sur les branches de l'arbre.

C'est dans cette optique de « modélisation simple d'éléments complexes » que différents systèmes furent développés pour modéliser d'autres types d'objets : des arbres, des vêtements ou des cheveux par exemple.

a. Modélisation d'arbres et de plantes

Etant donnée l'organisation naturelle qu'il existe chez les végétaux, aussi bien en ce qui concerne leur répartition géographique que leur propre structure physique, la modélisation d'arbres - et plus généralement de végétaux - se prête relativement bien à une approche procédurale.

Les premiers systèmes de modélisation de végétaux furent introduits par ce que l'on appelle les *L-Systems* (Lin68, MP96). Le principe de ces systèmes est de se baser sur une grammaire de règles définissant la croissance d'un végétal, afin de le modéliser à tout âge en simulant son évolution au cours du temps. Cependant, bien que très pratiques d'un point de vue modélisation, ces systèmes n'offrent aucun contrôle sur la répartition des branches et feuilles, ni même sur la forme globale de l'arbre.



FIG. 3.11 – Modélisation d'un arbre par le système de (OOIo5). De gauche à droite : croquis 2D de l'utilisateur, génération d'un modèle 3D par le système, multiplication des branches, ajout de feuilles sur une branche (selon une règle d'« arrangement ») puis propagation à l'ensemble des branches.

Une approche par croquis permettant davantage de contrôle fut par la suite proposée par (OOIo5) : l'utilisateur est invité à dessiner les lignes directrices de l'arbre - à savoir le tronc et les branches -, puis le système s'appuie sur des règles de composition et de répartition « basées sur l'exemple » pour modéliser l'ensemble de l'arbre (Fig. 3.11).

Cette première méthode, dont le défaut fut de ne pas offrir de contrôle local - et donc de générer des arbres très géométriques, trop uniformes - fut améliorée par (IOIo6). Leur système, premier pas vers un contrôle des *L-System*, permet de définir en partie la règle de reproduction : pour ce faire, l'utilisateur doit représenter le tronc par un ensemble de segments de tailles différentes, la longueur de ces segments indiquant la profondeur de la récursion dans le développement de l'arbre (Fig. 3.12).

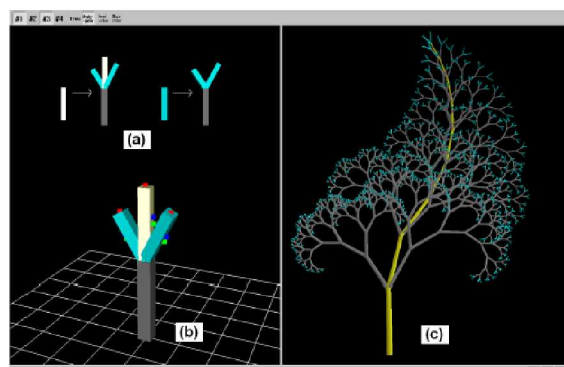


FIG. 3.12 – Interface de contrôle d'un *L-System* par (IOIo6). Afin de modéliser un arbre, l'utilisateur modifie tout d'abord les règles de reproduction prédéfinies (a) en manipulant des points de contrôle (b). Il lui suffit ensuite de dessiner le tronc de l'arbre (en jaune, à droite) pour que le système modélise l'arbre défini par ces règles (c).

Différents systèmes, n'employant pas les *L-Systems* et reposant uniquement sur l'analyse du croquis, furent parallèlement expérimentés. (ZSo7) mirent ainsi à disposition de l'utilisateur un outil type « spray » afin de simplifier le croquis des feuilles. (ASSJo6) permirent quant à eux de modéliser un végétal (arbre ou plante) à partir de plusieurs croquis représentant les lignes caractéristiques de celui-ci : le tronc de l'arbre ou la nervure centrale s'il s'agit d'une feuille, sa silhouette, l'inclinaison des branches ou des nervures par rapport à l'axe médian et sa phyllotaxie (ou *foliation* : répartition des feuilles). (APSo8) étendit cette méthode par la suite en l'adaptant aux *L-System*.

Plus récemment, (WBCGo9) proposèrent une approche multi-résolution dans laquelle il est possible de spécifier l'allure de chacun des éléments qui composent un arbre (Fig. 3.13). Le processus est le suivant : l'utilisateur dessine tout d'abord le tronc, puis une branche. Sur cette même branche, il peut ensuite dessiner une feuille et sa nervure centrale, puis zoomer sur celle-ci pour spécifier le style de ses ramifications. Tous ces détails, à différentes échelles, sont ensuite propagés à l'ensemble de l'arbre afin de le modéliser dans sa totalité. Des règles issues de la botanique sont utilisées afin de générer une distribution réaliste des branches et des feuilles sur celui-ci.

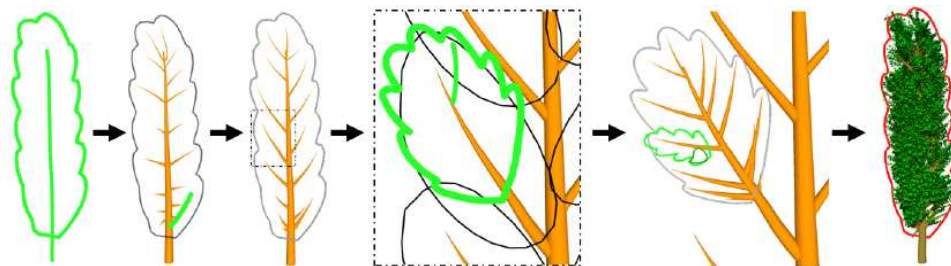


FIG. 3.13 – Modélisation d'un arbre en moins de deux minutes par le système de (WBCGo9). Pour ce faire, il suffit à l'utilisateur d'esquisser les caractéristiques de chacun des éléments au niveau de zoom adéquat, ces caractéristiques étant ensuite propagées à tous les éléments se situant à la même échelle. Il est ensuite possible d'éditer le modèle selon d'autres points de vue pour le modifier.

b. Modélisation de vêtements

Si un système dédié à la modélisation d'arbres ou de feuilles pouvait ne pas sembler nécessaire à certains, il n'en sera certainement pas de même pour ce qui est de la modélisation de vêtements. En effet, modéliser ce type de surfaces avec l'un des systèmes de « modélisation libre » présentés précédemment semble bien fastidieux. Comment représenter par un croquis 2D un tee-shirt, celui-ci comportant une « face avant » et une « face arrière » ? Quant bien même nous aurions réussi cette première étape, comment ajouter des plis à ce tee-shirt pour le rendre davantage réaliste ? L'utilisation d'un système dédié dans ce cas-ci semble incontournable.

(IH02) proposa un système permettant d'habiller un mannequin par des vêtements virtuels déjà existants. Pour ce faire, l'utilisateur annote simultanément des points spécifiques du vêtement et les points correspondants sur le mannequin. Puis, le système calcule

automatiquement la position du vêtement sur le mannequin en fonction de ces contraintes. L'utilisateur peut ensuite ajuster manuellement la position de celui-ci. Cette première approche, restreinte à l'usage d'un ensemble de vêtements déjà modélisés et stockés dans le système, ne permettait donc pas de créer de nouveaux modèles de vêtements.

Le système présenté par (TCH04) fut le premier à offrir des outils de modélisation de vêtements par croquis 2D. Tandis que l'utilisateur dessine la silhouette 2D du vêtement directement sur le mannequin, au moyen d'un plan de dessin qui lui est superposé, la distance entre cette silhouette et le mannequin est calculée, afin d'être propagée dans la troisième dimension. Le système génère finalement une surface maillée du vêtement, qui ne peut cependant pas être utilisée comme patron (surface non développable). (TWB⁺07) étendirent quelques années plus tard cette méthode à la modélisation de vêtements avec plis, ce qui n'était pas possible avec les systèmes précédents. La figure 3.14 illustre la diversité des vêtements modélisable par ces approches.



FIG. 3.14 – Modélisation de vêtements à partir d'un seul croquis 2D. La méthode de (TCH04) (à gauche) permet d'obtenir des modèles satisfaisants très divers mais sans pli. Ces vêtements manquent ainsi quelque peu de réalisme. L'approche fut ensuite étendue par (TWB⁺07) qui permit d'ajouter des plis (à droite).

Dans un cadre légèrement différent, (MI07) présenta un système, nommé *Plushie*, permettant de créer soit même ses propres peluches. Ce système est assimilable à un système de modélisation de vêtements car le modèle produit par ce système est un ensemble de pièces 2D assemblables - c'est-à-dire un patron - permettant de reconstruire la peluche (Fig. 3.15).

Le principe de *Plushie* est le suivant : dans un premier temps, l'utilisateur dessine une silhouette 2D de la peluche qu'il souhaite modéliser. Le système modélise ensuite la surface 3D correspondante, ainsi que les deux patrons correspondants (« vue de face » et « vue de dos »). L'utilisateur peut ensuite éditer les patrons, ou travailler directement sur le modèle 3D pour y appliquer toutes les transformations désirées, les patrons étant mis à jour simultanément. Notons que les outils d'édition disponibles sont similaires à ceux introduits par (IMT99).

c. Modélisation de cheveux

Un dernier exemple de domaine dans lequel disposer d'un système spécifique de modélisation est nécessaire est celui de la modélisation de cheveux.

Une chevelure humaine comporte en moyenne de 100 000 à 150 000 cheveux. Sans parler du fait qu'aucun d'entre nous n'aurait la patience d'en dessiner individuellement ne serait-ce qu'un millième, quel système serait assez robuste pour supporter une telle interprétation de croquis,

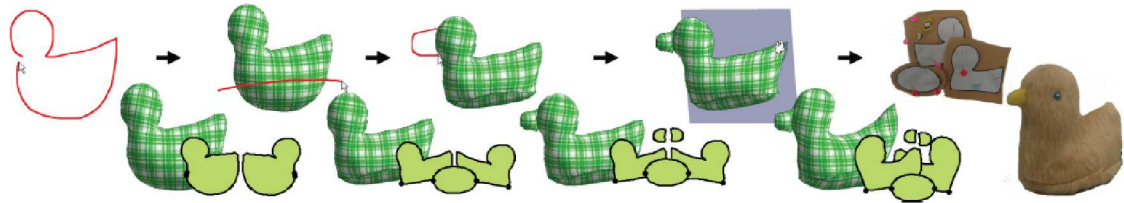


FIG. 3.15 – Modélisation d'une peluche à l'aide de Plushie (M107). L'utilisateur esquisse tout d'abord un croquis de la silhouette de la peluche ; le système calculant ensuite le modèle 3D et affichant les patrons correspondants (faces avant et arrière). L'utilisateur peut ensuite éditer le modèle ou les patrons, selon ce qu'il préfère, pour modifier la peluche (section ou ajout d'une partie, élongation d'une autre, etc.). L'image de droite montre la peluche ainsi réalisée, après impression et couture des patrons.

puis une modélisation appropriée ?

L'approche standard, proposée il y a une dizaine d'années, puis étendue par différentes méthodes, est de considérer la chevelure comme un volume global, associé à un certain nombre de paramètres définissant le style des cheveux. Les systèmes de (KIKS00, XY01) proposèrent ainsi à l'utilisateur de définir les contours du cuir chevelu, puis de spécifier manuellement de nombreux paramètres telles la longueur des cheveux, leurs positions, leurs courbures, etc. Ces méthodes, qui offrent à l'utilisateur un contrôle très précis du style de la chevelure, présentent néanmoins l'inconvénient d'être très fastidieuses et très coûteuses en termes de calculs et de temps, car elles requièrent un nombre important d'opérations successives pour approcher la chevelure désirée.

(MKK102) étendirent cette approche pour offrir la possibilité de spécifier directement par croquis l'aspect de la chevelure. Pour ce faire, il suffit à l'utilisateur de « styliser » les traits de contours définissant le volume global de celle-ci (Fig. 3.16).

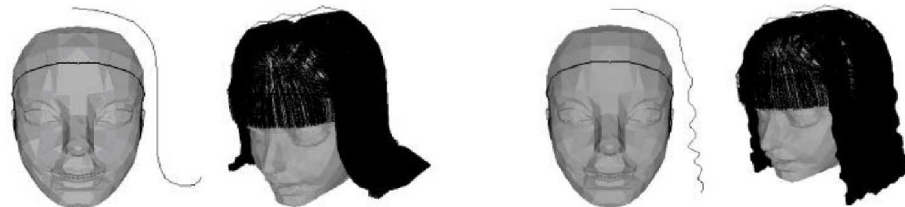


FIG. 3.16 – Modélisation de chevelures par la méthode de (MKK102). Afin de styliser la chevelure, il suffit à l'utilisateur de styliser le trait définissant la silhouette de celle-ci.

(MIAI05) affina cette méthode en subdivisant la chevelure en mèches, ce qui permet d'avoir un contrôle local sur celle-ci ; l'utilisateur pouvant alors styliser ces mèches individuellement. Progressivement, les chevelures modélisées par ces systèmes furent de plus en plus réalistes, ceux-ci rendant possible la modélisation de cheveux au style très complexe : cheveux frisés, torsadés, etc. (Mal05).

Si l'objectif des systèmes précédents n'est que de fournir une géométrie satisfaisante correspondant à la chevelure esquissée, l'approche de (WBC07) est quelque peu différente. A partir d'un même croquis initial de chevelure, (WBC07) interprètent les quelques traits spécifiant le style de celle-ci, afin de construire un ensemble de paramètres permettant de contrôler un modèle physique du cheveu, utilisé par la suite pour modéliser de façon réaliste la chevelure associée (Fig. 3.17).



FIG. 3.17 – Modélisation de chevelures par la méthode de (WBC07). Le croquis de gauche est interprété par le système afin d'extraire des paramètres physiques permettant de modéliser une chevelure naturelle. Le schéma de droite illustre les modèles de cheveux obtenus en fonction du croquis réalisé.

3.2.3 Les systèmes de modélisation d'organes

Il n'existe pas, à notre connaissance, de système de modélisation 3D à partir de croquis 2D, spécifique à la modélisation d'organes. Or, si modéliser des structures relativement simples - tels le coeur, les poumons ou des os par exemple - reste envisageable avec un système de modélisation de formes libres, ceci n'est plus concevable pour la modélisation de structures vasculaires, celles-ci étant composées de vaisseaux parfois entrelacés, et très rarement plans.

De façon similaire aux systèmes dédiés à la modélisation de cheveux, il serait intéressant dans le cas de la modélisation de vaisseaux sanguins par exemple, de disposer d'un système spécifique permettant de représenter ces structures entrelacées à partir d'un croquis représentant un seul point de vue.

Si de tels systèmes n'ont pas encore été conçus, la modélisation d'arbres vasculaires n'en est pas moins un domaine de recherche déjà exploré. De nombreux travaux se sont attachés à concevoir des méthodes permettant de reconstruire de telles structures, à partir de différents types de données médicales.

Il y a une dizaine d'années, (HPP⁺01) offrit ainsi une reconstruction de l'ensemble des structures du corps humain à partir des coupes issues du projet « Visible Human ». Si l'échantillonnage des coupes - plus que satisfaisant - leur permit de reconstruire la majorité

des structures par rendu volumique, une difficulté se posa lors de la modélisation des nerfs et des vaisseaux qui n'avaient pas supporté la conservation du corps et la découpe. Cependant, ces structures ayant laissé des empreintes (ou plutôt des « trous ») sur les images, (HPP⁺01) réussirent à les modéliser de façon artificielle en joignant ces marques par des surfaces tubulaires. La figure 3.18 illustre ainsi le résultat qu'ils obtinrent.

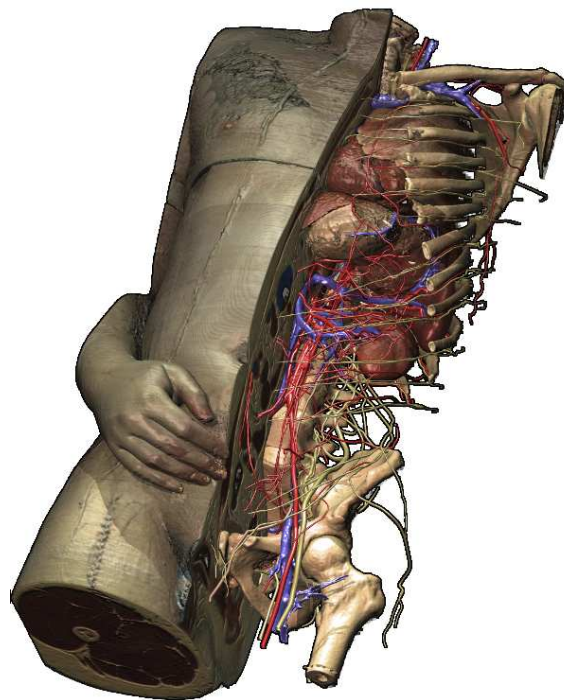


FIG. 3.18 – Modèle 3D reconstruit par (HPP⁺01) à partir des données du « Visible Human ». La majorité des organes sont reconstruits à partir des coupes offrant directement la texture originale de chacun de ceux-ci. Cependant, les petites structures tels les vaisseaux et les nerfs sont modélisées de façon artificielle par des cylindres à partir des marques laissées dans les différentes sections.

Plus récemment, (SOB⁺07) utilisèrent les données binaires issues d'une segmentation pour modéliser les vaisseaux par une approche variationnelle. Pour ce faire, ils créent un nuage de points dans les zones sombres correspondant aux vaisseaux, puis utilisent une approche par MPUI (« Multilevel Partition of Unity Implicits ») pour définir la surface englobant ce nuage de point. En affectant un nuage de points relativement dense au niveau des fines structures, cette méthode permet ainsi de capturer les petits détails, ce qui n'est pas possible avec une reconstruction directe, type *Marching Cubes* : les images IRM ayant une résolution trop faible par rapport à la taille de ces vaisseaux, celles-ci sont souvent bruitées. La figure 3.19, issue de (SOB⁺07), compare les résultats obtenus avec différentes approches à partir d'une même segmentation. (SOB⁺07) notent que l'approche par surfaces de convolution est plus rapide que la leur, mais n'offre qu'une reconstruction approximative puisque cette approche repose sur la

supposition initiale que les vaisseaux sont définis par des sections circulaires.

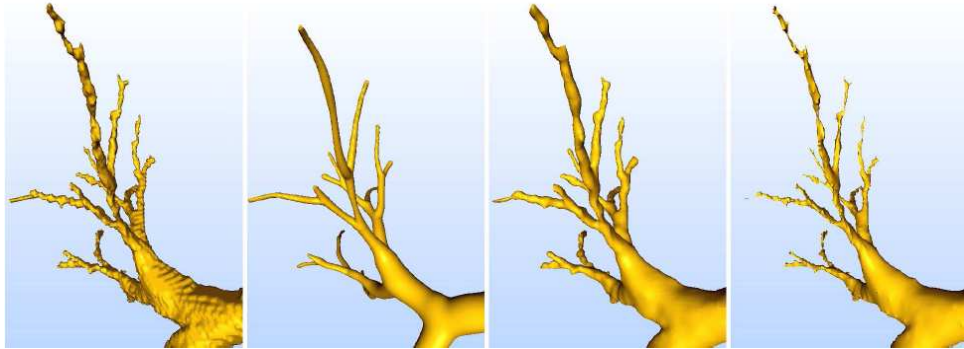


FIG. 3.19 – Reconstruction de quelques ramifications des poumons à partir de 4 méthodes distinctes, selon (SOB⁺07). De gauche à droite : par un Marching Cubes, par surfaces de convolution, par la méthode de (SOB⁺07), et par la méthode de (Gib98) (« Surfaces élastiques contraintes »).

Une autre approche est celle de (OP05), particulièrement intéressante car exploitant les propriétés des surfaces implicites de convolution. (OP05) font en effet remarquer que de telles surfaces se prêtent parfaitement à de la modélisation de structures lisses présentant de nombreux branchements, comme illustré par le résultat de la figure 3.20, obtenu à partir d'une angiographie ³. Initialement, (OP05) disposent d'une grille de *voxels* dans laquelle sont définis les squelettes des vaisseaux et leurs diamètres (données obtenues par IRM). A partir de cette grille, ils construisent un graphe dans lequel les arêtes correspondent aux segments joignant les voxels voisins. Chaque segment, ainsi défini par ses deux extrémités et son rayon, est enfin utilisable pour générer du potentiel.

La même année, (HP05) proposa un système capable de reconnaître, à partir d'un croquis, une structure anatomique et son point de vue de dessin. Si cette reconnaissance est fiable à 75.5% d'après les tests utilisateurs, elle nécessite toutefois de disposer d'une librairie de référence définissant chacune des structures selon les 8 points de vue de référence. Par ailleurs, une seule structure peut être modélisée à la fois. (HP05) insistent sur l'utilité des croquis anatomiques, qui aident fortement les étudiants à mémoriser les structures, mais aussi à communiquer. Cette remarque, combinée aux résultats satisfaisants obtenus par leur méthode de reconnaissance, laissent penser qu'un système de modélisation par croquis dédié aux structures anatomiques présenterait un intérêt pédagogique certain.

3.3 BILAN

L'étude que nous venons de faire des différents systèmes de modélisation par croquis a montré qu'aucune interface actuelle ne se prêtait à la modélisation de structures anatomiques

³L'angiographie est une technique d'imagerie médicale permettant d'étudier les vaisseaux sanguins qui ne sont pas visibles sur des radiographies standards.

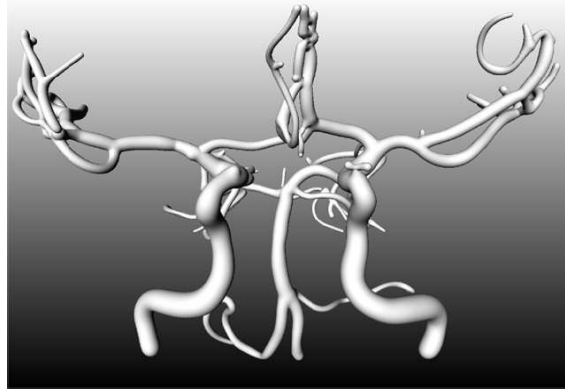


FIG. 3.20 – Reconstruction de vaisseaux sanguins du cerveau obtenue par (OPo5) à partir d'une angiographie ; le squelette de convolution compte 149 segments.

complexes tels des vaisseaux entrelacés aux branchements multiples et dont l'axe médian n'est pas plan. Si nous utilisons un système de modélisation libre, il serait très fastidieux de dessiner ce type de structures : cela nécessiterait de dessiner les vaisseaux « tronçons plans par tronçons plans » sous différents points de vue, ce qui semble relativement contraignant pour une mise en pratique durant un cours d'anatomie. Par ailleurs, avec cette approche, la surface obtenue présenterait inévitablement des artefacts au niveau des mélanges entre les différentes primitives.

Il serait donc intéressant de disposer d'un outil de modélisation dédié à ce type de structures, dans lequel l'introduction de connaissances à priori sur la nature même des vaisseaux permettrait de modéliser ceux-ci à partir d'un seul croquis, le système interprétant de lui-même la profondeur à leur inférer. Dans une optique similaire, notons l'interface proposée par (Ruco8) qui permet de modéliser de façon incrémentale des nœuds, ceci au moyen de traits symboliques - et plus spécifiquement de flèches - indiquant les positions relatives entre les différents segments de corde d'un nœud. C'est donc dans cette même optique de modélisation intuitive que nous nous placerons lors de la conception de notre outil de modélisation de structures vasculaires, présentée en Partie IV.

Néanmoins, avant la conception d'un tel outil, notre première tâche était, rappelons-le, de mettre en place une méthode de modélisation 3D à partir de plans de coupe, et permettant une édition interactive. Or, comme nous (ne) l'avons (pas) vu, aucune interface rencontrée durant notre revue des travaux existants ne permet d'éditer des plans de coupe tout en visualisant la surface associée. L'équipe disposant d'un système basique de modélisation 3D par croquis 2D en cours de développement lors de mon arrivée, il nous a semblé naturel d'étendre celui-ci à de la modélisation à partir d'un ensemble de plans. La partie suivante présente ce système, nommé *Matiss*, et qui repose sur les surfaces implicites à squelettes.

Deuxième partie

Contributions au système *Matiss* de modélisation incrémentale par peinture de régions 2D

Le dessin est une lutte entre la nature et l'artiste. Il ne s'agit pas pour lui de copier, mais d'interpréter.

Charles Baudelaire



atiss, acronyme de « Modeling and Animating Through an Interactive Sketching System »⁴ est un système de modélisation 3D par croquis 2D s'adressant au grand public.

Né d'une collaboration entre une équipe de recherche - l'équipe *Evasion* (Laboratoire Jean Kuntzmann (LJK) et Inria Rhône-Alpes⁵) - et un partenaire industriel - la société *Axiatec*⁶ -, ce système a pour vocation de rendre ludique, et accessible à tous, la modélisation 3D.

Pour ce faire, l'interface a été conçue de sorte d'être la plus transparente possible à l'utilisateur, c'est-à-dire en mettant à disposition de celui-ci des outils de dessin intuitifs lui permettant de dessiner aussi naturellement qu'il le ferait avec un crayon et une feuille de papier. *Matiss* interprète par la suite ce croquis, selon des règles de « perception humaine » que nous lui avons enseignées, afin de modéliser la forme 3D correspondante la plus plausible.

Cette partie s'attache à dresser le portrait de notre système *Matiss*⁷. Le premier chapitre sera consacré à une présentation générale du système ; du contexte dans lequel il a vu le jour, jusqu'à une description précise de son interface. Le second chapitre, plus technique, détaillera quant à lui les diverses étapes du processus de modélisation, du croquis 2D au modèle implicite 3D, étapes dont les algorithmes sont empruntés à la littérature. Le dernier chapitre présentera quant à lui nos premières contributions sur l'amélioration de plusieurs de ces étapes, ceci dans le but de disposer d'un outil *précis* et *intuitif* pour de la modélisation anatomique.

⁴En français : « Modéliser et animer au moyen d'un système de croquis interactif »

⁵<http://evasion.imag.fr/>

⁶<http://www.axiatec.com/>

⁷L'acronyme *Matiss* n'est qu'une appellation temporaire, le nom définitif devant être choisi sous peu par *Axiatec*.

4

PRÉSENTATION GÉNÉRALE DE *Matiss*

Jusqu'à très récemment, l'utilisation de logiciels de dessin, tels *Paint*, *Photoshop*, *Gimp*, etc., étaient majoritairement destinés aux professionnels du domaine infographique. Cependant, parallèlement à la démocratisation des imprimantes personnelles dans les foyers, un engouement certain est né pour la créativité numérique : dès lors que l'on peut imprimer sa création, ces logiciels de dessin deviennent bien plus attractifs.

C'est par ailleurs certainement dans cette optique que (Mio7) ont conçu *Plushie*, un système original de modélisation 3D de peluches, déjà présenté en Chapitre 3. En plus d'offrir un modèle 3D numérique de la peluche modélisée, *Plushie* fournit aussi les patrons de la peluche, patrons pouvant être par la suite imprimés puis assemblés afin de fabriquer réellement la peluche. S'il est épanouissant de créer numériquement toutes sortes de réalisations, 2D ou 3D, la satisfaction de pouvoir tenir entre ses mains la réalisation en question n'en est que plus intense.

C'est dans ce contexte de « créativité numérique » que Marie-Paule Cani - encadrante de cette thèse et chef du projet *Evasion* - fut sollicitée par la société *Axiatec* au détour d'une rencontre lors d'une conférence. *Axiatec*, première société française à commercialiser des imprimantes 3D, souhaitait ainsi s'enrichir d'un système de modélisation 3D grand public destiné à être diffusé sur le Web ; l'objectif de la société étant de proposer, à terme, l'impression 3D des modèles ainsi conçus.

Cette collaboration permit ainsi à *Evasion* - dont la thématique de recherche principale est la création de mondes virtuels - de s'intéresser à la conception « *from scratch* » d'un outil intuitif de modélisation 3D par croquis 2D, et de valider ainsi chacune de ses recherches sur le modèle de surfaces implicites développé au sein de l'équipe.

Notons que ce n'est qu'à la fin de la première année de cette collaboration entre *Evasion* et *Axiatec* que mon doctorat a débuté. Je disposais ainsi d'une interface relativement avancée pour effectuer les recherches qui seront détaillées dans la suite de ce manuscrit.

4.1 INTERFACE ET OUTILS DE MODÉLISATION

Comme nous l'avons vu en passant en revue les différents systèmes de modélisation 3D existants, concevoir un système de modélisation 3D, accessible à tous et doté d'une interface intuitive, est un réel défi.

Néanmoins, plutôt que de se perdre dans l'élaboration d'une liste de contraintes permettant de définir un tel système, revenons à la définition la plus simple qui soit de l'« interface intuitive » : si, dans la vie courante, nous avons l'habitude de dessiner sur une feuille de papier avec un simple crayon, alors l'interface de modélisation 3D la plus intuitive sera celle qui, se contentant de fournir ces deux outils à l'utilisateur, sera capable d'interpréter tout croquis, et d'en modéliser la forme 3D esquissée, ceci sans imposer aucune règle de dessin ou restriction sur le croquis.

L'interface de *Matiss* a donc été conçue selon cette philosophie. D'un point de vue « matériel », l'utilisateur interagit avec le système par l'intermédiaire seul de la souris. Dans le cas de l'utilisation d'une tablette graphique, le stylet sera considéré comme un simple pinceau ; la pression exercée sur celui-ci durant la phase de dessin n'étant donc pas prise en compte lors du traitement du croquis. La figure 4.1 représente une artiste utilisant *Matiss* au moyen d'une tablette graphique. Notons que le modèle 3D ainsi créé est plutôt satisfaisant pour une utilisatrice tout à fait novice en matière d'outils informatiques.



FIG. 4.1 – Artiste modélisant une scène naturelle dans *Matiss* au moyen d'une tablette graphique.

Dans un souci d'interface « claire », « ordonnée », et « épurée », *Matiss* offre à l'utilisateur les outils strictement nécessaires - mais suffisants - lui permettant de dessiner de façon naturelle. Ces outils sont au nombre de 3 : un pinceau et une gomme, accompagnés d'icônes « + » et « - » permettant de régler leurs tailles, ainsi qu'une palette de peinture permettant de choisir la couleur du pinceau. Notons que tout récemment, une « gomme 3D » a été ajoutée dans le système, permettant ainsi de simuler un outil de sculpture virtuelle pour creuser une surface 3D déjà modélisée dans la scène.

D'autres fonctionnalités relativement standards sont aussi proposées par *Matiss*, notamment la possibilité d'enregistrer les surfaces 3D modélisées sous un format XML permettant de recharger la scène ultérieurement, ou encore la possibilité de « capturer » la scène, c'est-à-dire

d'enregistrer la scène sous forme d'une photographie prise du point de vue de l'utilisateur. Enfin, les opérations courantes « annuler » et « refaire » sont bien entendu disponibles.

4.2 LA MÉTAPHORE DE « PEINTURE », UNE APPROCHE NOVATRICE

Dire que *Matiss* n'offre que trois outils de dessin - le pinceau, la gomme et la palette de couleurs - n'est pas tout à fait exact... Un quatrième outil est aussi proposé : le pot de peinture. Cet outil prend tout son sens dès lors que l'on connaît le principe de modélisation sur lequel repose *Matiss*. Contrairement à l'ensemble des systèmes de modélisation 3D par croquis existant dans la littérature, l'approche originale de *Matiss* est de s'appuyer sur une métaphore de « peinture » : l'utilisateur est ainsi invité à dessiner la « surface » représentant l'objet qu'il souhaite modéliser, et non uniquement son « contour », comme dans le cas des autres systèmes. L'outil « pot de peinture » - dont le fonctionnement est similaire à celui que l'on peut trouver dans les logiciels standards de dessin tels *Paint* - devient ainsi très utile pour remplir une surface dont on a déjà dessiné les contours.

L'intérêt d'utiliser une notion de « surface » plutôt que de « contour » est de ne pas devoir se soucier de vérifier la validité du croquis réalisé par l'utilisateur. En effet, quel que soit le croquis - simple trait, cercle ou disque, pour ne parler que des formes basiques -, celui-ci sera dans tous les cas considéré comme valide, et traité comme une surface par le système. De cette surface sera ensuite extrait un squelette, à partir duquel le processus de modélisation sera amorcé. Les détails concernant ce processus seront donnés dans le chapitre suivant. Avec cette métaphore de « peinture », notre objectif principal est donc atteint : permettre à l'utilisateur de dessiner naturellement tout ce qu'il désire, sans devoir se restreindre à des contours simples ou fermés comme dans la majorité des systèmes.



FIG. 4.2 – Illustration de la métaphore de peinture utilisée dans *Matiss* : le système interprète différemment un contour et une surface. À gauche : dessin d'un tore, et modèle reconstruit par *Matiss*, vu de face puis de profil. À droite : ce même tore, mais dont la surface intérieure a été colorée. Le dessin est alors interprété comme un disque, le modèle reconstruit étant une sphère (au milieu : vue de face, à droite : vue de profil).

De plus, cette approche permet de ne faire aucune restriction sur le genre topologique des croquis réalisés, ce qui était l'un des inconvénients majeurs des systèmes de « modélisation libre » jusqu'à présent. La figure 4.2 illustre la différence de modélisation qui sera faite par le système dans le cas du dessin d'un cercle - alors considéré comme un tore - et celui d'un disque. Notons que dessiner des formes de topologie quelconque avec cette métaphore de « peinture » ne nécessite aucune phase d'apprentissage de la part de l'utilisateur ; ce qui n'était pas le cas

avec *SmoothSketch* (KH06) par exemple, dans lequel esquisser un tore nécessitait de dessiner les contours intérieur et extérieur de celui-ci dans un sens bien spécifique, afin que le système le interprète correctement.

Le second intérêt de cette métaphore de peinture est de pouvoir inférer de façon intuitive l'épaisseur de la forme modélisée. A priori, aucun élément réellement présent dans un croquis 2D tel que représenté sur la figure 4.3 ne laisse supposer l'épaisseur à donner au modèle représenté. Néanmoins, si l'on se fie à notre œil, notre perception humaine fait que l'on s'attend à ce que l'épaisseur dans la troisième dimension soit la même que celle dans le plan, ceci parce que nous imaginons toujours « au plus simple », et donc « par symétrie ». Ainsi, sur cet exemple, on s'attend intuitivement à ce que le haut du modèle soit aussi épais « en 3D », c'est-à-dire vu de profil, que sur le dessin 2D et vu de face. Il en est de même pour chacune des parties de ce modèle, la tige restant fine dans les trois dimensions, et le disque du bas devenant une sphère de même épaisseur en 3D.

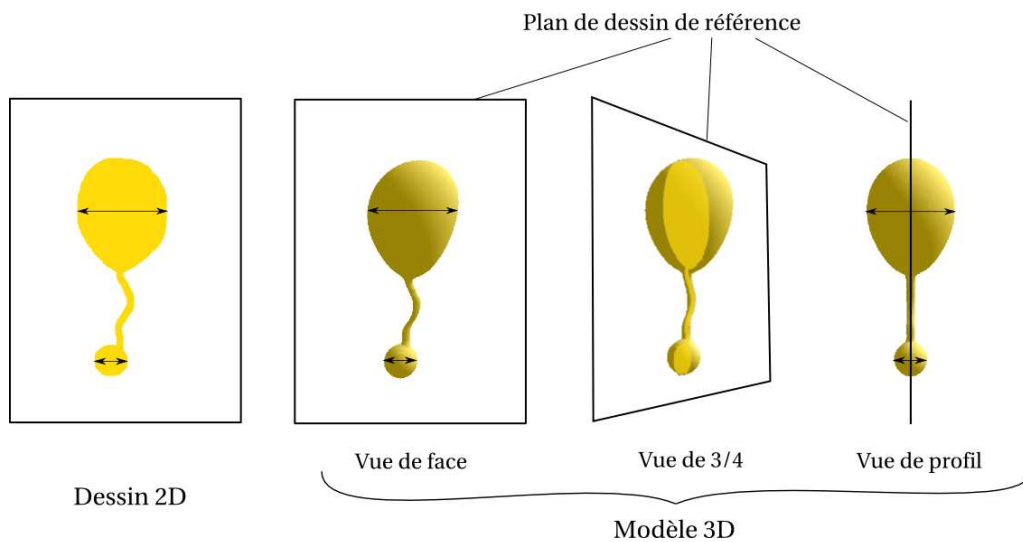


FIG. 4.3 – Croquis 2D présentant différentes « épaisseurs » d'une région 2D dans le plan, et modèle 3D reconstruit. Notre œil s'attend intuitivement à ce que chacune des trois parties du modèle 3D ait la même épaisseur vu de profil, que dans le dessin 2D de face.

Il est certain que l'emploi de cette notion de perception humaine peut être assez restrictive. Avec ce même dessin, un utilisateur pourrait en effet souhaiter représenter une sphère aplatie en 3D. Néanmoins, comme *Matiss* se veut un système de modélisation intuitive, c'est-à-dire sans « slider » et autre bouton de configuration, il est nécessaire de s'appuyer sur certaines suppositions pour modéliser à partir d'un croquis 2D la forme 3D la plus plausible.

4.3 PROCESSUS DE MODÉLISATION PAR DESSIN INCRÉMENTAL

Détaillons maintenant un scénario complet de modélisation et d'édition d'un modèle 3D dans *Matiss* (Fig. 4.4).

Tout processus de modélisation commence par une scène vide dans laquelle ne sont visibles que les outils de dessin disponibles. Dès lors que l'utilisateur commence à dessiner avec le pinceau, un plan de dessin s'affiche face à lui. Il lui est alors possible de s'approcher ou s'éloigner de ce plan (outil « zoom ») afin d'ajouter des détails à différentes échelles. Si l'utilisateur décide de changer de point de vue sur la scène, son pinceau sera alors retenu dans le plan de dessin déjà défini.

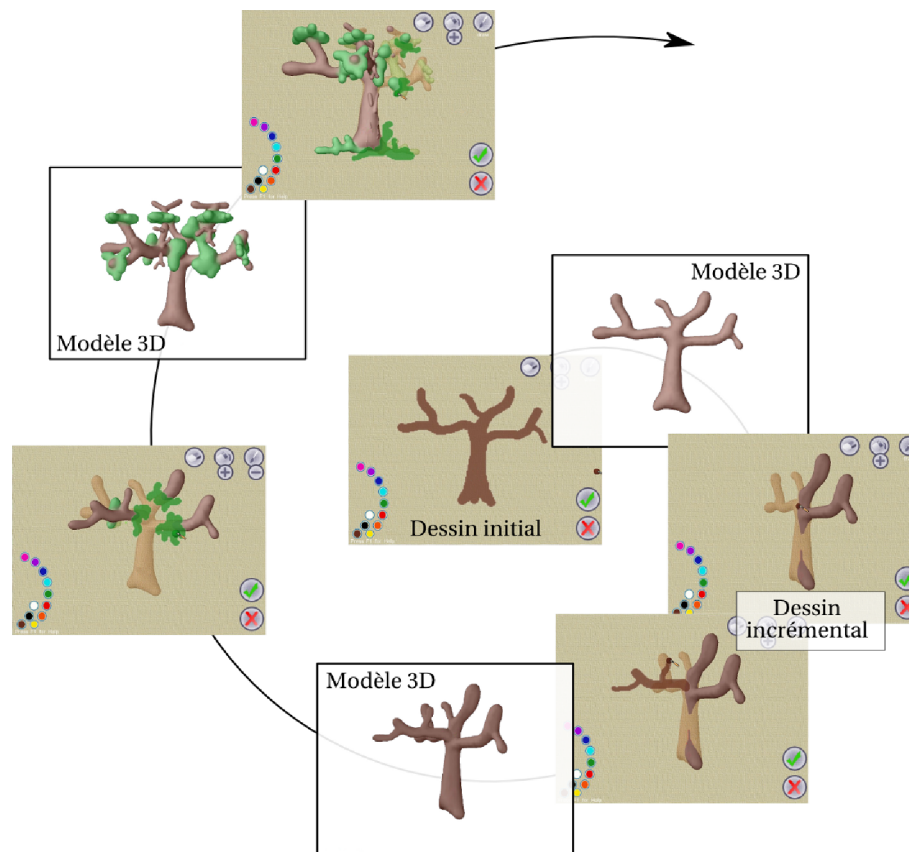


FIG. 4.4 – Scénario de modélisation et d'édition dans *Matiss*. Au centre de la spirale se trouve le dessin initial réalisé par l'utilisateur, le modèle 3D reconstruit. Lorsque l'utilisateur reprend le pinceau, un nouveau plan de dessin est affiché pour l'aider à se situer dans la profondeur de la scène. Ce plan est ici transparent au niveau du modèle 3D (vignettes en bas à droite) : les parties claires du tronc de l'arbre se situent à l'arrière-plan, les parties plus foncées étant à l'avant de ce plan. Ce processus de « dessin - modélisation - affichage » peut être itéré tant que désiré.

Après un premier croquis, obtenir le modèle 3D correspondant ne nécessite qu'un simple « clic » sur le bouton « modélisation ». Une fois la surface 3D calculée et affichée, l'utilisateur a la possibilité d'ajouter d'autres composantes à la forme afin de compléter le modèle. Pour ce faire, il lui suffit de changer de point de vue et/ou de se rapprocher ou s'éloigner de la surface si besoin est, puis de reprendre le pinceau et de le positionner à l'endroit voulu sur celle-ci. Afin d'aider l'utilisateur à percevoir la profondeur à laquelle se situe son crayon par rapport au modèle 3D, un plan transparent correspondant à l'intersection de cette profondeur avec la surface 3D est simultanément affiché et mis à jour au fur et à mesure que celui-ci promène le pinceau sur la surface. Dès que l'utilisateur commence à dessiner, le nouveau plan de dessin est affiché : s'ensuit alors un nouveau cycle de « dessin - modélisation - affichage du modèle évolué », processus qui peut être itéré tant que désiré.

Il est important de noter que la représentation choisie - à savoir les surfaces implicites - se prête relativement bien au dessin incrémental, déjà proposé dans certains systèmes comme *Teddy*, puisqu'elle présente de bonnes propriétés de mélange permettant de fusionner successivement des primitives entre elles.

Notons par ailleurs qu'une extension aux surfaces implicites classiques a été faite dans *Matiss* afin d'interdire le mélange des composantes à distance : les morceaux ajoutés ne se mélangent que dans les zones dans lesquelles ils s'intersectent avec la surface existante. Davantage de détails seront donnés en Section 5.6.

La figure 4.5 présente différents modèles 3D réalisés dans *Matiss*.

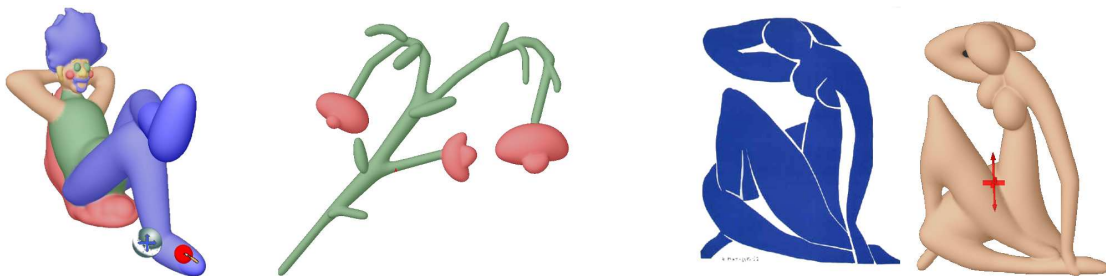


FIG. 4.5 – Différents modèles 3D obtenus à partir de croquis 2D dans *Matiss*. À droite, le modèle 3D réalisé a été inspiré de l'œuvre originale de l'artiste Matisse (représenté en bleu, à gauche du modèle 3D).

5

DU CROQUIS 2D AU MODÈLE 3D : DÉTAILS DU PROCESSUS

Ce chapitre, relativement technique, s'attache à décrire le processus de modélisation d'une surface implicite 3D à partir d'un croquis 2D, tel que réalisé dans la librairie « *Sketch-Based Modeling* » de *Matiss*.

Les différentes étapes de cette modélisation en sont les suivantes :

1. Extraction du squelette géométrique 2D (*g-squelette*) à partir du croquis.
2. Extraction d'une carte des distances à partir de ce même croquis.
3. Conversion du *g-squelette* en squelette implicite pondéré (*i-squelette*).
4. Génération du potentiel à partir du *i-squelette*.
5. Extraction de l'isosurface du modèle 3D et maillage de la surface.

5.1 EXTRACTION DU SQUELETTE GÉOMÉTRIQUE À PARTIR DU CROQUIS 2D

Toute surface, 2D ou 3D, peut être représentée par un *squelette géométrique* (AM97), squelette qui peut être vu comme une extension de l'*axe médian*. Nous donnerons ici les définitions en espace 2D (espace image), puisque nous considérons le cas du squelette géométrique devant être extrait de notre croquis 2D.

L'axe médian d'une région 2D est défini *strictement* par les centres des disques de rayon maximal inclus dans cette région (Blu67, ASdB93).

Une première approche pour extraire cet axe médian consiste à appliquer une triangulation de Delaunay sur la forme 2D, puis à joindre les centres des arêtes internes de cette triangulation, à la manière de (IMT99), (TZFo4) ou encore (AGBo4). Cependant, cette approche est très sensible au bruit.

Une seconde approche consiste à l'extraire directement de la *carte des distances* correspondant à la forme 2D; le principe d'une telle carte étant de stocker, pour chacun des pixels d'une région 2D,

sa distance minimale au contour de celle-ci (davantage de détails sont donnés dans la section suivante). Dans un espace continu, l'axe médian se calcule alors naturellement à l'aide de la *distance euclidienne*. En revanche, dans le cas d'une image - qui est un espace discret - il n'est plus possible d'utiliser la distance euclidienne. Il est alors courant d'utiliser la *distance de chanfrein*, qui utilise des masques dont les poids sont des entiers tout en étant une bonne approximation de la distance euclidienne. Cependant, dans ce cas-ci, l'axe médian calculé peut ne pas être homotope¹ à la région, comme l'illustre la figure 5.1 (gauche).

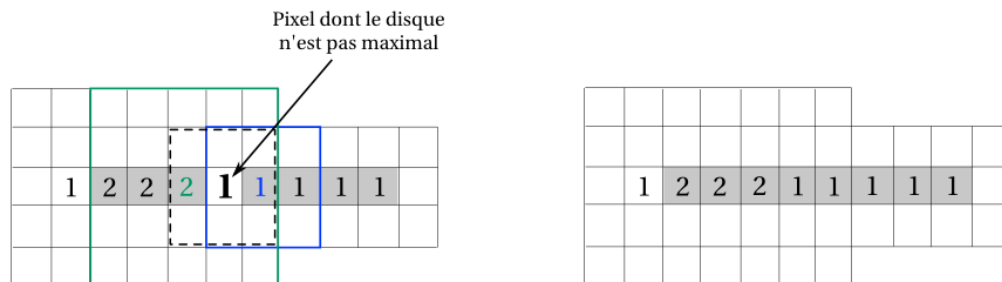


FIG. 5.1 – A gauche : l'axe médian extrait au moyen de la distance de chanfrein d_8 est représenté par les pixels grisés ; la distance d_8 étant calculée à partir des 8 voisins, pondéré par un coefficient 1. Au sens strict de la définition de l'axe médian, le pixel fléché ne fait pas partie de cet axe, car son disque (traits noirs pointillés) est inclus dans le disque de rayon maximal de l'un de ses voisins (en vert). Dans cet exemple, l'axe médian ne conserve alors pas la topologie de la surface. A droite : le squelette souhaité, homotope à la surface.

C'est pourquoi nous définissons le squelette géométrique (appelé *g-squelette* par la suite) comme étant l'axe médian combiné à des pixels particuliers permettant de conserver la connectivité du squelette, et par delà d'exprimer le genre topologique de la forme 2D (Fig. 5.1 (droite)).

Calcul du squelette géométrique (g-squelette)

Extraire l'axe médian de la carte des distances puis le compléter avec les pixels « manquants » n'est pas la méthode la plus efficace. Une approche différente dans la forme, mais équivalente sur le fond, consiste à appliquer une érosion progressive de la forme 2D, de son contour vers son centre. Les algorithmes de ce type, qui conduisent directement à l'extraction d'un squelette composé de pixels, ont été passés en revue par (Cou06).

Parmi les algorithmes conservant le genre topologique de la forme 2D, c'est l'algorithme de (Hal89) qui fut initialement implémenté dans *Matiss*, car étant le plus rapide. Toutefois, cet algorithme utilise un masque très serré laissant passer peu de pixels : le squelette obtenu est ainsi souvent trop épuré et approximatif, comme le montre la figure 5.2 (gauche), sur laquelle les détails cerclés sont perdus pour la reconstruction finale du modèle.

¹Deux chemins sont dits *homotopes* si, ayant la même origine et la même extrémité, l'on peut passer de l'un à l'autre par une déformation continue.

Dans le cadre de ma thèse, il était essentiel de disposer d'un modèle précis de reconstruction, et donc d'un squelette capturant tous les détails significatifs de la forme 2D esquissée. Une seconde analyse des algorithmes présentés par (Cou06) nous a ainsi orientés vers l'algorithme d'érosion de (EM93). Cependant, à l'inverse de (Hal89), le masque utilisé par (EM93) est trop permissif et le squelette résultant contient quant à lui trop de branches, ce qui génère les gonflements indésirables observés sur le modèle 3D (Fig. 5.2, milieu). Ce dernier problème est généralement dû au bruit initialement présent dans l'image : certains pixels dûs à ce bruit passent alors au travers du filtre d'érosion et créent ainsi des branches qui ne sont pas localement significatives au regard de la forme.

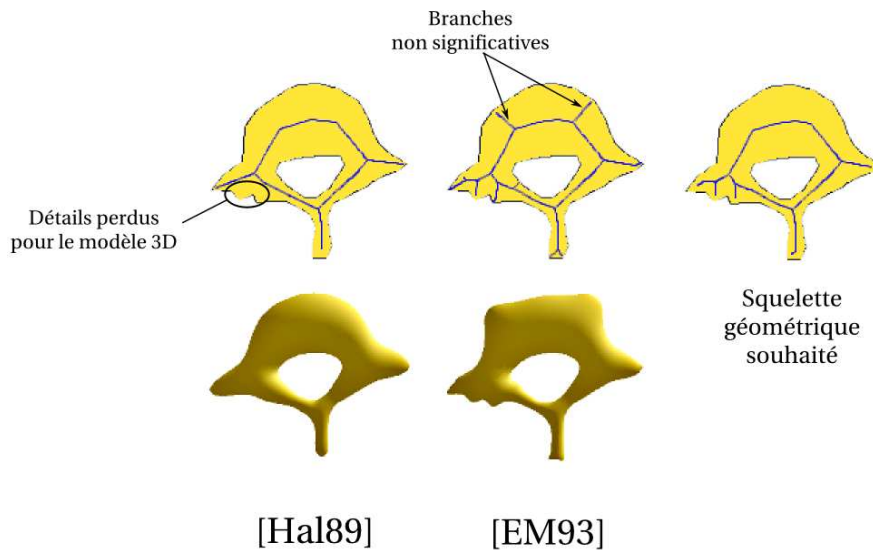


FIG. 5.2 – Extraction du squelette géométrique et modèle 3D obtenu à partir de ce squelette et d'un noyau de convolution. A gauche, l'algorithme d'extraction de (Hal89) produit un squelette très épuré ; le modèle 3D perdant alors les détails de la forme 2D. Au centre, la méthode de (EM93) génère un squelette comportant trop de branches non significatives : le modèle 3D ainsi reconstruit présente des gonflements non désirables. L'image de droite représente le squelette souhaité, bon compromis entre ceux de (Hal89) et (EM93).

Or, dès lors que l'on se place dans un contexte de modélisation « par croquis », que ceux-ci soient manuels ou issus d'une segmentation de données IRM par exemple, il faut s'attendre à disposer d'images plus ou moins bruitées.

Un premier travail fut donc à faire au niveau de la méthode d'extraction du squelette, afin d'obtenir un squelette qui conserve tous les détails significatifs de la forme 2D tout en éliminant les artefacts dûs au bruit.

Cette section étant consacrée à une présentation générale du processus de modélisation 3D, nous nous contentons ici de mettre en lumière les points clés nécessitant des améliorations pour une

meilleure reconstruction. Notre méthode améliorée d'extraction de squelette, qui sera par la suite utilisée pour la modélisation d'organes, sera ainsi détaillée dans le Chapitre 6.

5.2 EXTRACTION D'UNE CARTE DES DISTANCES

Comme nous l'avons dit, le principe de la *carte des distances* est de stocker, pour chacun des pixels d'une région 2D, sa distance au contour. La distance ainsi calculée pour un pixel p_i du g-squelette représente donc le rayon r_i du disque maximal dont il est le centre. Ces distances seront utilisées par la suite en temps que poids pour pondérer le squelette (Section suivante).

L'approche générale permettant de calculer la distance en un pixel consiste à propager les distances de pixels en pixels, du bord de l'image vers son centre, et ce en fonction des poids des pixels considérés comme « plus proches voisins ». Pour calculer cette distance, nous utilisons l'algorithme de balayage de (RP66) (« *scan-line* » en anglais). Cet algorithme repose sur deux passes successives du masque décrit par la figure 5.3 (gauche), dans lequel sont inscrits les poids w_i des voisins. Sur cette figure, les plus proches voisins utilisés par le masque sont les 16 pixels colorés, les pixels verts étant employés pour la passe avant, les jaunes pour la passe arrière.

Les deux passes du masque se définissent ainsi :

- Passe avant : $r'_i = \min(N_j + w_j)_{j=1}^8$
- Passe arrière : $r_i = \min(r'_i, N_j + w_j)_{j=-8}^{-1}$

avec N_j les plus proches voisins, en couleur sur la figure 5.3. La carte des distances extraite avec ce masque à partir de la forme 2D de la figure 5.2 est représentée à droite, en niveaux de gris.

	11		11	
11	7	5	7	11
	5	●	5	
11	7	5	7	11
	11		11	



FIG. 5.3 – A gauche : masque de (RP66) utilisé pour calculer la carte des distances. Le pixel p_i est situé au centre du masque, les 8 pixels verts avec les poids 5,7 ou 11 sont utilisés dans la passe avant, les pixels jaunes étant utilisés pour la passe arrière. A droite : la carte des distances obtenue par l'application de ce masque sur la forme 2D de la figure 5.2.

5.3 DU SQUELETTE GÉOMÉTRIQUE AU SQUELETTE IMPLICITE

Le g-squelette, défini comme en Section 5.1 par un ensemble de pixels, ne peut être utilisé comme tel pour reconstruire une surface 3D. Il serait en effet trop coûteux de calculer le potentiel généré par chacun des pixels ; et dans un tel cas, cela produirait inévitablement une surface 3D à l'aspect visuel peu lisse.

Afin de simplifier le calcul du potentiel généré par le squelette, nous définissons le *squelette implicite* (ou *i-squelette*). Celui-ci peut être vu comme une *approximation bien choisie* du g-squelette : il s'agit d'un graphe, composé de primitives définies par des pixels spécifiques du g-squelette. Ces primitives peuvent être des segments (aussi appelées *branches*) comme dans *Matiss*, ou bien des arcs de cercles ou des triangles (ABCG05). Nous appellerons *nœud* toute extrémité d'une telle primitive.

Le nombre de primitives du i-squelette dépend à la fois de la géométrie et de la courbure du g-squelette, mais aussi de la variation des rayons stockés dans la carte des distances.

En pratique, nous construisons le i-squelette comme illustré par la figure 5.4.

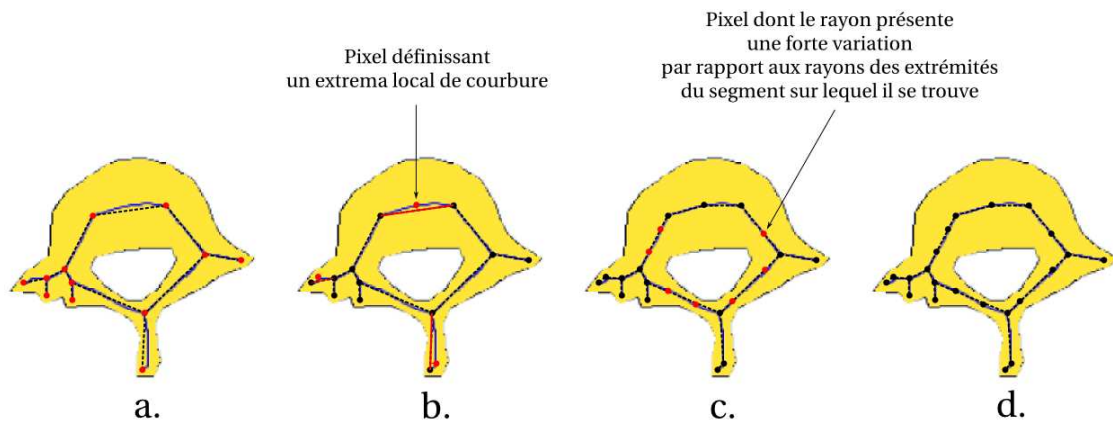


FIG. 5.4 – (a.) Création des nœuds (en rouge) définissant la géométrie globale du squelette géométrique ; (b.) Critère de courbure : création des nœuds marquant un extrema de courbure. Ces nœuds sont identifiés comme tels car ils sont à une distance supérieure à un certain seuil du segment implicite (en rouge) auquel ils sont associés ; (c.) Critère de variation de rayon : création de nœuds pour raffiner les segments chaque fois que le rayon le long de ce segment a varié de plus de 10% par rapport à la variation globale des rayons sur l'ensemble du squelette ; (d.) Squelette implicite finalement obtenu (en noir) : ce squelette approxime relativement bien le squelette géométrique initial de l'image (a.).

Les premiers nœuds à être créés sont ceux permettant de définir la géométrie globale du squelette. Ces nœuds sont donc les nœuds de branchement du i-squelette - correspondant aux pixels du g-squelette possédant 3 voisins au minimum - ainsi que les nœuds extrémaux du squelette - correspondant donc aux pixels n'ayant qu'un seul voisin (nœuds rouges sur l'image de gauche de la figure 5.4). Chaque branche définie par deux nœuds est ensuite raffinée par la création de nœuds intermédiaires, ceci selon deux critères :

- Critère de courbure : pour chaque extrema local de courbure le long du g-squelette, un nœud est créé dans le i-squelette (nœuds rouges sur la figure 5.4, b.);
- Critère de variation de rayon : un nœud est inséré dès lors que la variation de rayon entre deux nœuds est supérieure à un certain seuil (nœuds rouges sur la figure 5.4, c.). En pratique, ce seuil est égal à 10% de la variation maximale des rayons sur l'ensemble du g-squelette.

Le i-squelette ainsi construit (Fig. 5.4, d.) est donc stocké sous forme d'un graphe, composé de segments et de nœuds, chaque nœud étant associé à son rayon calculé dans la carte des distances. Les rayons seront appelés *poids* par la suite, ce qui nous permettra de parler de *squelette implicite pondéré*.

Notons que ce graphe peut être éventuellement cyclique, selon la topologie du g-squelette et donc du croquis initial.

5.4 GÉNÉRATION D'UN CHAMP POTENTIEL ET D'UNE SURFACE IMPLICITE À PARTIR DU I-SQUELETTE

Comme nous l'avons vu en Chapitre 2, une *surface implicite* est définie comme l'ensemble des points p tels que :

$$F(p) = T \quad (5.1)$$

où T est une isovaleur donnée et F la fonction de potentiel générée par le i-squelette.

Afin de généraliser les surfaces implicites construites à partir de sources ponctuelles, aux surfaces implicites générées à partir d'un i-squelette composé de branches, (BS91) ont introduit les *surfaces de convolution* : la valeur du potentiel en un point p est calculée par intégration des contributions de tous les points le long des différentes primitives du i-squelette S :

$$F(p) = \int_S h_S(p) dS \quad (5.2)$$

avec h le noyau de convolution associé au i-squelette S .

En pratique, puisque l'intégrale sur un support borné (ici le i-squelette) est égale à la somme des intégrales sur la partition de ce support, F peut être calculée en sommant les intégrales sur chacune des primitives du squelette.

Afin d'obtenir un calcul rapide de cette intégrale, différents noyaux offrant des solutions analytiques ont été proposées; ces noyaux étant des filtres passe-bas. Parmi ces différents noyaux, le noyau de Cauchy, proposé par (She99), est le plus intéressant, car applicable à tout type de primitives, y compris des plans, arcs de cercles et triangles. Les figures 5.5 et 5.6, extraites de (She99), présentent les caractéristiques de ce noyau et de quatre autres noyaux.

Avec r représentant la distance euclidienne au point p d'intérêt, les noyaux comparés sont :

- la fonction de Gauss :

$$h(r) = \exp(-a^2 r^2), \quad r > 0 \quad (5.3)$$

avec a un paramètre contrôlant la hauteur de la distribution ($a = 1$ dans l'exemple de la figure 5.5);

- la fonction de Cauchy :

$$h(r) = \frac{1}{(1 + r^2 s^2)^2}, \quad r > 0 \quad (5.4)$$

5.4. Génération d'un champ potentiel et d'une surface implicite à partir du i-squelette⁸⁵

avec s un paramètre contrôlant la largeur de la distribution ($s = 1$ dans l'exemple de la figure 5.5);

- la fonction inverse :

$$h(r) = \frac{1}{r}, \quad r > 0 \quad (5.5)$$

- la fonction inverse au carré :

$$h(r) = \frac{1}{r^2}, \quad r > 0 \quad (5.6)$$

- la fonction polynomiale :

$$h(r) = \begin{cases} (1 - r^2)^2 & \text{si } r \leq 1 \\ 0 & \text{si } r > 1 \end{cases} \quad (5.7)$$

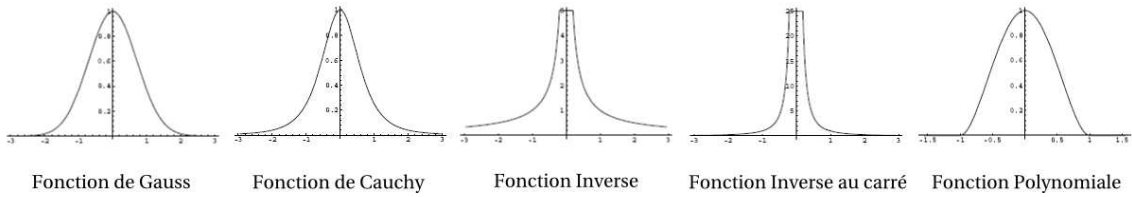


FIG. 5.5 – Profils de chacun des noyaux, extraits de (She99), décrivant le potentiel généré à partir d'une source ponctuelle.

Noyau	Primitives					Opérations en virgule flottante					Fonctions spéciales
	point	ligne	plan	arc	triangle	*	/	+	-	Total	
Gaussien	•	•	•	-	-	11		5	11	27	1 exp 2 erf
Cauchy	•	•	•	•	•	23	6	11	13	53	2 atan 1 sqrt
Inverse	•	•	∞	elliptique	•	9		9	13	31	2 log 2 sqrt
Carré	•	•	∞	•	-	7	3	9	13	32	2 atan 1 sqrt
Polynomial	•	•	•	•	-	33	3	14	22	72	1 sqrt

FIG. 5.6 – Deux tableaux extraits de (She99). Le tableau de gauche indique les primitives pour lesquelles le noyau offre une solution analytique. ∞ indique que l'intégrale de la forme conduit à des valeurs infinies, tandis que « elliptique » indique que la solution est exprimée par une intégrale elliptique. Le tableau de droite expose quant à lui la complexité de chacun des noyaux, pour une primitive de type « segment ».

Dans *Matiss*, le choix s'est porté sur le noyau de Cauchy qui offre la possibilité d'ajuster la largeur de la zone dans laquelle une source diffuse son potentiel. Nous pouvons donc régler ce

paramètre de telle sorte que le noyau génère un potentiel très fort proche de la source, potentiel décroissant ensuite rapidement avec la distance à la source ; ceci permet alors de restreindre la zone de contribution de chacune des primitives si l'on néglige les faibles potentiels. L'avantage supplémentaire de ce noyau est qu'il pourra être utilisé par la suite avec des primitives triangles, afin de générer des formes plates.

Dans *Matiss*, nous exprimons ce noyau par :

$$h_S(p) = \frac{1}{(1 + s^2 d^2(p, S))^2} \quad (5.8)$$

où $d(p, S)$ est la distance entre le point p et le squelette S , et s le paramètre de contrôle sur la largeur du noyau, c'est-à-dire sur l'influence de cette primitive et la façon dont elle se mélange aux autres primitives.

Enfin, comme nous l'avons vu lors de l'étape de conversion du squelette géométrique en squelette implicite, les extrémités des segments composant le i-squelette n'ont pas nécessairement des rayons identiques. Or, (TZFo4) ont montré que la solution analytique de l'intégrale de convolution pour le noyau de Cauchy pouvait être étendue à des segments à rayon variable, c'est-à-dire dont le poids varie le long du segment. En utilisant la formulation de (TZFo4), nous pouvons donc redéfinir le potentiel f_{b_r} généré en un point p par une branche b_r par :

$$f_{b_r}(p) = w_H F_H(p) + \frac{w_T - w_H}{l} F_T(p) \quad (5.9)$$

où w_H est le poids de la première extrémité de la branche b_r (appelée H pour *head*), et w_T le poids de la seconde extrémité (appelée T pour *tail*) ; l est la longueur de la branche, et $F_H(p)$ et $F_T(p)$ sont les valeurs du potentiel généré par les extrémités de cette branche.

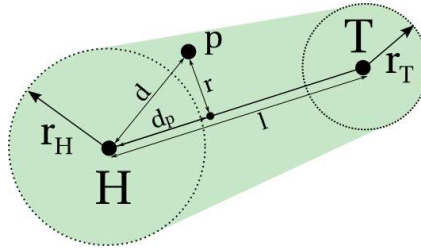


FIG. 5.7 – Notations utilisées pour calculer le potentiel généré au point p par une branche à rayons variables, selon la méthode de (TZFo4). En pointillés sont représentés les disques de rayon maximal pour chacune des extrémités H et T de la branche.

Soient les notations suivantes (Fig. 5.7) :

- d la distance entre le point p et H ;
- d_p la distance entre H et le point projeté de p sur b_r ;
- d_h un terme de distance tel que $d_h^2 = (1 + s^2 d^2(p, S))^2$ (dénominateur de la fonction de Cauchy).

(TZFo4) définissent alors $F_H(p)$ et $F_T(p)$ par :

$$F_H(p) = \frac{1}{2d_h^2} \left[\frac{d_p}{s^2 d_p^2 + d_h^2} + \frac{l - d_p}{s^2 (l - d_p)^2 + d_h^2} \right] + \frac{1}{2s d_h^3} \left[\tan^{-1} \left(\frac{s d_p}{d_h} \right) + \tan^{-1} \left(\frac{s(l - d_p)}{d_h} \right) \right] \quad (5.10)$$

$$F_T(p) = \frac{1}{2s^2} \left[\frac{1}{s^2 d_p^2 + d_h^2} + \frac{1}{s^2 (l - d_p)^2 + d_h^2} \right] + d_p F_H(p) \quad (5.11)$$

En utilisant directement les rayons ² des extrémités de la branches en tant que poids w_H et w_T , à une échelle appropriée, nous aurions pu nous attendre à obtenir une surface 3D qui se superpose correctement aux contours 2D. Ceci n'est pas le cas, et s'explique par le fait que le potentiel en un point ne dépend pas d'une seule primitive, mais de l'ensemble des contributions de chacune des primitives. Cette intégrale sur l'ensemble des contributions n'étant pas prise en compte lors de l'extraction de la carte des distances, la surface 3D résultante ne correspond pas exactement aux contours. De manière plus générale, l'utilisation d'un noyau de convolution tend à lisser les fortes variations de courbure.

Des travaux antérieurs ont tenté de faire face à ce problème. Nous pouvons ainsi citer (ABCG05) qui utilisent des tables manuellement pré-calculées; tables établissant la correspondance entre les poids des branches et le rayon réellement souhaité. (TZFo4) appliquent quant à eux une optimisation itérative supplémentaire afin de trouver les poids les plus adaptés, ceci une fois la surface implicite déjà reconstruite. Cette étape d'optimisation globale reste cependant un processus coûteux.

Nous avons proposé une première solution à ce problème, brièvement présentée dans (BPCBo8). En tenant compte du fait que les formes 2D sont toujours définies dans une texture de taille fixe, et que par conséquent les formes 3D reconstruites ont une taille du même ordre de grandeur, nous appliquons ainsi un facteur d'échelle à ces rayons r_i , dépendant à la fois de la taille de l'image, mais aussi du masque utilisé pour calculer la carte des distances. Nous définissons finalement un poids w_i (avec $i = H$ ou T) par :

$$w_i = (C * r_i)^3 \quad (5.12)$$

où C est la constante exprimée par :

$$C = \frac{1}{\text{taille de l'image (en pixels)} * 5} \quad (5.13)$$

(la valeur 5 correspondant au premier coefficient du masque de (RP66)).

Un premier test avec $w_i = (C * r_i)$ n'était pas satisfaisant; les variations de courbure étant encore trop fortement lissées. Une élévation de ce paramètre à la *puissance* 3 a ainsi permis d'anticiper ce lissage en amplifiant les écarts entre les potentiels générés, ceux-ci étant inévitablement lissés par la suite par le noyau de convolution.

Si cette approche nous a permis d'améliorer la reconstruction des modèles 3D, ces derniers restent toutefois très approximatifs, comme le montre la figure 5.8. Nous détaillons ainsi dans le chapitre suivant une nouvelle solution, développée dans le cadre de cette thèse, pour adapter ces poids de convolution et obtenir une surface 3D conservant correctement les variations de courbure des contours 2D.

²Pour rappel : le rayon d'un pixel est sa distance au contour, stockée dans la carte des distances.

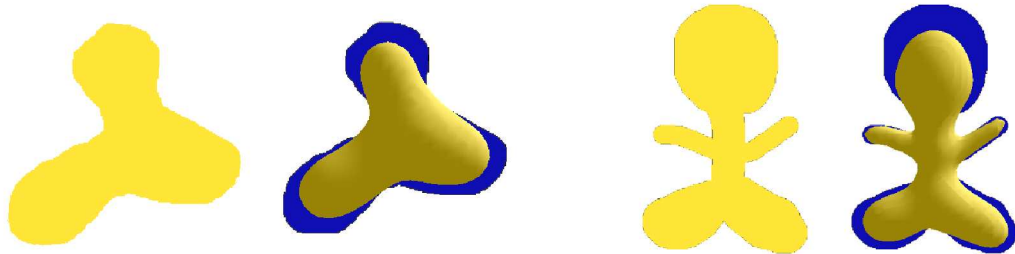


FIG. 5.8 – Croquis 2D et surfaces 3D reconstruites au moyen d'un *i*-squelette et du noyau de Cauchy (noyau de convolution) par la méthode de (BPCBo8). Les zones bleues sous les modèles 3D représentent l'erreur entre la surface reconstruite et le croquis 2D initial. Ces zones d'erreurs illustrent le problème dû à l'usage d'un noyau de convolution, dont le défaut est de trop lisser les extréma locaux de courbure.

5.5 TRIANGULATION DE L'ISOSURFACE

Comme nous l'avons déjà dit, les modèles implicites nécessitent une étape intermédiaire de traitement afin de pouvoir visualiser l'isosurface sous forme d'un maillage. Pour ce faire, nous utilisons la méthode de *Marching Cubes* introduite par (Blo94), associée à *GTS* (GNU Triangulated Surface Library) qui est une librairie sous license LGPL de triangulation de surfaces ³.

Par ailleurs, afin d'assurer l'affichage du moindre détail de la surface, nous utilisons une grille dont la résolution est égale à la moitié de la valeur du plus petit rayon, ce qui correspond donc à la taille du plus petit détail dessiné sur le croquis 2D, et donc du plus petit détail présent sur le modèle 3D.

5.6 LES OPÉRATEURS DE MÉLANGE DANS *Matiss*

Avant de passer au chapitre suivant, il est intéressant d'étudier rapidement les opérateurs de mélange dans *Matiss*.

Jusqu'à tout récemment, *Matiss* souffrait des problèmes de mélange à distance indésirable évoqués lors de l'introduction aux surfaces implicites (Section 2.1.2). Cependant, l'approche présentée par (BBCW10) permet maintenant au système de contrôler ce mélange de manière intuitive et automatique, en autorisant uniquement le mélange des primitives dans les zones dans lesquelles elles s'intersectent réellement d'après le croquis.

Pour ce faire, la méthode consiste tout d'abord à extraire et mailler l'isosurface de chacune des primitives devant être mélangées, comme décrit dans la section précédente. Une fois ces deux maillages obtenus, (BBCW10) calculent la courbe d'intersection entre ceux-ci par un opérateur booléen d'union ; cette courbe étant utilisée par la suite comme squelette de la région de mélange. Notons que l'épaisseur de cette région, inférée par le squelette, dépend de divers critères, dont la taille du plus petit détail dans cette région, mais aussi du rayon de courbure locale le long de

³<http://gts.sourceforge.net/>

cette courbe d'intersection. Ce contrôle de l'épaisseur permet, d'une part, d'empêcher que les petits détails ne soient absorbés par les primitives de taille très supérieure, et d'autre part, de contrôler l'aspect du mélange lors d'une interaction progressive entre deux primitives, comme décrit par la figure 5.9.

Une fois cette zone de mélange générée par le squelette, les fonctions potentiels à l'extérieure de cette zone sont redéfinies par un opérateur de « nettoyage » (« *clean union* » en anglais) qui assure la continuité C^0 du potentiel à la frontière de ces zones, et une continuité C^1 partout ailleurs.

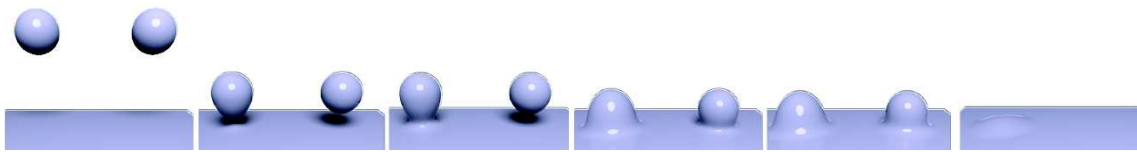


FIG. 5.9 – Illustration du mélange local dans *Matiss* par une scène d'interaction progressive entre deux primitives, une goutte et un plan d'eau. Sur chacune des images, le mélange de gauche est calculé à partir d'un simple opérateur de somme, celui de droite à partir de la méthode de (BBCW10).

6

AMÉLIORATION DE LA RECONSTRUCTION D'UNE RÉGION 2D

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, deux étapes du processus de modélisation dans *Matiss* nécessitent d'être améliorées : l'extraction d'un squelette approprié de la forme 2D, et l'utilisation de poids adaptés lors de la convolution de ce squelette avec le noyau de Cauchy.

Ce chapitre s'attache donc à présenter les améliorations apportées dans le cadre de ma thèse.

6.1 CONSTRUCTION D'UN SQUELETTE IMPLICITE SIGNIFICATIF

Pour rappel, nous avons comparé deux squelettes géométriques en Section 5.1 de ce manuscrit : le squelette extrait au moyen de la méthode de (Hal89), et celui extrait par (EM93). Si le premier utilise un masque trop serré, ne capturant pas les détails les plus fins de la forme 2D, le second est quant à lui trop permissif, et génère des branches qui n'ont pas de sens au regard de la forme ; ces branches étant souvent issues de pixels bruités sur les contours du dessin.

Afin d'extraire un squelette significatif de la forme 2D, c'est-à-dire capturant l'ensemble des petits détails mais sans en capturer le bruit, nous proposons de réutiliser la méthode d'extraction de (EM93), à laquelle nous ajoutons deux filtres. Le premier filtre est appliqué sur le squelette géométrique, c'est-à-dire en espace *image*, tandis que le second est appliqué sur le squelette implicite, donc en espace *objet*. Avant de décrire ces deux filtres, détaillons l'algorithme de (EM93) sur lequel nous nous appuyons.

6.1.1 Algorithme d'extraction du g-squelette, par la méthode de (EM93)

Soit X la région 2D à éroder.

Deux pixels de X sont dits « voisins directs » s'ils ont une arête en commun. On appellera « composante fortement connexe de X » tout ensemble de pixels de X tel qu'entre deux pixels quelconques de cet ensemble, il existe un chemin direct, c'est-à-dire un chemin reposant sur la notion de « voisinage direct ».

Soient les définitions suivantes (Fig. 6.1) :

- Un pixel de X ayant ses 4 voisins directs dans X est dit *pixel interne*.
- Un pixel de X qui n'est pas un pixel interne est dit *pixel frontière*.
- Un pixel frontière ayant un pixel interne parmi ses 4 voisins directs est dit *pixel frontière interne*.
- Un pixel frontière interne est dit *pixel parfait* si l'un de ses voisins directs est interne et que le voisin direct opposé n'est pas dans la région.
- Un pixel frontière p_f est dit *pixel simple* s'il existe exactement une composante fortement connexe de pixels de X dans le voisinage de p_f qui soit fortement connexe à p_f . En d'autres termes, si l'on « retire » p_f de X , cela ne modifie pas le genre topologique de X .

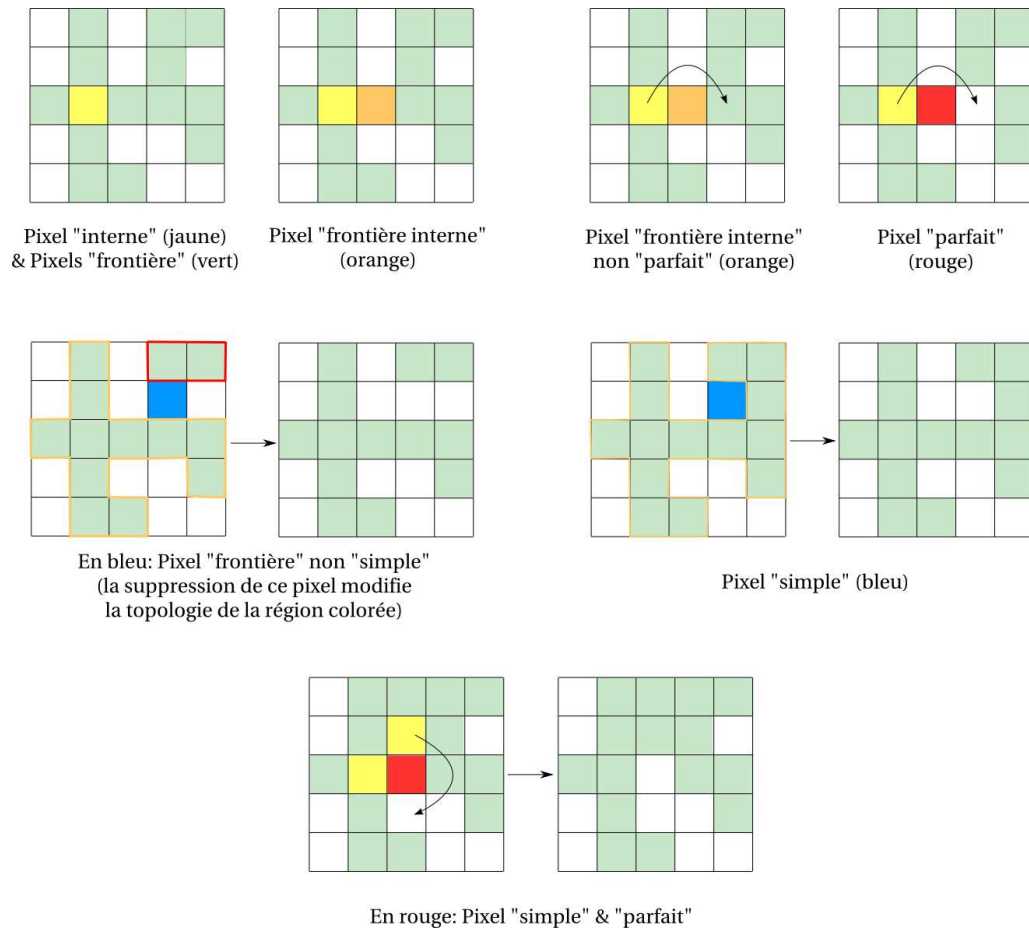


FIG. 6.1 – Illustration des différentes caractéristiques d'un pixel, selon (EM93). Lors de l'érosion de la région colorée, un pixel peut être supprimé s'il est à la fois « simple » et « parfait ».

L'algorithme de (EM93) est alors le suivant :

Algorithme 6.1.1: EXTRACTION DU G-SQUELETTE (*par (EM93)*)

Répéter

$$\begin{cases} Y \leftarrow \text{ensemble des pixels de } X \text{ qui sont la fois simples et parfaits} \\ X \leftarrow X \setminus Y \end{cases}$$

Jusqu'à $Y = \emptyset$

6.1.2 Application du premier filtre sur le squelette géométrique

Le but ici est d'éviter que des pixels dus au bruit sur les contours soient à l'origine de la formation de branches dans le g-squelette, lors de l'érosion de l'image. Pour cela, nous insérons dans l'algorithme de (EM93) une condition supplémentaire sur la préservation ou non d'un pixel dans le g-squelette : tout pixel n'ayant qu'un seul voisin et dont le rayon dans la carte des distances est inférieur à un certain seuil, est automatiquement exclu du squelette.

En pratique, nous utilisons un seuil égal à 3 pixels, en considérant qu'un trait de l'utilisateur ou un détail d'une image segmentée ne peut être plus petit que ce seuil. Les pixels exclus du squelette lors de cette étape sont cerclés sur la figure 6.2 (schéma de gauche).

Notons que ce filtre étant appliqué au sein de l'algorithme même d'érosion, et que la condition première pour supprimer un tel pixel est qu'il n'ait qu'un seul voisin, cette étape ne modifie pas la topologie du squelette qui reste homotope à la forme 2D.

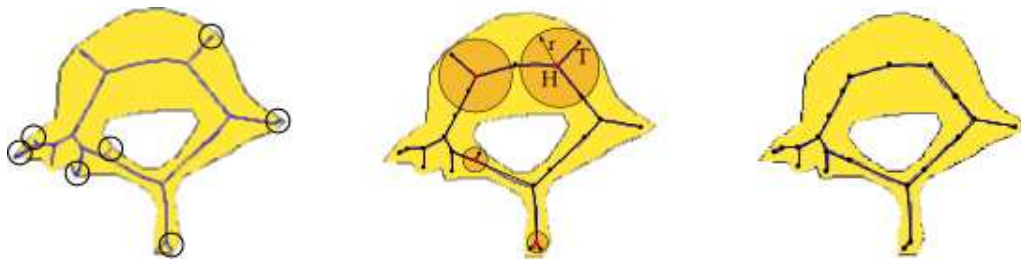


FIG. 6.2 – Filtrage du squelette obtenu par (EM93) afin d'obtenir un squelette significatif. Les deux étapes sont les suivantes : suppression, lors de l'extraction du g-squelette, des pixels ayant un rayon négligeable (à gauche), puis suppression, dans le i-squelette, des branches extrémales incluses dans le disque maximal de l'une de leurs propres extrémités (au centre). A droite : squelette implicite finalement obtenu.

6.1.3 Application du second filtre sur le squelette implicite

Le second filtre est appliqué sur le squelette implicite, c'est-à-dire après la conversion du g-squelette en i-squelette. Puisque le g-squelette est calculé par érosion de l'image, et que le i-squelette est défini par un graphe composé de segments dont les nœuds correspondent à des pixels caractéristiques du g-squelette (comme détaillé en Section 5.3), aucune référence à

la définition même de l'axe médian n'est faite dans ce processus. Or, si l'on observe la figure 6.2, l'on constate que les branches cerclées sur le schéma central devrait être supprimées car incluses dans le disque maximal de l'une de leurs extrémités.

Notre second filtre consiste donc à supprimer ce type de branches conduisant à des gonflements indésirés de la surface. Notons que ces branches ne sont supprimées que dans le cas où elles sont extrémales ; c'est-à-dire qu'elles ne déconnectent pas le squelette implicite. La figure 6.3, déjà introduite en Section 5.1, présente maintenant le modèle 3D que nous obtenons à partir de notre méthode d'extraction de squelette, comparé aux modèles obtenus avec (Hal89) et (EM93).

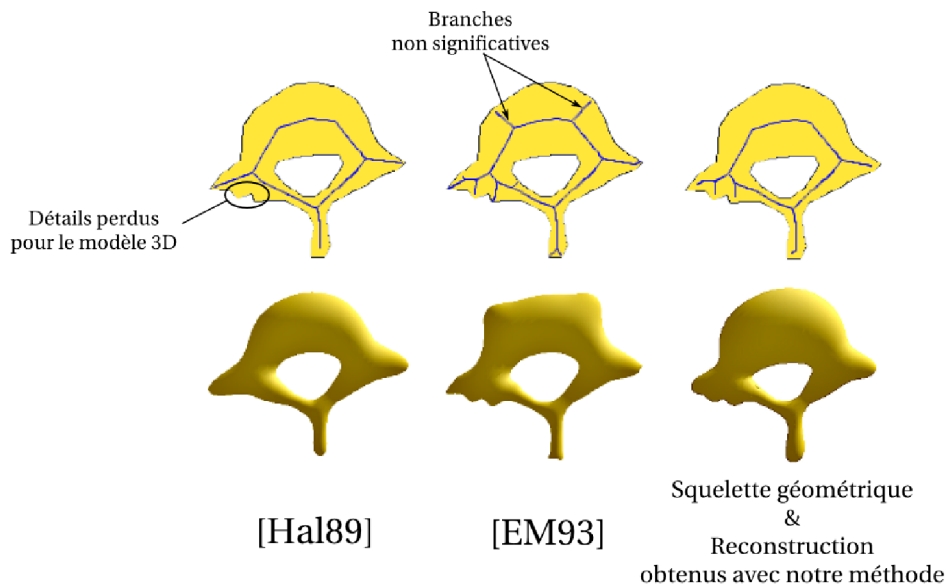


FIG. 6.3 – Comparaison des squelettes obtenus avec les méthodes de (Hal89), (EM93) et la nôtre. Le modèle 3D reconstruit à l'aide de notre algorithme a correctement conservé les petits détails de la forme 2D sans présenter de gonflements provoqués par le bruit sur les contours de cette forme 2D.

Les améliorations apportées à l'algorithme de (EM93) permettent ainsi d'obtenir un g-squelette - et donc un i-squelette - significatif au regard de la forme 2D, capturant les petits détails sans en capturer le bruit. Ce i-squelette nécessite maintenant d'être associé à des poids de convolution adaptés afin de conserver les caractéristiques de la forme 2D qu'il a ainsi capturé.

(Notons que les modèles 3D présentés sur la figure 6.3 ont été reconstruits en utilisant ces poids de convolution adaptés).

6.2 CALCUL DE POIDS DE CONVOLUTION ADAPTÉS

Nous avons vu en Section 5.4 qu'il était difficile de reconstruire une surface correspondant exactement aux contours d'une région 2D si l'on utilise un noyau de convolution ; celui-ci ayant

tendance à lisser les fortes variations de courbure (Fig. 5.8).

Notre première approche, qui consistait à amplifier l'écart entre les poids de convolution - grâce à l'utilisation d'une puissance et ce, avant l'utilisation du noyau de convolution - n'a pas été suffisante pour pallier ce problème de lissage.

Pour éviter de faire appel à une optimisation globale, comme le font (TZFo4), nous proposons d'« optimiser » ces poids de convolution *avant* la génération du potentiel dans l'espace, par un pré-calcul local. Il ne s'agit donc pas d'une optimisation globale.

Pour ce faire, nous devons tout d'abord définir l'isovaleur de la surface à rendre. Cette isovaleur est calculée en moyennant les potentiels générés par le squelette implicite aux maxima locaux de courbure, c'est-à-dire au niveau des pixels du contour se situant dans le prolongement des branches extrémales. Ces points sont les points p_1, p_2, p_3 sur la figure 6.4.

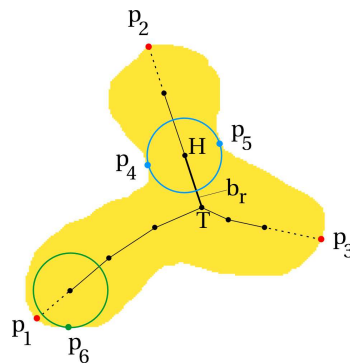


FIG. 6.4 – Les nouveaux poids de convolution sont calculés de telle sorte que l'isosurface passe exactement par les points caractéristiques de la forme 2D, c'est-à-dire les extréma locaux de courbure (points rouges et bleus). Les points rouges sont utilisés pour calculer l'isovaleur la plus appropriée, et les points bleus sont des points cruciaux définissant un extremum local de courbure. Le point vert est appelé point d'intérêt pour le nœud au centre du cercle vert (disque maximal).

Une fois cette isovaleur calculée, nous allons calculer le coefficient à appliquer à chacun des poids définis par l'équation (5.12) afin que le potentiel généré aux extremas locaux de courbure soit égal à cette isovaleur. De cette façon, nous nous assurons de conserver les fortes variations de courbure de la forme 2D.

Pour ce faire, nous nous appuyons sur la réflexion suivante. Puisqu'un nœud représente le centre d'un disque maximal inclus dans la région 2D, nous pouvons définir pour chacun de ces nœuds ce que nous appelons des *points d'intérêt* : il s'agit des points du contour de la forme 2D appartenant à ce disque. Les points p_4 et p_5 sont ainsi des points d'intérêt pour le nœud H . Notons que pour chacun des nœuds, ces points sont au minimum au nombre de deux, puisqu'un nœud est « idéalement » sur l'axe médian. Dans le cas où le *i*-squelette dévie légèrement de l'axe médian (ceci pouvant se produire de par la méthode d'extraction du squelette par érosion de la région 2D), un nœud pourra n'avoir qu'un seul point d'intérêt (pixel p_6 sur le cercle vert), ce qui n'est pas un problème pour

notre algorithme, puisque nous n'utiliserons qu'un seul point d'intérêt par nœud considéré.

Ces points d'intérêt sont dits *cruciaux* car ils définissent les extrema locaux de courbure de la surface; nous devons affecter en priorité un poids adapté à ces nœuds si nous souhaitons conserver la courbure de celle-ci.

Pour cela, nous supposons que le potentiel en un point d'intérêt provient en majeure partie du nœud associé dans le squelette. Ainsi, dans notre exemple, nous pouvons considérer que le potentiel généré en p_5 est approximativement égal à :

$$F(p_5) \simeq f_{br}(p_5) \simeq w_H F_H(p_5) \quad (6.1)$$

avec w_H le poids du nœud H et F_H le potentiel généré par ce nœud.

La perte de la courbure locale vient du fait, qu'en général, le potentiel en ce point n'est pas exactement égal à l'isovaleur T . Nous définissons alors α , un coefficient correcteur tel que :

$$f_{br}(p_5) = \alpha * T \quad (6.2)$$

Le calcul du nouveau poids de convolution w'_H est intuitivement calculé de telle sorte que $w'_H F_H(p_5) = T$:

$$w'_H = \frac{w_H}{\alpha} \quad (6.3)$$

Ce poids est ensuite utilisé dans la formule (5.9) extraite de (TZFo4) :

$$f_{br}(p) = w'_H F_H(p) + \frac{w'_T - w'_H}{l} F_T(p) \quad (6.4)$$

Comme le montre la figure 6.5, la surface 3D reconstruite conserve maintenant bien mieux les extrema locaux de courbure.

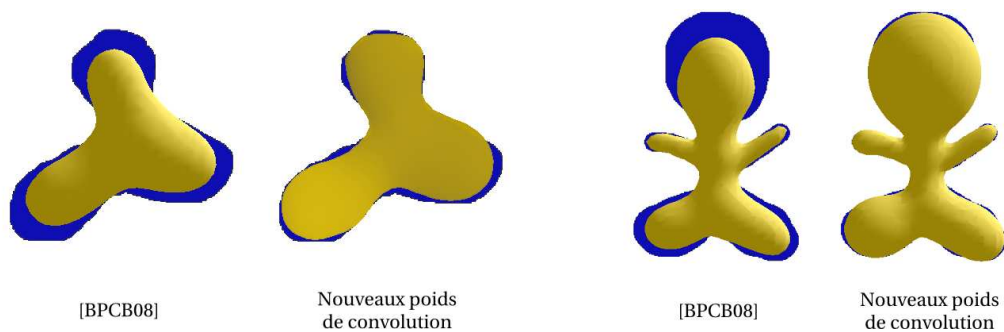


FIG. 6.5 – Comparaison des modèles 3D reconstruits par la méthode de (BPCBo8) et avec notre méthode, à partir des croquis 2D de la figure 5.8. Les zones bleus définissent l'erreur entre la surface 3D et le croquis initial. Avec les nouveaux poids de convolution calculés par notre méthode, les modèles 3D conservent mieux les fortes variations de courbure originellement présentes dans les croquis 2D. Par ailleurs, la forme obtenue lisse le croquis initial, ce qui est considéré comme un avantage par les utilisateurs de ce système de dessin à main levée.

Deux remarques sont à faire concernant le coût de ce pré-calcul :

- Celui-ci ne nécessite qu'un pré-calcul du potentiel à un nombre fini et faible de points, ce nombre dépendant uniquement du nombre de branches.
- Etant donné que la mise un jour d'un poids associé à un nœud ne modifie le potentiel que dans un petit voisinage de celui-ci, l'évaluation de chacun des poids peut-être faite indépendamment. Itérer ce processus pour stabiliser les valeurs n'est en effet pas nécessaire : lors de l'ensemble de nos tests, nous avons constaté qu'appliquer cette évaluation une seule fois suffisait à reconstruire la région de façon plus précise (la différence de potentiel entre l'isovaleur et la valeur aux points cruciaux étant alors négligeable).

La figure 6.6 présente davantage de résultats obtenus avec et sans l'utilisation de ces nouveaux poids de convolution sur des données réelles. Notons que dans le cas de régions 2D présentant peu de fortes variations locales de courbure, les modèles 3D obtenus avec (BPCBo8) sont aussi satisfaisants que les nôtres (exemple de gauche sur la figure).

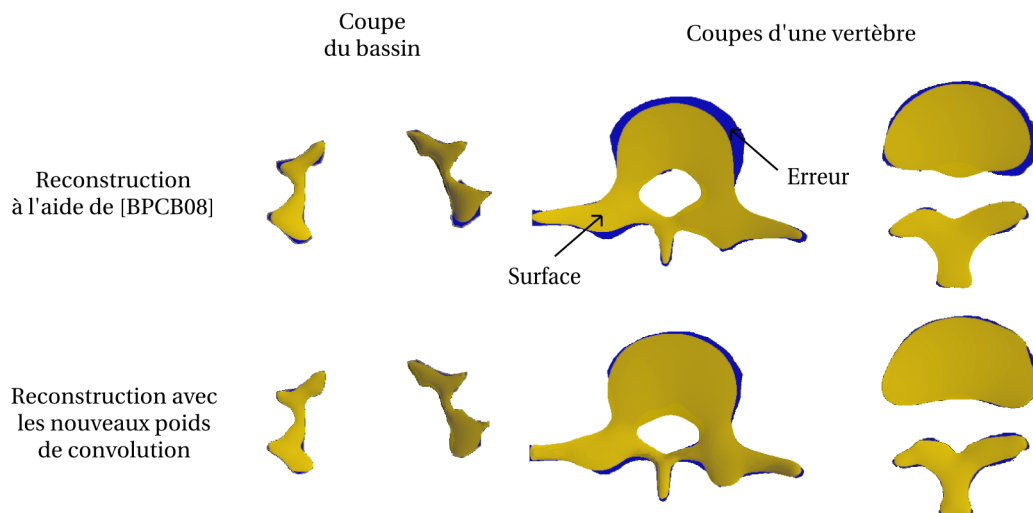


FIG. 6.6 – Validation de notre approche sur différentes coupes de structures anatomiques. Ces résultats comparent les surfaces obtenues sans adaptation des poids de convolution (avec la méthode de (BPCBo8)) et avec les nouveaux poids calculés par notre méthode (en bas). Les modèles reconstruits sont affichés en jaune, les zones bleues correspondant aux formes 2D initiales.

*
* *

Nous venons de voir les enjeux et difficultés à concevoir un système de modélisation 3D par croquis 2D qui soit intuitif sans être restrictif quant à la diversité des formes 3D modélisées.

La métaphore de « peinture », introduite dans *Matiss*, permet ainsi de s'affranchir de la contrainte souvent réductrice rencontrée dans la plupart des systèmes de modélisation par croquis, imposant que les contours des croquis soient des courbes simples et fermées. Par cette analogie à la peinture, l'utilisateur est ici invité à peindre des régions 2D de topologie quelconque, dont le contour est ensuite interprété comme une silhouette dans le processus de modélisation du modèle implicite.

Nous avons vu d'autre part l'intégralité du processus de modélisation d'une surface implicite 3D, depuis l'extraction du squelette géométrique de la région 2D jusqu'au maillage de la surface 3D, en passant par la création du squelette implicite pondéré et la génération du potentiel par convolution de ce squelette avec le noyau de Cauchy ; ce dernier permettant d'obtenir des surfaces à l'aspect organique.

Une attention particulière a été portée à l'étape d'extraction du squelette géométrique ; sur lui reposant la qualité et la conformité de la surface reconstruite.

Enfin, nous avons mis en lumière le problème fréquemment rencontré lors de l'utilisation d'un noyau de convolution - à savoir un lissage trop important de la surface, entraînant une perte des extrema locaux de courbure - et nous y avons proposé une solution.

Les travaux de recherche concernant la conception de ce système ont fait l'objet de la publication suivante :

« *Matisse : Painting 2D regions for Modeling Free-Form Shapes* » (BPCBo8).
Adrien Bernhardt, Adeline Pihuit, Marie-Paule Cani, Loïc Barthe.
Sketch-Based Interfaces and Modeling (SBIM), Annecy, France, Juin 2008.

*
* *

Si maintenant nous nous intéressons à la modélisation de surfaces organiques, nous prenons rapidement conscience que ce système, certes intuitif pour la création de modèles 3D

relativement simples ou façonnables de façon incrémentale, n'est pas adapté à la modélisation de structures ne possédant aucun axe de symétrie qui soit plan.

La figure ci-dessous illustre ainsi une vertèbre modélisée dans *Matiss*, à partir de 5 points de vue différents.

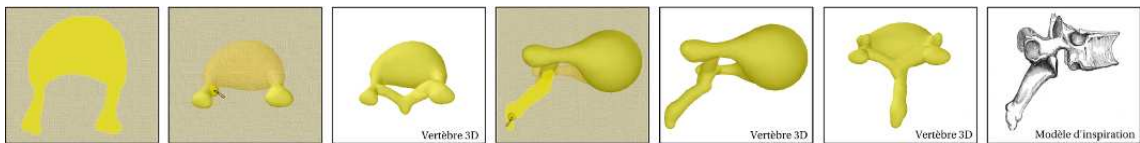


FIG. 6.7 – Modélisation d'une vertèbre dans *Matiss*, réalisée en 10 min environ, à partir de 5 étapes de croquis. Il est difficile, voire impossible, de contrôler la courbure du modèle, que ce soit au niveau de ses extrémités, ou même sur son profil vu de droite. Il est par ailleurs tout autant difficile d'obtenir les cavités représentées sur le modèle d'inspiration. *Matiss* permet cependant de dessiner une région 2D topologiquement non sphérique, ce qui est un atout indéniable pour de la modélisation de structures organiques.

Un tel processus de modélisation semble quelque peu chaotique et très approximatif dans un contexte d'enseignement interactif, d'autant plus que les anatomistes disposent à ce jour d'images médicales bien plus précises et qui seraient ainsi plus appropriées. Il semble donc naturel d'explorer une seconde approche de la modélisation par croquis, une approche reposant sur un ensemble de plans de coupe lorsque la structure organique s'y prête relativement bien.

*
* *

Troisième partie

**Modélisation
d'une surface implicite 3D
à partir de plans de coupe**

La science, c'est ce que le père enseigne à son fils. La technologie, c'est ce que le fils enseigne à son papa.

Michel Serres



Cette partie du manuscrit explore un second aspect de la modélisation 3D, cette fois-ci à partir de régions 2D définies dans un ensemble de plans parallèles.

Cette approche devrait ainsi permettre de modéliser de façon naturelle des structures organiques que les anatomistes ont coutume de visualiser sous forme d'images médicales obtenues par scanner.

Les régions 2D de chacun des plans ne sont alors plus perçues comme une silhouette de la surface, mais comme des contours échantillonnés du modèle 3D, à des distances arbitraires l'un de l'autre, et devant être interpolés.

Après l'étude des problématiques et contraintes imposées par notre contexte de modélisation anatomique interactive, nous développerons en détails l'algorithme de reconstruction que nous avons conçu pour obtenir des surfaces à l'aspect organique interpolant au mieux les régions 2D contenues dans chacun des plans. Seront ensuite présentés l'interface mise en place pour offrir une édition interactive de ces modèles 3D ainsi que différents exemples de structures organiques obtenues avec notre approche.

7

PROBLÉMATIQUE ET PREMIÈRES RÉFLEXIONS

Si les nouvelles techniques d'imagerie médicale offrent des données de plus en plus riches et diverses, ces données ne sont pour autant pas toujours précises. Ceci s'explique par la difficulté même à pouvoir isoler les structures anatomiques dignes d'intérêt lors de la capture de ces images.

Parallèlement, ces images - nécessitant souvent un traitement manuel - sont de plus en plus fréquemment utilisées, aussi bien par les professeurs pour illustrer leurs cours d'anatomie, que par les cliniciens eux-mêmes pour établir des diagnostics médicaux ou préparer une intervention. Un système permettant à la fois de segmenter ces images IRM pour en dégager les structures principales, de visualiser la structure anatomique associée, puis de pouvoir rectifier manuellement les données si nécessaire tout en visualisant les modifications sur la surface, serait ainsi propice à une utilisation plus interactive de ces données. Or, à l'heure actuelle, nous n'avons pas connaissance de l'existence d'un tel outil.

Notre objectif est donc de concevoir un tel outil, sans pour autant le restreindre à l'utilisation d'images IRM. Pour ce faire, nous allons étendre notre méthode de reconstruction dans un plan, présentée précédemment, à la reconstruction d'une surface à partir de régions définies dans un ensemble de plans parallèles. Notons que ces plans peuvent aussi bien contenir des images IRM, qu'être initialement vides. Dans ce dernier cas, l'on pourra dessiner à loisir dans chacun d'entre eux afin de modéliser des surfaces de tout genre, organiques ou non.

7.1 OBJECTIFS ET CONTRAINTES

Comme nous l'avons vu en Chapitre 2, différents travaux se sont intéressés par le passé à la reconstruction de surfaces à partir d'un ensemble de plans parallèles. Parmi ces travaux, celui de (GA98) avait retenu notre attention ; leur approche par surfaces implicites permettant de modéliser des surfaces à l'aspect organique tout en offrant une certaine interactivité dans le cas de l'édition des régions 2D. Néanmoins, leur évaluation du potentiel en un point de l'espace consistant à sommer les potentiels générés par les deux plans de part et d'autre de ce point, la surface reconstruite est sujette à deux types d'artefacts, à savoir des gonflements locaux si les potentiels générés sont trop forts, ou à l'inverse des trous si ceux-ci sont trop faibles.

Les avantages et inconvénients de cette méthode nous amènent ainsi à redéfinir nos objectifs et contraintes :

1. La surface reconstruite est fermée et arrondie aux extrémités, présentant ainsi un aspect organique ;
2. La surface reconstruite doit être lisse (le potentiel est alors continu C^1 dans l'ensemble de l'espace) ;
3. Les formes 2D utilisées comme « données d'entrée » sont de genre topologique quelconque ;
4. L'édition des plans doit être interactive.

Si la méthode plus récente d'Olivier Palombi (Palo6), co-encadrant de cette thèse, ne permet pas d'obtenir un potentiel C^1 dans l'ensemble de l'espace, elle résoud néanmoins l'ensemble des autres contraintes, et mérite ainsi d'être détaillée.

7.2 NOTATIONS

Pour plus de clarté, nous donnons ici les notations utilisées dans ce chapitre et le suivant pour nommer les différents plans, points et potentiels. Notons qu'une majuscule « P » sera utilisée lorsque nous évoquerons un plan, et une minuscule « p » lorsque nous ferons référence à un point de l'espace.

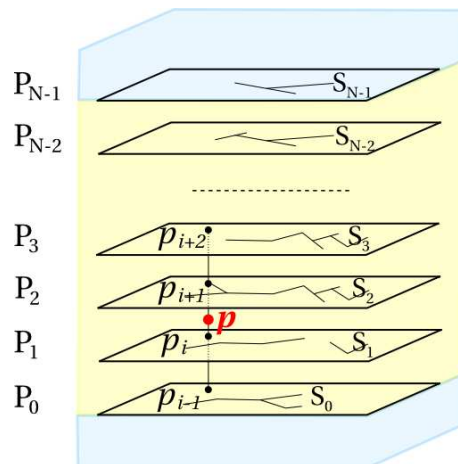


FIG. 7.1 – Notations utilisées dans la suite de ce chapitre et le suivant. Les zones bleues représentent l'espace en dehors des plans extrémaux dans lesquels l'on souhaite obtenir une surface fermée et arrondie, présentant ainsi un aspect organique. D'autres part, les squelettes S_i extraits des régions 2D initialement dessinées dans ces plans P_i sont indiqués dans chacun de ceux-ci, ainsi que les quatre points projetés d'un point p sur ses plans voisins.

Soient les notations suivantes :

- $P_0 \dots P_{N-1}$: les N plans parallèles considérés.
- $S_0 \dots S_{N-1}$: les N squelettes implicites supportés par les plans $P_0 \dots P_{N-1}$.

- P_i et P_{i+1} : les plans de part et d'autre d'un point p .
- p_i (resp. p_{i+1}) : le point projeté de p sur P_i (resp. sur P_{i+1}).
- $f_{s_i}(p)$ (resp. $f_{s_i}(p_i)$) : le potentiel généré par le squelette S_i au point p (resp. au point p_i).
- $f_{s_{i+1}}(p)$ (resp. $f_{s_{i+1}}(p_{i+1})$) : le potentiel généré par le squelette S_{i+1} au point p (resp. au point p_{i+1}).

7.3 APPROCHE INTUITIVE, PROPOSÉE PAR [PALO6]

De façon similaire à (GA98) et (JC94), la méthode proposée par (Pal06) repose sur l'interpolation des potentiels diffusés dans chacun des plans de coupe. Afin d'obtenir une surface « arrondie » à l'aspect organique au niveau de ses extrémités, (Pal06) extrapole les données en dehors des plans de coupe en utilisant directement le squelette de convolution supporté par ces plans (c'est-à-dire les squelettes S_0 et S_{N-1}).

7.3.1 Interpolation linéaire des potentiels générés au point p

Entre les plans, la première idée de (Pal06) est de calculer le potentiel en un point p par interpolation linéaire des potentiels *générés en ce point p* par chacun des squelettes S_i et S_{i+1} . Soit $F_1(p)$ ce potentiel, et d la distance euclidienne. $F_1(p)$ s'exprime alors par :

$$F_1(p) = \alpha f_{s_i}(p) + (1 - \alpha) f_{s_{i+1}}(p) \quad (7.1)$$

avec

$$\alpha = \frac{d(p, P_{i+1})}{d(P_i, P_{i+1})} \quad (7.2)$$

Cependant, comme le montre la figure 7.2 (gauche), cette approche ne permet pas d'obtenir une surface « tendue » lorsque les plans sont trop éloignés relativement au potentiel généré par chacun d'entre eux. De façon similaire à (GA98), dans le cas extrême où les plans génèrent un potentiel bien trop faible relativement à la distance qui les sépare, la surface reconstruite peut perdre sa connexité.

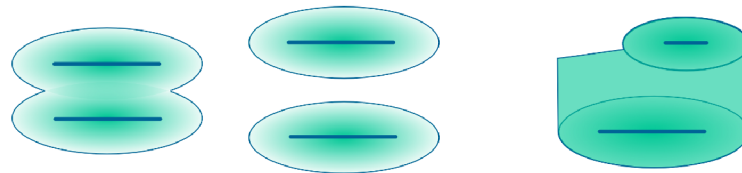


FIG. 7.2 – A gauche : reconstruction d'une surface à partir de 2 plans et du potentiel F_1 . Calculer le potentiel en un point p par interpolation linéaire des potentiels générés en p par les plans voisins ne permet pas de conserver la connexité de la surface dans le cas de plans trop éloignés relativement à la force du potentiel diffusé, ni même d'obtenir une surface tendue. A droite : reconstruction d'une surface à partir de 2 plans et du potentiel F_2 . Interpoler uniquement les potentiels aux points projetés provoque une « cassure » brusque de la surface au niveau du plan à faible potentiel.

7.3.2 Interpolation linéaire des potentiels générés aux points projetés

La seconde idée de (Palo6) est alors de calculer le potentiel en un point p par interpolation linéaire des potentiels *générés aux points projetés* sur les plans, de part et d'autre de ce point. Soit $F_2(p)$ ce potentiel :

$$F_2(p) = \alpha f_{s_i}(p_i) + (1 - \alpha) f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) \quad (7.3)$$

Comme le montre la figure 7.2 (droite), cette approche pose un autre problème : dans le cas d'un potentiel bien plus fort dans un plan que dans l'autre, l'interpolation linéaire de ces potentiels conduit à une « cassure » brusque de la surface au niveau du plan à faible potentiel. Cet artefact sera étudié en détail en Section 8.5.

7.3.3 Combinaison des deux approches

Finalement, (Palo6) propose d'interpoler ces deux types de potentiels, afin de conserver la connexité de la surface tout en lui conférant son aspect arrondi et organique fourni par le noyau de convolution. Le potentiel en un point p est alors calculé par :

$$F(p) = \beta * F_1(p) + (1 - \beta) * F_2(p) \quad (7.4)$$

avec

$$\beta = \left| \frac{f_{s_{i+1}}(p) - f_{s_i}(p_i)}{f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) + f_{s_i}(p_i)} \right| \quad (7.5)$$

La figure 7.3 illustre le résultat obtenu avec cette approche.

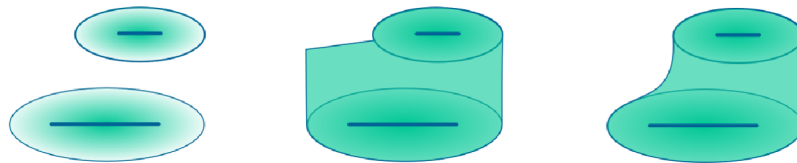


FIG. 7.3 – A gauche : reconstruction d'une surface à partir de 2 plans et du potentiel F_1 seul. Au centre, reconstruction de la surface avec ces mêmes plans et le potentiel F_2 seul. A droite : l'interpolation linéaire entre les potentiels F_1 et F_2 permet de générer une surface à l'aspect organique qui reste connexe quelle que soit la distance entre les plans.

7.4 BILAN ET PROBLÈMES IDENTIFIÉS

Notons que les deux cas particuliers, qui posaient problème auparavant avec les calculs seuls de F_1 ou F_2 , sont en partie résolus ¹ :

¹Pour illustrer ces cas particuliers, l'on considère que le potentiel généré en un point quelconque a une valeur comprise entre 0 (potentiel nul) et 1 (potentiel maximal, sur la source)

1. Dans le cas extrême où deux régions 2D consécutives sont fortement différentes, c'est-à-dire $f_{s_i}(p_i) = 1$ et $f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) = 0$ par exemple, le potentiel F au point p est alors égal au potentiel généré par les deux squelettes S_i et S_{i+1} en ce point ($\beta = 1$ et $F(p) = F_1(p)$). Si l'on a $f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) = 0$, cela signifie aussi que le potentiel $f_{s_{i+1}}(p)$ est négligeable. On obtient finalement $F(p) \simeq f_{s_i}(p)$; et la surface 3D ainsi reconstruite dans cette zone est lisse et « arrondie ».
2. Si les deux plans adjacents génèrent un potentiel de même ordre de grandeur en p_i et p_{i+1} - prenons le cas extrême dans lequel $f_{s_i}(p_i) = f_{s_{i+1}}(p_{i+1})$ -, alors $\beta = 0$ et le potentiel au point p dépend uniquement de F_2 . Dans ce cas, la surface reste connexe et « tendue » quelle que soit la distance entre les plans.

Notons cependant que le premier problème n'est qu'à demi résolu (Fig. 7.4). Considérons deux plans *très proches*, le point p tel que $f_{s_i}(p_i) = 1$ et $f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) = 0$, et le fait que le potentiel généré par P_i soit si important que l'isosurface englobe le plan P_{i+1} . D'après l'équation (7.4), le potentiel en p sera donc égal à $f_{s_i}(p)$. Cependant, proche du plan P_{i+1} , ce potentiel sera toujours très supérieur à l'isovaleur, et le modèle 3D présentera malgré tout une « cassure » brusque de sa surface.



FIG. 7.4 – Illustration d'un problème persistant avec la méthode de (Palo6). Dans le cas où les plans sont très proches, et si l'un de ces plans génère un potentiel fort recouvrant le plan voisin tandis que celui-ci génère un faible potentiel (à gauche), la surface reconstruite présentera une « cassure » brusque au niveau du plan à faible potentiel (à droite), le potentiel étant uniquement calculé par F_1 dans cette zone (car $\beta = 1$)

Ainsi, si cette approche offre une première solution dans le cas de plans successifs très différents, comme cela peut être le cas si l'on dispose d'image IRM sous-échantillonnées, quelques artefacts persistent dans les cas particuliers, et, de façon plus générale, le champ potentiel généré dans l'ensemble de l'espace n'est pas lisse (continu C^1), ceci venant de l'utilisation même de l'interpolation linéaire par morceaux. Or, il est important de disposer d'un champ potentiel lisse si l'on souhaite pouvoir par la suite mélanger des structures ainsi reconstruites avec d'autres surfaces implicites de la scène. Pour obtenir une surface plus lisse, (Palo6) propose d'utiliser des B-splines. Cependant, ces splines sont des splines d'approximation et non d'interpolation : s'assurer que la surface reconstruite passe exactement par les contours dans chacune des coupes n'est alors plus possible.

C'est à la lumière de toutes ces constatations et expérimentations que nous avons conçu notre méthode, résolvant l'ensemble de ces problèmes.

8

CALCUL D'UNE FONCTION POTENTIEL C^1 OFFRANT UN ASPECT ORGANIQUE AUX SURFACES

Comme exposé par l'approche précédente, interpoler linéairement par morceaux des potentiels deux à deux ne permet pas d'obtenir une surface continûment lisse. Notre méthode consiste donc à interpoler les potentiels entre 4 plans en utilisant des splines cubiques, tout en prenant en compte les cas particuliers dans lesquels des plans consécutifs présentent des régions 2D très différentes. Par ailleurs, notre méthode s'attache à conférer à la surface un aspect organique - sans trou et ni gonflement - quelle que soit la distance entre les plans. Pour ce faire, nous calculons une déformation de l'espace à appliquer dans le voisinage de chacun des squelette, comme cela sera expliqué en Section 8.5.

8.1 ANALYSE DES CONTRAINTES

Nous avons trois fortes contraintes :

8.1.1 Contrainte n°1 :

Puisque notre objectif est d'offrir une surface à l'aspect organique, les extrémités de cette surface en dehors des plans extrémaux doivent idéalement être reconstruites par les i-squelettes de ces plans convolués au noyau de Cauchy, comme dans le cas d'une reconstruction à partir d'un seul plan.

8.1.2 Contrainte n°2 :

La seconde contrainte est d'obtenir une surface et un champ potentiel lisses (continuité C^1) dans l'ensemble de l'espace entre les plans. Pour ce faire, nous utilisons des splines cardinales afin d'interpoler les potentiels entre quatre plans (point p_1 sur la figure 8.3).

8.1.3 Contrainte n°3 :

Cependant, si l'on utilise cette interpolation par splines sur l'ensemble des plans sans se soucier des disparités de potentiels entre deux plans, la surface reconstruite dans ces zones particulières ne sera pas « tendue », voire présentera de vives arêtes, identiquement au problème rencontré par (Palo6) (Fig. 7.2, droite).

Ce problème est dû à la diffusion non linéaire du potentiel généré par le noyau de Cauchy : interpoler avec des valeurs nulles ne permet pas d'obtenir un potentiel décroissant linéairement et de façon douce, ce qui peut conduire à la création de gonflements et de caractéristiques anguleuses, comme schématisés sur la figure 8.2 et illustrés par la figure 8.1.

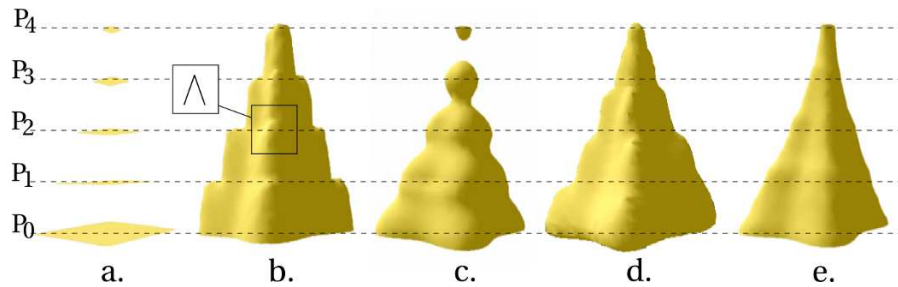


FIG. 8.1 – (a.) Pile de 5 plans contenant des régions 2D définissant une pyramide. (b.) Reconstruction par la méthode de (JC94), reposant sur l'interpolation linéaire par morceaux des potentiels : cette approche crée dans certaines régions des caractéristiques anguleuses indésirées dues à l'interpolation avec un potentiel presque nul. (c.) Reconstruction par la méthode de (GA98), consistant à sommer les contributions de chacun des plans deux à deux : la surface obtenue est plus lisse mais présente des gonflements si les plans sont trop proches, et peut être déconnectée dans le cas de plans trop éloignés. (d.) Reconstruction par interpolation simple par splines de Catmull-Rom sur 4 plans : cette approche souffre du même problème que la méthode de (JC94). (e.) Reconstruction par notre méthode.

Dans ces zones particulières, nous résolvons cette troisième contrainte en reconstruisant localement la surface avec le squelette de convolution approprié, comme dans le cas de la première contrainte (point p_2 sur la figure 8.3).

Notre objectif est maintenant d'établir la formulation adéquate permettant de combiner ces contraintes tout en assurant la continuité du champ potentiel dans les zones de transition entre ces contraintes.

8.2 FORMULATION GÉNÉRALE

L'idée générale de notre approche est de combiner le champ potentiel obtenu par interpolation par splines cubiques sur 4 plans avec celui directement généré par les squelettes de convolution dans l'espace, de telle sorte que le modèle 3D ne présente pas de « cassure » brusque de sa surface.

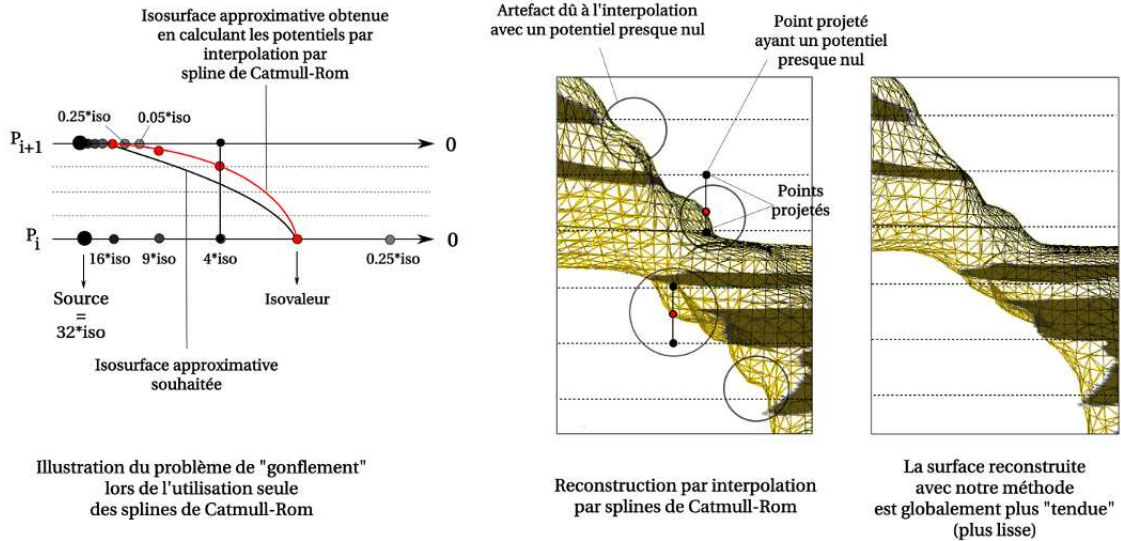


FIG. 8.2 – Illustration des artefacts dus à une interpolation avec des valeurs de potentiel négligeables (proche de 0). Ces artefacts sont dus à la diffusion non linéaire du potentiel par le noyau de Cauchy. Sur le schéma de gauche, l'influence du plan inférieur est bien plus importante que celle du plan supérieur, ce qui éloigne l'isosurface du plan inférieur.

Dans un premier temps, nous calculons pour chacun des plans, le potentiel généré dans celui-ci par le squelette implicite qui lui est associé. Puis, afin d'interpoler ces potentiels entre les plans, nous utilisons des splines de Catmull-Rom, qui sont un cas particulier des splines cardinales ayant un paramètre de tension égal à 0.5.

Soit $f_{CR}(p)$ le potentiel généré au point p par interpolation par splines de Catmull-Rom. Ce potentiel - calculé à partir des potentiels générés aux points projetés dans les quatre plans de part et d'autre de ce point, c'est-à-dire en utilisant les 4 points p_{i-1} , p_i , p_{i+1} et p_{i+2} - est donné par :

$$f_{CR}(p) = (u^3, u^2, u, 1)^T M(f_{s_{i-1}}(p_{i-1}), f_{s_i}(p_i), f_{s_{i+1}}(p_{i+1}), f_{s_{i+2}}(p_{i+2})) \quad (8.1)$$

- avec u un paramètre compris entre 0 et 1 ($0 \leq u \leq 1$) définissant la distance entre le point p et les plans P_i et P_{i+1} :

$$u = \frac{d(p, P_i)}{d(P_i, P_{i+1})} \quad (8.2)$$

(d étant la distance euclidienne)

- et M la matrice d'interpolation de Catmull-Rom :

$$0.5 * \begin{pmatrix} -1 & 3 & 3 & 1 \\ 2 & -5 & 4 & -1 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 2 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (8.3)$$

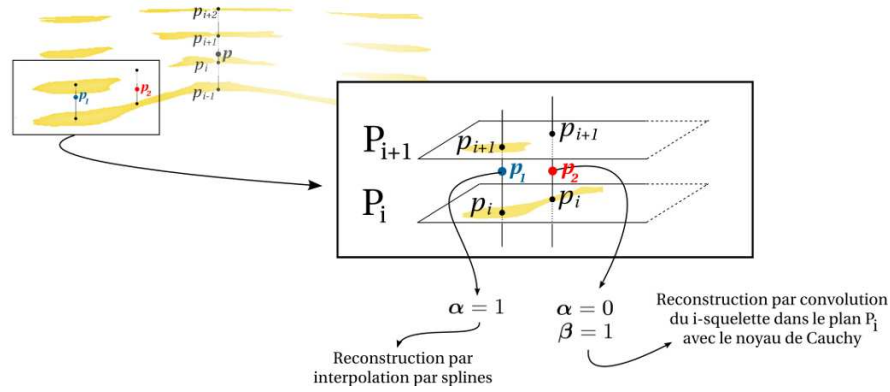


FIG. 8.3 – A gauche : 4 plans de coupe du bassin. Cette structure anatomique présente des plans voisins dans lesquels les régions 2D sont très différentes, comme dans la région encadrée par exemple. A droite : les points p_1 et p_2 sont les exemples-typé pour lesquels le potentiel doit être calculé différemment : par interpolation sur 4 plans pour p_1 et par convolution du squelette S_i avec le noyau de Cauchy pour p_2 . Notons que le champ potentiel calculé entre p_1 et p_2 doit rester lisse. Les paramètres α et β seront détaillés en Section 8.3.

Soit maintenant $f_C(p)$ le potentiel généré au point p par convolution des i -squelettes avec le noyau de Cauchy. Puisque p est situé entre les plans P_i et P_{i+1} , le calcul de $f_C(p)$ dépend uniquement des potentiels générés par les squelettes S_i et S_{i+1} .

Nous calculons alors $f_C(p)$ par la formulation suivante :

$$f_C(p) = \beta f_{S_i}(p) + (1 - \beta) f_{S_{i+1}}(p) \quad (8.4)$$

avec β un paramètre compris entre 0 et 1 ($0 \leq \beta \leq 1$). Les détails concernant le calcul de ce paramètre seront donnés dans la section suivante.

A cette étape de la réflexion, nous disposons donc, pour tout point p de l'espace, de deux potentiels calculés par des approches différentes : $f_{CR}(p)$ et $f_C(p)$. Il est important de noter que le champ potentiel f_{CR} est continu C^1 , et qu'il en sera de même pour le champ potentiel f_C si nous calculons de façon appropriée le paramètre β .

Si l'on admet que les deux champs potentiel sont C^1 , nous pouvons donc calculer un champ potentiel C^1 en tout point de l'espace par la combinaison suivante :

$$F(p) = \alpha f_{CR}(p) + (1 - \alpha) f_C(p) \quad (8.5)$$

avec α un réel tel que $0 \leq \alpha \leq 1$. Le champ potentiel F sera bien entendu lisse si et seulement le calcul de α respecte cette contrainte.

La figure 8.4 illustre à la fois cette formulation et les valeurs de α et β en fonction de deux seuils décrits ci-après.

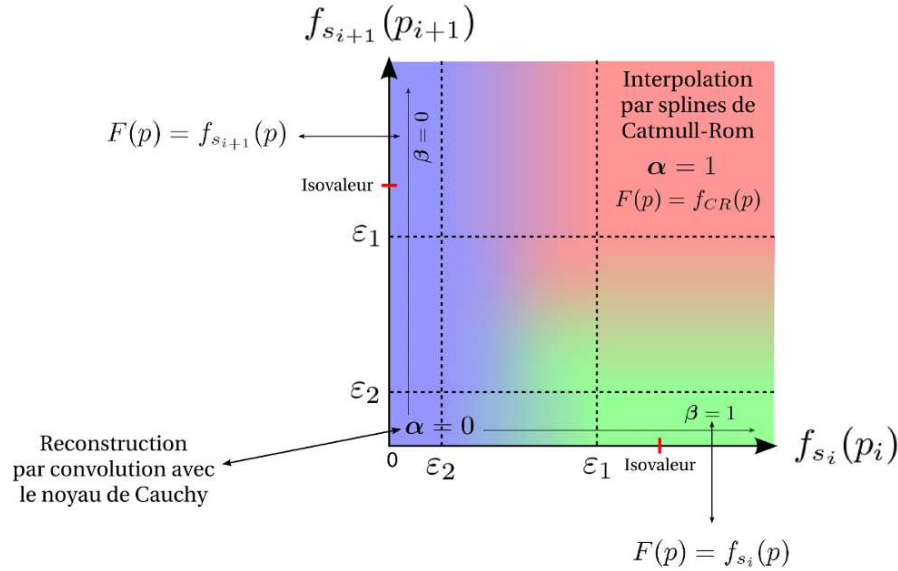


FIG. 8.4 – Illustration de la formulation (8.5) permettant de combiner de façon lisse l’approche par interpolation splines de Catmull-Rom avec l’approche par convolution avec le noyau de Cauchy. Les valeurs de α et β dépendent de $f_{s_i}(p_i)$ et $f_{s_{i+1}}(p_{i+1})$ relativement aux seuils ϵ_1 et ϵ_2 .

8.3 CALCUL DES PARAMÈTRES α ET β

Les paramètres α et β sont calculés de sorte d’assurer la continuité C^1 du champ potentiel dans l’ensemble de l’espace. Pour ce faire, nous introduisons deux seuils, ϵ_1 et ϵ_2 , utilisés pour délimiter les régions dans lesquelles chacun des potentiels f_{CR} et f_C doit être appliqué, sinon les deux.

En pratique, le seuil ϵ_1 définissant une première frontière très proche de la surface, nous prenons $\epsilon_1 = 0.5 * T$, cette valeur s’expliquant par la forte pente du noyau de Cauchy, comme décrite en Section 5.4 par la figure 5.5. Le second seuil marque quant à lui une frontière avec les potentiels négligeables. Nous prenons ainsi $\epsilon_2 = 0.1 * T$. La figure 8.5 illustre la distance entre les courbes de potentiel $\epsilon_1 = 0.5 * T$ et $\epsilon_2 = 0.1 * T$ par rapport à l’isovaleur de la surface.

8.3.1 Calcul de α

Nous appelons « point entièrement inclus dans la surface » un point p dont les points projetés p_i et p_{i+1} ont tous deux un potentiel supérieur au seuil ϵ_1 . Sur la figure 8.3, le point p_1 est ainsi défini comme « point entièrement inclus dans la surface ». Intuitivement, l’on souhaite que le potentiel en ce point soit calculé uniquement par interpolation par splines de Catmull-Rom. Il s’ensuit que nous devons faire en sorte d’avoir $\alpha = 1$ dans ce cas.

Considérons maintenant un point dont l’un de ses points projetés a une valeur de potentiel presque nulle ; c’est le cas du point p_2 sur la figure 8.3, ou encore des points rouges sur la

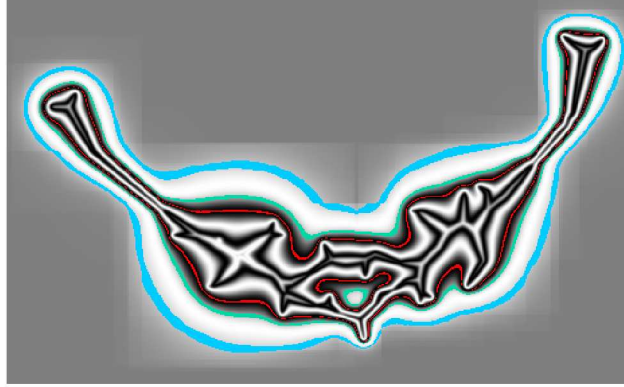


FIG. 8.5 – Représentation de la diffusion du potentiel par le noyau de Cauchy, sous forme de courbes sinusoïdales en niveaux de gris. La courbe rouge indique l'isovaleur T , la courbe verte, toute proche de la rouge, représente les points dont le potentiel est égal à $\varepsilon_1 = 0.5 * T$, et la courbe bleue les points dont le potentiel est égal à $\varepsilon_2 = 0.1 * T$.

figure 8.2 (au centre). Dans ce cas particulier, l'idéal serait de générer le potentiel en ce point à partir de la formulation du noyau de Cauchy seule, associée au i-squelette approprié. Ceci signifie qu'il nous faut avoir $\alpha = 0$ dans l'équation (8.5).

Afin d'obtenir une interpolation lisse entre ces deux cas extrêmes, nous calculons α en utilisant l'une des fonctions de base de Hermite, à savoir la fonction h_{01} définie par :

$$h_{01}(t) = -2t^3 + 3t^2 \quad (8.6)$$

Notons que cette fonction, dont le profil est décrit sur la figure 8.6, a des tangentes horizontales aux bornes de l'intervalle de son domaine de définition (intervalle $[0,1]$). Cette caractéristique permet ainsi de conserver la continuité C^1 du champ potentiel lors des « raccords » à droite et à gauche de la fonction, avec d'une part l'application de f_C seul ($\alpha = 1$) et d'autre part, l'application de f_{CR} seul ($\alpha = 0$).

Une façon de satisfaire les contraintes précédemment posées sur α est alors de considérer le produit tensoriel de deux splines α_1 et α_2 tel que :

$$\alpha = \alpha(f_{s_i}(p_i), f_{s_{i+1}}(p_{i+1})) = \alpha_1(f_{s_i}(p_i)) * \alpha_2(f_{s_{i+1}}(p_{i+1})) \quad (8.7)$$

avec

$$\alpha_1(f_{s_i}(p_i)) = \begin{cases} 0 & \text{si } f_{s_i}(p_i) < \varepsilon_2 \\ 1 & \text{si } f_{s_i}(p_i) > \varepsilon_1 \\ h_{01}\left(\frac{f_{s_i}(p_i) - \varepsilon_2}{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}\right) & \text{sinon} \end{cases} \quad (8.8)$$

et

$$\alpha_2(f_{s_{i+1}}(p_{i+1})) = \begin{cases} 0 & \text{si } f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) < \varepsilon_2 \\ 1 & \text{si } f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) > \varepsilon_1 \\ h_{01}\left(\frac{f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) - \varepsilon_2}{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}\right) & \text{sinon} \end{cases} \quad (8.9)$$

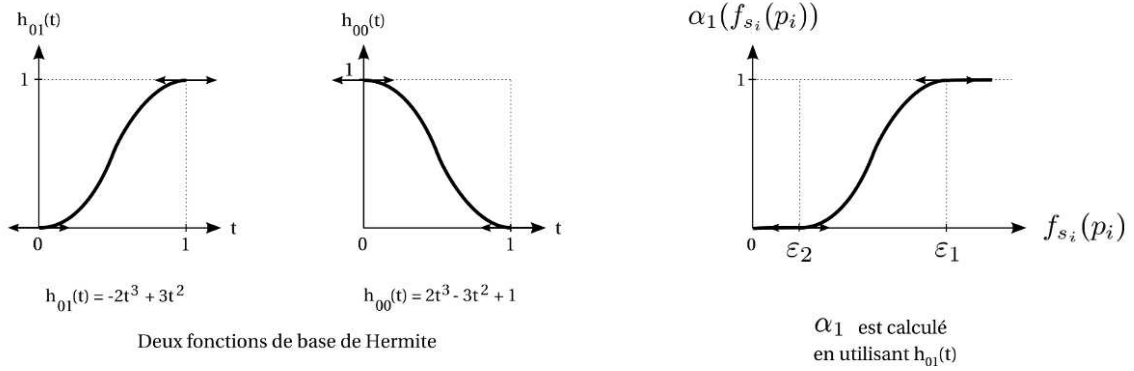


FIG. 8.6 – *A gauche : profils des deux fonctions de base de Hermite h_{01} et h_{00} , utilisées pour calculer les paramètres α et β . A droite : profil de $\alpha_1(f_{s_i}(p_i))$ en fonction de $f_{s_i}(p_i)$ et des seuils ε_1 et ε_2 . $\alpha_1(f_{s_i}(p_i))$ est calculé en utilisant la fonction de base h_{01} , de même que les paramètres $\alpha_2(f_{s_{i+1}}(p_{i+1}))$ et $\beta_1(f_{s_i}(p_i))$ (non illustrés ici). Le paramètre $\beta_2(f_{s_{i+1}}(p_{i+1}))$ sera quant à lui calculé selon la même approche, en utilisant la fonction de base h_{00} .*

8.3.2 Calcul de β

Le calcul de β est similaire à celui de α . Comme décrit sur la figure 8.4, β dépend à la fois de $f_{s_i}(p)$ et $f_{s_{i+1}}(p)$, ainsi que des seuils ε_1 et ε_2 . Nous exprimons ainsi β par :

$$\beta = \beta(f_{s_i}(p_i), f_{s_{i+1}}(p_{i+1})) = \beta_1(f_{s_i}(p_i)) * \beta_2(f_{s_{i+1}}(p_{i+1})) \quad (8.10)$$

Cependant, pour passer de façon lisse de l'utilisation du potentiel généré par le squelette S_i à celui généré par le squelette S_{i+1} suivant le contexte et sans privilégier l'un aux dépens de l'autre, il est nécessaire d'utiliser deux fonctions de base de Hermite qui soient symétriques par rapport au centre de l'intervalle de définition. Nous faisons ainsi appel aux fonctions h_{01} - déjà utilisée pour le calcul de α - et h_{00} , définie par :

$$h_{00}(t) = 2t^3 - 3t^2 + 1 \quad (8.11)$$

La figure 8.6 décrit les profils de ces deux fonctions.

Nous pouvons ainsi calculer $\beta_1(f_{s_i}(p_i))$ et $\beta_2(f_{s_{i+1}}(p_{i+1}))$ tels que :

$$\beta_1(f_{s_i}(p_i)) = \begin{cases} 0 & \text{si } f_{s_i}(p_i) < \varepsilon_2 \\ 1 & \text{si } f_{s_i}(p_i) > \varepsilon_1 \\ h_{01}\left(\frac{f_{s_i}(p_i) - \varepsilon_2}{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}\right) & \text{sinon} \end{cases} \quad (8.12)$$

et

$$\beta_2(f_{s_{i+1}}(p_{i+1})) = \begin{cases} 1 & \text{si } f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) < \varepsilon_2 \\ 0 & \text{si } f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) > \varepsilon_1 \\ h_{00}\left(\frac{f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) - \varepsilon_2}{\varepsilon_1 - \varepsilon_2}\right) & \text{sinon} \end{cases} \quad (8.13)$$

L'utilisation des splines d'Hermite nous permet ainsi de combiner les deux types de potentiels dont nous disposons, et d'obtenir une surface lisse à l'aspect organique dans le cas de

régions 2D très différentes, tout en conservant une interpolation locale du potentiel qui assure la continuité C^1 du champ entre les plans.

Notre dernier objectif est maintenant de prendre en compte la première contrainte fixée (Section 8.1), à savoir, extrapoler les données en dehors des plans extrémaux afin que la surface présente aussi un aspect organique au niveau de ses extrémités.

8.4 EXTRAPOLATION DES DONNÉES EN DEHORS DES PLANS EXTRÉMAUX (PLANS P_0 ET P_{N-1})

Nous souhaitons obtenir une surface aux extrémités arrondies en dehors des plans extrémaux. Or, le noyau de Cauchy convolué aux squelettes implicites fournissant naturellement un potentiel présentant ce profil, il serait judicieux de calculer les extrémités de la surface en utilisant uniquement les i -squelettes définis dans ces plans extrémaux.

Afin d'inclure cette contrainte dans la formulation (8.5) - et par là même d'assurer la continuité C^1 du champ potentiel au passage de ces plans - le paramètre α doit être égal à 0 dans ce cas. Nous devons donc avoir $\alpha_1(f_{s_i}(p_i)) = 0$ ou $\alpha_2(f_{s_{i+1}}(p_{i+1}))$.

Pour ce faire, nous créons un plan virtuel P_{-1} sous le premier plan P_0 , ainsi qu'un second plan virtuel P_N au dessus du dernier plan, auxquels nous assignons un potentiel nul sur l'ensemble de leur surface.

Ainsi, chacun des points situés sous le premier plan est alors compris entre les plans P_i et P_{i+1} avec $i = -1$, (c'est-à-dire entre les plans P_{-1} et P_0). Nous avons donc $f_{s_i}(p_i) = 0$, ce qui implique $\alpha_1(f_{s_i}(p_i)) = 0$.

Nous avons aussi $\beta_1(f_{s_i}(p_i)) = 0$, et donc $\beta = 0$.

Finalement, si nous faisons appel à l'équation (8.5) avec ces valeurs, nous obtenons :

$$F(p) = f_C(p) = f_{s_{i+1}}(p) = f_{s_0}(p) \quad (8.14)$$

Cette extrémité de la surface est ainsi reconstruite au moyen seul du i -squelette S_0 comme nous le souhaitons.

Naturellement, le calcul des potentiels pour l'extrémité supérieure de la surface se fait de la même façon, en utilisant les plans P_{N-1} et P_N , et le i -squelette S_{N-1} .

Notons par ailleurs que ces extrémités peuvent être plus ou moins bombées, suivant un certain facteur d'échelle. Davantage de détails sont donnés en Section 8.6.

8.5 PRÉVENIR LES GONFLEMENTS DE LA SURFACE

Lors de l'étude de la méthode de reconstruction de (Palo6), nous avons mis en lumière un problème de gonflement de la surface et de « cassure » brusque de celle-ci dans le cas où le potentiel généré par l'un des plans était très élevé et celui généré par le plan voisin très faible.

Dans ce cas-ci, et avec notre approche, la surface ne souffrira pas de cet artefact, mais présentera un autre problème : le plan générant peu de potentiel sera englobé par le potentiel voisin, et la surface n'interpolera plus correctement les contours de ce plan, comme illustré par la figure 8.7 (gauche).

En effet, si nous revenons à notre formulation 8.5, et en considérant que le point p est inclus dans le plan P_i au potentiel nul, nous avons donc :

$$[(\alpha = 0) \& (f_{s_i}(p_i) = 0)] \Rightarrow F(p) = f_{s_{i+1}}(p) \quad (8.15)$$

Ainsi, y compris dans le plan P_i lui-même, le potentiel appliqué est celui généré par le plan ayant un fort potentiel. Nous reviendrons sur cette remarque en Section 8.6.

Afin de prévenir ces artefacts, nous pré-calculons autour de chacun des plans ce que nous appelons une « déformation de l'espace », qui assure que le potentiel généré par l'un des squelettes n'englobe pas les plans voisins.

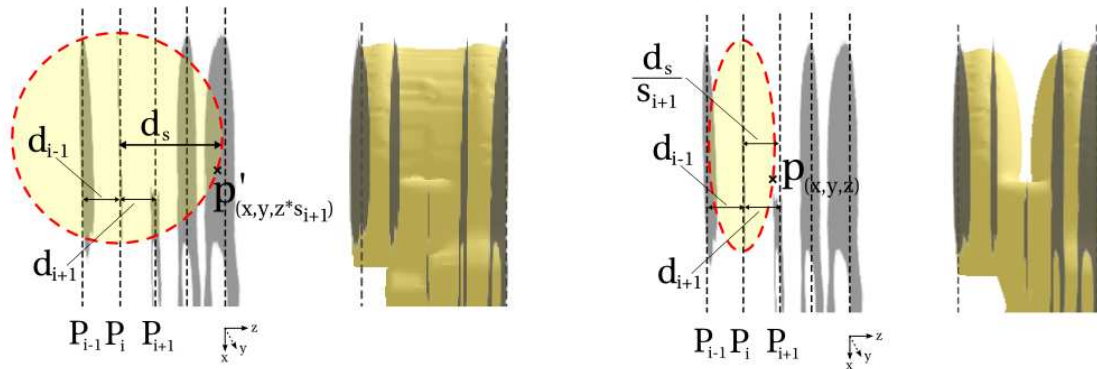


FIG. 8.7 – Reconstruction d'une surface à partir de 5 plans, le plan central ne contenant qu'une petite région à reconstruire dans le bas. La sphère en pointillée représente le potentiel supérieur à l'isovaleur T généré par le squelette S_i . A gauche : le potentiel généré par P_i recouvre le plan P_{i+1} qui est vide dans cette région ($f_{s_{i+1}}(p_{i+1}) = 0$). La surface reconstruite n'interpole donc plus correctement les contours dans ce plan. A droite : application de notre « déformation de l'espace ». Le potentiel généré par le squelette S_i est ainsi adapté pour que l'isosurface n'englobe pas le plan voisin : le haut du plan central est maintenant correctement reconstruit.

Pour ce faire, nous procédons comme suit.

Soit S_i le squelette supporté par le plan P_i . Ce squelette génère un potentiel qui décroît avec la distance. Soit d_s la distance maximale au plan P_i à laquelle le champ potentiel est égal à l'isovaleur T . Soit d_{i+1} (resp. d_{i-1}) la distance entre les plans P_i et P_{i+1} (resp. P_{i-1}).

Si l'on considère que l'isosurface générée par S_i ne recouvre pas P_{i+1} si et seulement si $d_s < d_{i+1}$, alors nous pouvons calculer un facteur d'échelle s_{i+1} à appliquer à l'espace compris entre P_i et P_{i+1} . Ce facteur est simplement égal à :

$$s_{i+1} = \frac{d_s}{d_{i+1}} \quad (8.16)$$

Le facteur d'échelle s_{i-1} à appliquer à l'espace entre P_i et P_{i-1} est calculé de façon similaire.

D'un point de vue pratique, faisons deux remarques :

1. Afin de maintenir l'isosurface à une « petite » distance du plan au faible potentiel, nous n'utilisons pas d_{i+1} mais plutôt $\lambda * d_{i+1}$, ce qui assure un petit espace entre l'isosurface et le plan vide, comme illustré par la figure 8.7 (droite). En pratique, nous prenons $\lambda = 0.8$.
2. En pratique, le potentiel au point $p_{(x,y,z)}$ (Fig. 8.7 (droite)) est calculé au point $p'_{(x,y,z*s_{i+1})}$ (Figure 8.7 (gauche)).

Etant donné que nous considérons chaque intervalle entre deux plans indépendamment des autres, aussi bien pour le calcul du facteur d'échelle que pour la méthode générale de reconstruction, notre approche fonctionne aussi avec des plans non équidistants. Un exemple sera donné en Section 8.7.

8.6 REMARQUE CONCERNANT LE CALCUL DE β

Nous avons mentionné dans la section précédente que le potentiel en un point p très proche d'une région vide d'un plan P_i pouvait être entièrement déterminé par un autre squelette que S_i , générant un potentiel supérieur. Or, il peut sembler contre-intuitif, dans une telle situation, d'utiliser un squelette autre que le squelette le plus proche. Notons que si nous avions voulu utiliser le squelette implicite le plus proche, plutôt que celui générant le plus fort potentiel, il aurait fallu calculer β en tenant compte de la distance euclidienne entre le point p et les plans P_i et P_{i+1} , par opposition à la distance potentiel actuellement utilisée pour le calcul de ce paramètre.

En revanche, la formulation que nous employons pour le calcul de β présente un certain avantage. Etant donné que dans le cas particulier d'un point p compris entre deux plans aux potentiels très différents, le potentiel au point p est calculé uniquement avec le squelette de plus fort potentiel, cela nous permet de pouvoir moduler l'épaisseur de la surface en jouant simultanément sur le facteur d'échelle appliqué à celui-ci. Nous pouvons choisir d'obtenir une surface très proche du plan vide, mais nous pouvons aussi préférer faire passer l'isosurface à mi-distance entre les plans par exemple. C'est par cette formulation même de β que nous obtenons une surface arrondie entre les plans P_{i-1} et P_i d'une part, et les plans P_i et P_{i+1} d'autre part, sur l'exemple de la figure 8.7.

Cette formulation est d'autant plus intéressante dans le cas de la reconstruction des extrémités. Si l'on considère par exemple le point p sous le premier plan P_0 , le potentiel au point P est généré par le squelette de plus fort potentiel, c'est-à-dire S_0 et ce, quelle que soit la distance entre p et le plan. En jouant de la même façon sur le facteur d'échelle à appliquer dans cet espace, nous avons ainsi la possibilité de reconstruire des surfaces plus ou moins bombées, comme illustré par les deux images de droite de la figure 8.8.

8.7 VALIDATION DE LA MÉTHODE SUR UN CAS D'ÉCOLE

La méthode de reconstruction que nous venons de proposer permet de résoudre l'ensemble des problèmes rencontrés dans les travaux antérieurs se consacrant à ce type de modélisation, tout en offrant des surfaces 3D lisses et à l'aspect organique, ceci y compris en dehors des plans extrémaux et au passage des plans de coupe.

La figure 8.8 compare ainsi les résultats obtenus avec les méthodes de (JC94), (GA98), (Palo6) et la nôtre, à partir d'un ensemble de 4 plans de coupe. Cet exemple est volontairement basique, ceci pour deux raisons : il permet de comparer facilement les méthodes entre elles, mais il

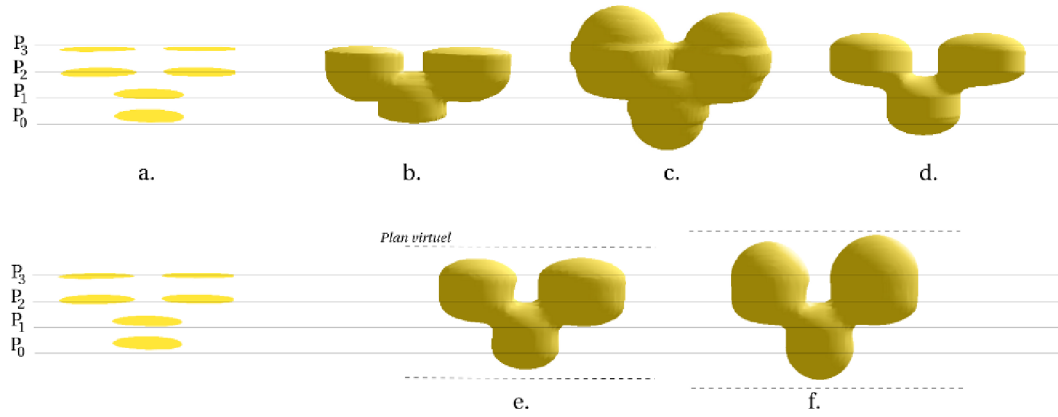


FIG. 8.8 – Comparaison des surfaces reconstruites par différentes méthodes, à partir de l'ensemble de plans de coupe présentés à gauche (a.). Les méthodes comparées sont celles de (JC94) (b.), (GA98) (c.), (Palo6) (d.) et la nôtre (e. et f.). Sur l'image (f.), les extrémités sont calculées sans déformation de l'espace, en considérant les plans virtuels suffisamment éloignés, tandis que l'image (e.) présente le résultat obtenu en considérant les plans virtuels tel qu'indiqués par les lignes en pointillés.

permet aussi de comparer les résultats obtenus avec *ce que l'on pourrait s'attendre à voir* à partir de croquis aussi simples que ceux de l'image de gauche. Il aurait été plus difficile de valider visuellement les résultats obtenus si nous nous étions appuyés sur un ensemble de données réelles de structures organiques dont on ne connaît pas précisément la forme 3D.

Nous pouvons ainsi observer que la surface reconstruite avec (JC94) (Fig. b.) est coupée aux extrémités, ce qui s'explique par le fait que leur méthode pour générer le potentiel ne permet pas d'extrapoler les données. Soulignons par ailleurs que la surface présente une « cassure » brusque au niveau du plan P_1 : cet artefact est dû à l'interpolation linéaire entre deux potentiels présentant un écart considérable, l'un d'entre eux étant quasi nul.

La méthode de (GA98) (Fig. c.) permet en revanche d'obtenir une surface « bombée » à l'aspect organique au niveau des extrémités. Cependant, leur calcul de potentiel consistant à sommer les potentiels entre deux plans, le modèle 3D ainsi reconstruit présente des gonflements au niveau de sa surface lorsque les potentiels sont trop élevés, comme c'est le cas entre les deux branches du Y entre les plans P_2 et P_3 . De la même façon qu'avec l'approche de (JC94), la surface souffre aussi d'une « cassure » brusque au niveau du plan P_1 .

Si le résultat obtenu avec l'approche de (Palo6) est plutôt satisfaisant, nous verrons sur d'autres exemples que ce profil de surface « peu tendu » entre deux plans très différents (entre P_1 et P_2) conduit à des artefacts dans la plupart des cas.

Les résultats obtenus avec notre méthode sont illustrés par les deux images du bas (e. et f.). Nous pouvons noter que la surface interpole de façon lisse les contours de chacun des plans, sans présenter de « cassure » brusque. Par ailleurs, grâce à la formulation employée pour calculer β ainsi qu'à notre « déformation » de l'espace, nous pouvons moduler l'épaisseur des extrémités en déplaçant les plans virtuels des extrémités, tout en conservant l'aspect organique de celles-ci.

Enfin, cet exemple basique offre un dernier aspect intéressant : il présente la solution offerte par une approche par surface implicite dans le cas de plans ne contenant pas le même nombre de régions 2D. Ce problème, évoqué sous le nom de *problème de correspondance* en Section 2.3 et illustré par la figure 2.18, est un des problèmes récurrents des approches par surfaces paramétriques. Alors même que nous n'avons jamais formalisé ce cas particulier dans notre méthode de reconstruction, le problème est naturellement résolu par l'usage de la formulation implicite, et le résultat obtenu est, selon nous, celui auquel l'on s'attend.

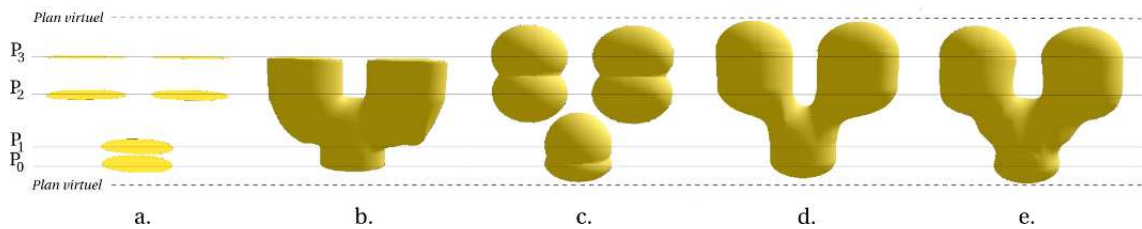


FIG. 8.9 – Comparaison des surfaces reconstruites par les méthodes de (JC94) (b.), (GA98) (c.), (Palo6) (d.) et la nôtre (e.), à partir d'un ensemble de plans de coupe non équidistants. Tandis que les surfaces (b.) et (c.) présentent de gros artefacts, les surfaces (d.) et (e.) sont relativement satisfaisantes, celle obtenue par la méthode de (Palo6) étant néanmoins moins tendue entre les plans P_1 et P_2 .

La figure 8.9 illustre quant à elle ce même exemple, mais à partir de plans non-équidistants. Sur la surface reconstruite par (GA98), nous constatons cette fois l'artefact inverse de la figure 8.8 : les plans étant trop éloignés relativement au potentiel généré par chacun d'eux, la surface n'est plus connexe. La surface reconstruite avec notre méthode est quant à elle plutôt satisfaisante. Notons néanmoins que la surface entre les plans P_1 et P_2 n'est pas complètement tendue et génère un petit gonflement ; cet artefact sera discuté en Section 9.2. Si la surface reconstruite par l'approche de (Palo6) est « visuellement agréable », la surface entre les plans P_1 et P_2 n'est en revanche absolument pas tendue.

Les résultats obtenus avec notre approche sur des données plus complexes et issues de d'images IRM de structures organiques seront présentés et discutés en Section 9.2.

D'un point de vue applicatif, notre objectif premier était de pallier l'absence d'application interactive permettant aux anatomistes de pouvoir à la fois segmenter des images IRM, visualiser la structure organique associée, puis éditer les images nécessitant des modifications tout en visualisant simultanément les modifications engendrées sur la surface. Le défi était donc double : concevoir, d'une part, une méthode suffisamment interactive pour de l'édition et, d'autre part, proposer une interface intuitive permettant une manipulation simple de ces données. Ces aspects applicatifs font l'objet du chapitre suivant.

APPLICATION À L'ANATOMIE INTERACTIVE

9.1 COUP D'ŒIL APPLICATIF

Nous souhaitons tout d'abord souligner que, si nos travaux ont été initialement orientés par la volonté d'offrir un tel outil interactif aux anatomistes, notre application ne se limite pas à l'usage de données IRM ou autres images similaires. Il est en effet possible de modéliser librement toute surface 3D quelconque, organique ou non, à partir de plans vides dans lesquels il suffit de dessiner les régions 2D souhaitées ; c'est ce que nous avons fait pour l'exemple de la figure 8.8

9.1.1 Les différents outils disponibles

Chargement des plans

Afin de proposer une interface relativement simple à utiliser, nous avons étendu celle offerte par *Matiss*, qui ne permettait de ne dessiner que dans un seul plan à la fois. Pour ce faire, nous avons ajouté un certain nombre de fonctionnalités, la première étant de pouvoir charger un ensemble de plans. Ceci se fait au moyen d'une boîte de dialogue, dans laquelle il suffit de sélectionner les premier et dernier plans de coupe à charger ; l'ensemble des plans intermédiaires étant chargés automatiquement. Si l'on souhaite dessiner nous-même dans un plan, il nous suffit pour cela de charger le plan vide proposé par défaut.

Sélection d'un plan

Un outil de sélection des plans a été ajouté à l'interface. Cet outil se présente sous deux formes : l'on peut directement sélectionner le plan désiré au moyen du curseur, ou bien, dans le cas de plans très rapprochés rendant difficile la sélection précise d'un plan, utiliser les touches « *Page Suivante* » et « *Page Précédente* » afin de naviguer dans la pile de plans. Le plan temporairement sélectionné est alors identifié par une bordure rouge.

Lorsqu'un plan est sélectionné pour être modifié, les plans au-dessus de celui-ci sont rendus invisibles, afin de faciliter l'édition de ce plan et ne pas encombrer la scène de données inutiles. De la même façon, dans le cas où la surface 3D associée à ces plans est déjà reconstruite et affichée dans la scène, nous rendons invisible la partie de celle-ci qui se trouve au-dessus du

plan sélectionné (Fig. 9.1). Notons que les plans affichés dans la scène n'étant pas opaques, il est relativement simple d'ajuster un contour par rapport aux contours des plans inférieurs, ces derniers étant visibles par transparence du plan édité.

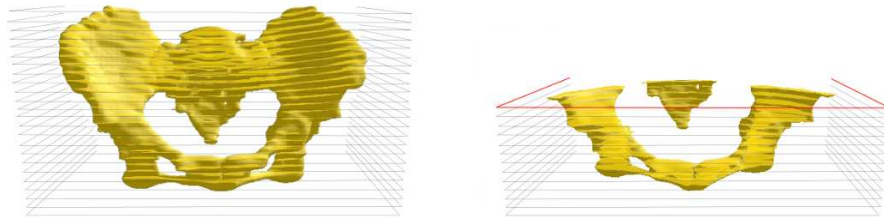


FIG. 9.1 – Modèle 3D d'un bassin (à gauche) et sélection de l'un des plans de coupe (à droite, en rouge) afin d'en éditer une région 2D. Lors de la sélection de ce plan, les plans supérieurs ainsi que la surface 3D située au-dessus de ce plan ne sont plus affichés, afin d'offrir une meilleure visibilité du plan édité.

Ajuster la distance entre les plans

Par défaut, les plans sont chargés à une distance d les uns des autres. Cependant, l'on peut ajuster cette distance au moyen de deux boutons destinés à augmenter ou diminuer celle-ci. En utilisant l'un ou l'autre de ces boutons, la distance entre chacun des plans est ajustée de la même façon, les plans restant ainsi équidistants. Néanmoins, si l'on désire ajuster la position d'un plan en particulier, il suffit de sélectionner ce plan et d'utiliser la molette de la souris pour le déplacer : celui-ci sera automatiquement translaté le long de l'axe orthogonal à la pile de plans.

Editer les contours dans un plan

Après avoir sélectionné le plan destiné à être modifié, les outils standards de dessin sont disponibles pour ajuster les contours 2D, à savoir le crayon, la gomme et le pot de peinture, ainsi que la palette de couleurs.

9.1.2 Scénario de modélisation et d'édition d'une surface 3D

Avec les outils d'édition dont nous disposons à présent, nous pouvons donc envisager un scénario complet de modélisation et d'édition d'une surface 3D à partir d'un ensemble de plans de coupe, comme illustré par la figure 9.2. Cependant, aucune restriction n'est faite sur le nombre de surfaces devant être modélisées. Si l'on souhaite ainsi reconstruire différentes structures présentes dans les coupes utilisées, il nous suffit de les identifier en leur assignant une couleur propre, une surface 3D indépendante étant reconstruite pour chacune des couleurs présentes dans l'ensemble des plans.

Les différentes étapes permettant de modéliser et éditer une surface 3D sont ainsi les suivantes :

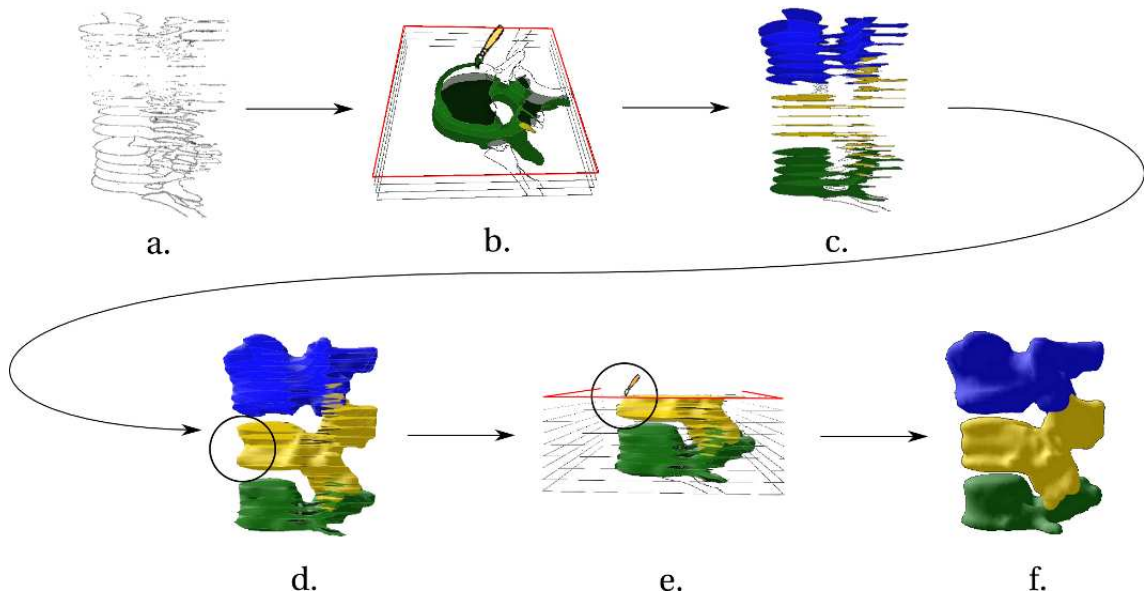


FIG. 9.2 – Reconstruction de 3 vertèbres à partir de 19 plans de coupe. (a.) Chargement des plans contenant des images binaires. (b.) Sélection d'un plan de cette pile : les plans du dessus sont rendus invisibles. Le pinceau est utilisé pour colorer une région devant être affectée à la vertèbre « verte ». Dans ce plan, une partie a été précédemment colorée en jaune car appartenant à une autre vertèbre. (c.) L'ensemble des plans ont été édités afin d'identifier les régions 2D appartenant à chacune des 3 vertèbres. Notons que certaines régions n'ont pas été colorées ; elles ne seront donc pas reconstruites (par exemple, sur le premier plan du bas de la pile). (d.) Reconstruction des 3 vertèbres avec notre méthode. La partie contourée semble indiquer un problème de segmentation. (e.) Sélection du plan à corriger et ajustement du contour à l'aide du pinceau. Les plans du dessus ainsi que la partie supérieure de la surface ne sont plus affichés, pour une meilleure visibilité du plan à corriger. (f.) Résultat obtenu après l'édition du plan.

1. Chargement d'un ensemble de plans de coupe : ceux-ci peuvent indifféremment être vides ou contenir des images, segmentées ou non.
2. Ajustement, si désiré, de l'espace inséré par défaut entre les plans.
3. Edition de tout ou partie des plans, si nécessaire, soit pour ajouter, supprimer ou modifier des contours, soit pour colorer des régions 2D
4. Reconstruction de la surface 3D.
5. Nouvelle édition des régions 2D afin de modifier des contours si nécessaire.
6. Validation des modifications apportées : la nouvelle surface est alors localement recalculée, puis affichée de façon interactive.

9.2 VALIDATION ET DISCUSSION DE NOTRE APPROCHE

Des premiers résultats comparatifs ont été présentés par les figures 8.8 et 8.9, ainsi qu'un scénario de modélisation de 3 vertèbres sur la figure 9.2.

Nous présentons ici d'autres résultats afin de discuter notre approche.

9.2.1 Reconstruction d'un même modèle à partir d'un nombre différent de plans de coupe

Afin de montrer que notre reconstruction est stable par rapport au nombre de plans de coupe utilisés, nous avons reconstruit le système ventriculaire humain à partir de 41 plans d'une part, et de 24 plans d'autre part. La figure 9.3 illustre ces deux reconstructions, avec et sans affichage des plans de coupe utilisés.

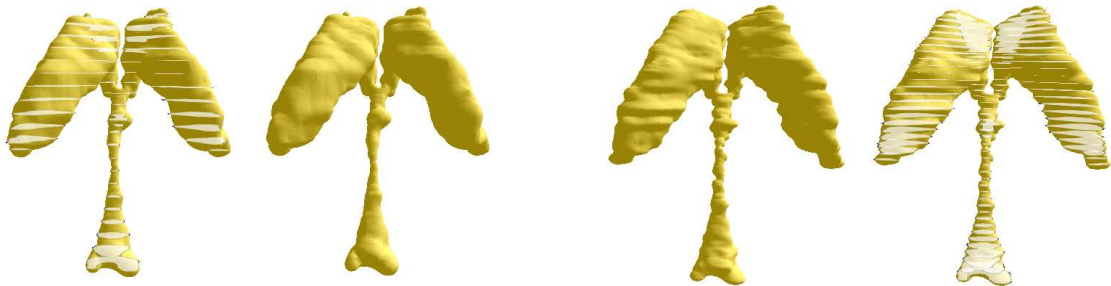


FIG. 9.3 – Reconstruction du système ventriculaire humain à partir de 24 plans - à gauche - et de 41 plans - à droite. Si les deux silhouettes de ces structures sont similaires, la surface reconstruite à partir de 41 plans semble « visuellement » moins lisse, ce qui s'explique par le fait que le risque d'introduire du bruit est proportionnel au nombre de plans utilisés.

La surface reconstruite à partir de 41 plans n'est pas « visuellement » lisse, tandis que la surface reconstruite avec seulement 24 de ces plans - mais davantage éloignés les uns des autres - est nettement plus lisse.

Cette différence vient du fait que notre méthode interpole exactement ¹ les contours dans chacun des plans sans aucune étape ultérieure de lissage par optimisation globale. Par conséquent, en utilisant davantage de plans, le risque que l'un ou plusieurs d'entre eux soient mal segmentés est accru; ce qui conduit inévitablement à une surface présentant quelques artefacts. Néanmoins, nous pouvons remarquer que la silhouette globale de ces deux surfaces est la même, ce qui offre une première validation de notre méthode qui se voulait indépendante de la distance entre les plans. Par ailleurs, puisque les deux surfaces ont une silhouette similaire, la surface reconstruite avec un nombre inférieur de plans peut être utilisée comme référence

¹Notons que lorsque nous utilisons l'expression « interpole exactement les contours dans chacun des plans », nous entendons par là que l'isosurface du modèle 3D ainsi reconstruit passe exactement par « chacune des isosurfaces » calculées dans chacun des plans, par notre méthode de reconstruction à partir d'un seul plan. Si une isosurface d'un plan n'interpole pas précisément le contour dessiné, le modèle 3D interpolera cette isosurface et non le contour original.

pour ajuster les contours identifiés comme étant mal segmentés ou alignés sur la seconde surface, ce qui représente un outil intéressant pour les anatomistes.

Afin de valider d'une autre façon notre méthode, nous avons par ailleurs reconstruit ce même modèle en utilisant l'application ITK-SNAP, à partir de 21 plans de coupe. La figure 9.4 présente ces comparaisons. Si les surfaces reconstruites par notre méthode sont relativement identiques à celles reconstruites avec ITK-SNAP, il faut cependant noter l'aspect plus « arrondi » - et par conséquent moins précis - des extrémités du système ventriculaire obtenu avec notre méthode ; ceci étant dû à l'utilisation du noyau de convolution.

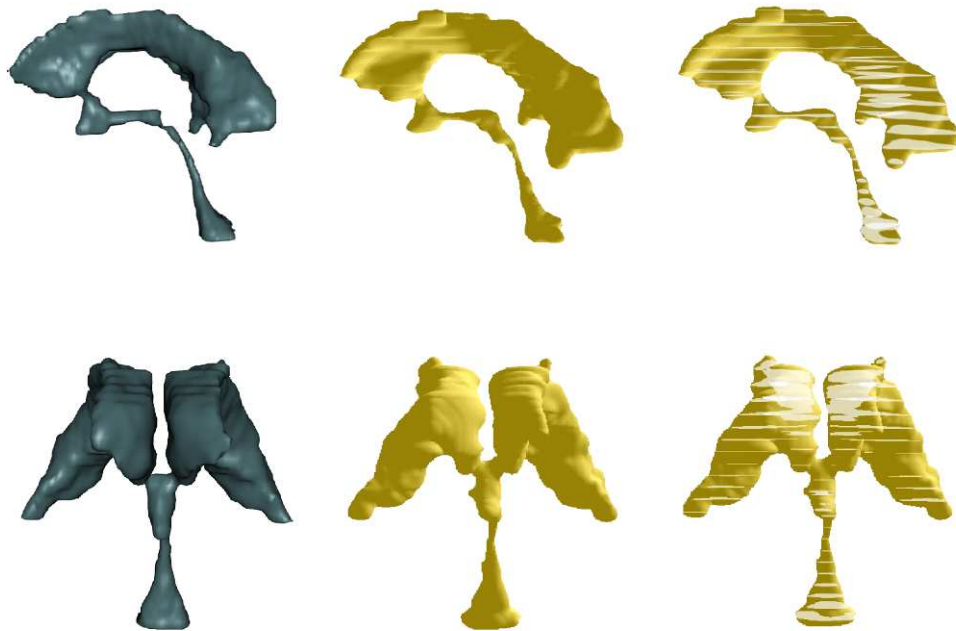


FIG. 9.4 – Reconstruction du système ventriculaire par l'application ITK-SNAP (à gauche) et avec notre méthode (au centre et à droite), à partir de 21 plans. Les surfaces du haut représentent le système vu de profil, tandis qu'il est vu de face sur les modèles du bas. Les surfaces reconstruites avec notre méthode sont très proches de celles reconstruites avec ITK-SNAP.

9.2.2 Reconstruction d'un modèle non topologiquement sphérique

Un second exemple de structure organique, relativement complexe à modéliser car ayant une topologie non sphérique, est celui du bassin. Le résultat que nous obtenons est illustré sur la figure 9.5.



FIG. 9.5 – Reconstruction du bassin à partir de 24 plans.

Identification d'un problème récurrent

Si le modèle 3D reconstruit respecte bien la topologie de la structure organique réelle (à gauche sur la figure), le modèle présente cependant quelques petites zones dans lesquelles la surface n'est pas « tendue », notamment sur le haut du modèle.

Ici, deux éléments liés sont à l'origine de cet artefact. Le premier problème est l'alignement des régions 2D dans les plans. Si les coupes du haut du bassin semblent correctement alignées vues de face (Fig. 9.5, à gauche) et vue de dos (Fig. 9.6, à gauche), elles sont en réalité peu alignées car agencées en forme d'« escalier en colimaçon », comme illustré par la vue de dessus sur la figure 9.6.

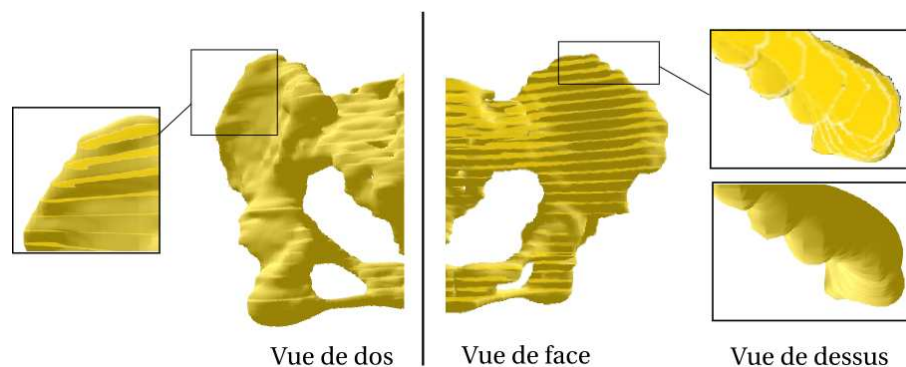


FIG. 9.6 – Exemple typique d'un artefact dû à un mauvais alignement des régions 2D. Si vues de dos, les plans semblent correctement alignés et la surface « visuellement lisse », de face celle-ci n'est pas « tendue » et présente des bosses. Cela s'explique en partie par l'alignement des régions 2D, mis en lumière par la vue de dessus (à droite).

Ce problème est par ailleurs amplifié par la façon dont est calculée le potentiel dans ces zones-ci. Typiquement dans ces zones où les régions - et par conséquent les potentiels - diffèrent fortement entre deux plans voisins, le potentiel calculé par notre méthode est globalement égal au potentiel calculé par convolution du *i*-squelette adéquat avec le noyau de Cauchy. Or, le potentiel généré par ce noyau est symétrique de part et d'autre du plan source : les tangentes de l'isosurface sont donc orthogonales au plan, comme illustré par la figure 9.7.

Afin de générer une isosurface « tendue » dans une telle situation, il faudrait en réalité tenir compte de la tangente désirée au passage du plan afin d'adapter le potentiel calculé en un point p . Pour ce faire, il faudrait ainsi prendre en compte les potentiels aux points projetés *de part et d'autre du plan* P , c'est-à-dire les potentiels aux points p_{i-1} et p_{i+1} , et appliquer un facteur d'échelle sur le potentiel généré par le squelette concerné en fonction de la différence entre ces deux potentiels. Dans le cas de potentiels quasiment identiques, la tangente doit rester verticale : aucun facteur d'échelle ne doit donc être appliqué.

Notons que ce problème de tangentes est aussi à l'origine du même artefact évoqué précédemment sur la figure 8.9.

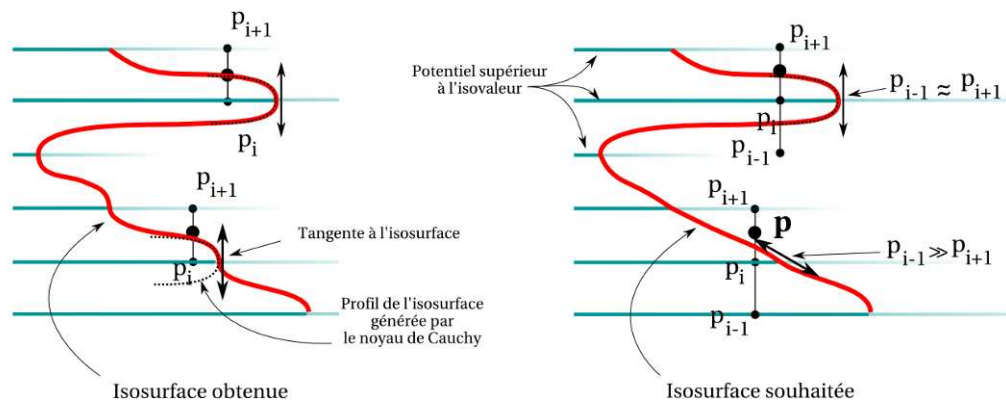


FIG. 9.7 – Illustration du problème d'orientation de la tangente au passage d'un plan dont le potentiel dans le voisinage est calculé uniquement avec ce *i*-squelette. Afin d'obtenir une surface « tendue », il serait souhaitable que ce potentiel soit modifié selon la tangente souhaitée, celle-ci pouvant être estimée par la différence de potentiel entre les points p_{i-1} et p_{i+1} .

Comparaison avec d'autres méthodes

La figure 9.8 présente les résultats obtenus par les méthodes de (JC94),(GA98),(Palo6) et par notre approche, sur la reconstruction d'une partie du bassin à partir de 8 coupes.

La première remarque que l'on peut faire est bien entendu que la méthode de (GA98) dépend fortement de la distance entre les plans.

Par ailleurs, si les surfaces reconstruites par (JC94) et (Palo6) sont plutôt satisfaisantes, elles

sont bien plus sensibles que notre méthode au problème de surface « non tendue » que nous venons d'évoquer.

Ainsi, si notre méthode présente encore quelques artefacts dans de telles situations, ceux-ci sont cependant limités par rapport aux approches précédentes.

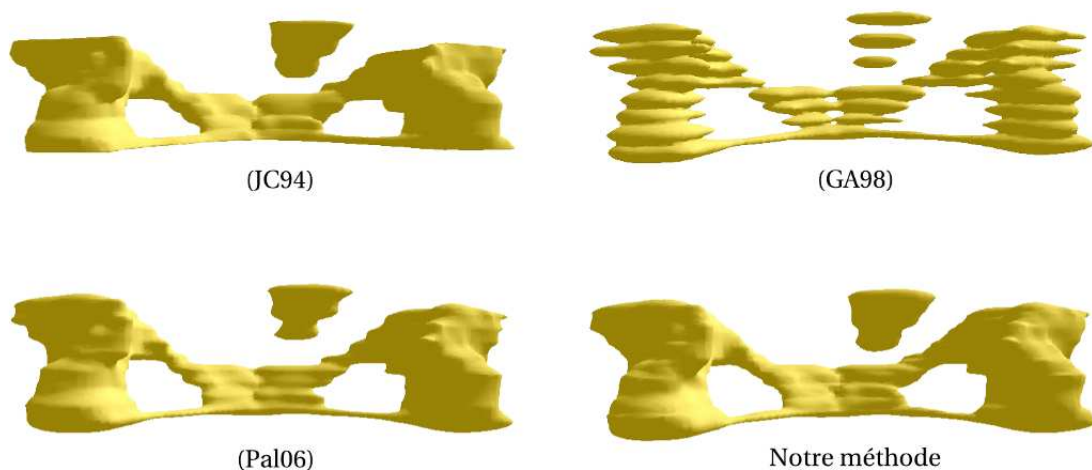


FIG. 9.8 – Surfaces reconstruites par les méthodes de (JC94), (GA98), (Palo6) et la nôtre, à partir de 8 plans de coupe du bassin.

9.2.3 Implémentation et performances

Comme déjà mentionné en Section 5.5, la surface implicite est triangulée par la méthode des *Marching Cubes* introduite par (Blo94). Tandis que nous fixons la résolution de la grille, selon les axes X et Y , en fonction du plus petit détail devant être capturé sur le modèle 3D, la résolution selon l'axe Z est calculée de sorte d'insérer six rangées de voxels entre deux plans de coupe, ceci afin de ne pas avoir de grosses variations de potentiels entre deux de ces rangées, ce qui conduirait à des artefacts locaux de saillance de la surface lors de sa triangulation.

Afin de disposer d'une édition relativement interactive, les potentiels calculés, d'une part dans chacun des plans de coupe, puis d'autre part interpolés dans chacune des tranches de voxels, sont stockés dans une texture 3D aux dimensions de la grille. Cette représentation offre ainsi pour les phases d'édition ultérieures un accès rapide à tout potentiel de la grille devant être modifié.

Les tableaux 9.10 et 9.9 présentent quelques performances obtenues sur un processeur de 2.26 Ghz ; les temps étant indiqués en secondes. L'étape d'« Analyse des régions 2D » inclut les étapes d'extraction du g -squelette et de sa conversion en i -squelette, l'évaluation de l'isovaleur et des paramètres de convolution, ainsi que le calcul et le stockage du potentiel généré dans chacun des plans. L'étape de « Calcul du potentiel » consiste quant à elle à calculer le potentiel en chacun des voxels de la grille, selon notre méthode. Enfin, l'« Edition » consiste à mettre à

Modèle	Nb. Plans	Taille image	Dimension grille	1 ^{ère} reconstruction (sec.)				Edition (sec.)	
				Analyse des régions 2D	Calcul du potentiel	Marching Cubes	Total	Analyse des régions 2D	Mise à jour du potentiel
Bassin	24	462 × 234	80 × 80 × 256	17.278	54.140	2.908	74.326	0.887	13.822
Vertèbre	12	276 × 270	80 × 80 × 80	9.022	10.636	0.902	20.56	1.214	3.382
Système	21	232 × 230	80 × 80 × 134	9.326	12.824	2.339	24.489	0.568	4.412
Ventriculaire	41	232 × 230	80 × 80 × 256	18.352	21.090	2.804	42.246	0.349	3.781

FIG. 9.9 – Performances obtenues avec notre méthode pour la reconstruction de différents modèles (le bassin, une vertèbre et le système ventriculaire) à partir d'un nombre variable de coupes (sur un processeur de 2.26GHz).

jour les régions 2D qui ont été modifiées ainsi que les données dépendant de ces modifications ; en particulier les potentiels de la grille.

Si les temps d'édition sont acceptables dans un contexte d'enseignement interactif, la première reconstruction de la surface est relativement coûteuse (Tableau 9.9). Notons cependant que notre implémentation actuelle peut être sans nul doute optimisée. Par ailleurs, les étapes d'« Analyse des régions 2D » et de « Calcul du potentiel » peuvent être toutes deux parallélisées sur carte graphique, la génération du potentiel dans un plan étant indépendante des autres plans d'une part, et le calcul du potentiel en un voxel de la grille étant tout aussi indépendant des autres voxels. Avec un telle implémentation, les temps de calcul obtenus pour la première reconstruction de chacun des modèles peuvent être globalement divisés *au minimum* par le nombre de plans de coupe utilisés, si toutefois la carte graphique le permet.

Nous pouvons aussi souligner que les temps d'édition ne dépendent pas du nombre de plans de coupe utilisés, comme illustrés par les résultats obtenus sur l'exemple du système cérébral à partir de 21 plans d'une part et de 41 plans d'autre part. Ces temps d'édition étant globalement les mêmes dans les deux cas, ils attestent de la notion de « reconstruction locale » sur laquelle repose notre méthode. Notons que ces temps d'édition ne sont donnés qu'approximatifs, puisque suivant l'importance de la modification réalisée dans un plan, un nombre plus ou moins important de voxels en sera affecté.

Pour finir, si maintenant nous comparons les performances obtenues par chacune des trois méthodes (JC94, GA98, Palo6) et la nôtre, à qualité d'implémentation et d'optimisation égales, les temps obtenus avec notre méthode sont relativement satisfaisants (Tableau 9.10). Ceux-ci sont par ailleurs tout à fait interprétables. Tandis que les méthodes de (GA98) et (Palo6) nécessitent de calculer en tout point de l'espace le potentiel généré directement par le squelette implicite approprié, la méthode de (JC94) ne demande qu'à calculer ce potentiel dans chacun des plans, ceux-ci étant ensuite interpolés.

Notre méthode est quant à elle une approche intermédiaire des approches précédentes : si certaines régions de l'espace nécessitent de calculer le potentiel directement généré par le i-squelette approprié (dans le cas de régions 2D très différentes d'un plan à l'autre), d'autres régions ne demandent qu'une interpolation par splines des potentiels précalculés et stockés dans les plans de coupe. Ces régions sont, rappelons-le, définies par les seuils ε_1 et ε_2 (Section 8.2).

Cette approche intermédiaire justifie ainsi les temps de calculs que nous obtenons, qui sont compris entre ceux obtenus par (JC94) d'une part, et par (GA98) et (Palo6) d'autre part.

Méthode	1 ^{ère} reconstruction (sec.)				Edition (sec.)	
	Analyse des régions 2D	Calcul du potentiel	Marching Cubes	Total	Analyse des régions 2D	Mise à jour du potentiel
(JC94)	4.771	0.323	0.719	5.831	0.624	0.097
(GA98)	4.771	25.659	0.734	31.164	0.514	8.614
(Pal06)	4.771	25.519	0.721	31.011	0.721	9.844
Notre méthode	4.771	15.226	0.715	20.712	0.584	5.713

FIG. 9.10 – Comparaison des performances obtenues par différentes méthode sur la reconstruction d'une partie du bassin à partir de 8 plans de coupes (Fig. 9.8). Les images utilisées sont de taille 462 * 294 pixels et la taille de la grille de potentiel générée est 80*80*64.

9.3 PERSPECTIVES

L'un de nos objectifs, que nous n'avons pas eu le temps d'explorer, était de pouvoir étendre notre méthode de reconstruction à un ensemble de plans qui ne soient pas parallèles mais, en revanche, alignés selon l'axe de la structure organique. Si nous avons obtenus une reconstruction satisfaisante des trois vertèbres présentées sur la figure 9.2, il faut noter que les images IRM dont nous disposions présentaient des contours relativement bien alignés. Cependant, si l'on observe une partie plus conséquente de la colonne vertébrale (Fig. 9.11), celle-ci présente des zones de courbure le long de son axe médian.

Il serait donc intéressant de pouvoir reconstruire une telle structure en disposant d'images alignées selon l'axe même de la colonne. Pour ce faire, notre idée première est de calculer la transformation de l'espace permettant de considérer ces plans comme alignés, puis de calculer pour chaque point de l'espace cette même transformation afin de calculer le potentiel qui serait généré en ce point si les plans étaient alignés. En appliquant une telle approche, il faudrait toutefois porter une attention particulière aux zones se trouvant dans les concavités formées par les plans, afin de d'assurer que le potentiel supérieur à l'isovaleur n'est alors pas trop important, ce qui pourrait créer des « bosses » de la surface dans ces zones.



FIG. 9.11 – Exemple pour lequel une reconstruction à partir d'un ensemble de plans de coupe orthogonaux à l'axe médian du modèle 3D serait plus appropriée qu'une reconstruction à partir d'un ensemble de plans parallèles.

D'autre part, afin de pouvoir ajuster, selon différents points de vue, une surface initialement reconstruite à partir de coupes parallèles, il serait aussi pratique de disposer d'un outil permettant de couper la surface selon n'importe quel axe. Il faudrait alors calculer le contour de la surface dans ce plan, ceci se faisant simplement par extraction de l'isosurface, c'est-à-dire de l'ensemble des pixels de ce plan ayant un potentiel égal à l'isovaleur. Une fois le contour de ce plan modifié, deux solutions s'offrent à nous :

- La première est de propager ces modifications dans tous les plans parallèles initiaux, puis de mettre à jour les squelettes dans chacun de ces plans, ainsi que les voxels de la grille affectés par ces changements. Dans le cas d'une coupe orthogonale, cela nécessiterait de mettre à jour l'ensemble des plans, et donc de recalculer l'ensemble de la surface. Par ailleurs, ce processus nécessiterait d'adapter les contours dans chacun des plans parallèles afin de garder une certaine cohérence avec le contour original, ce qui semble finalement peu envisageable.
- La seconde solution est d'extraire 3 autres plans transversaux et parallèles à ce plan modifié, afin d'en extraire les squelettes et de mettre à jour les voxels de la grille compris entre ces 4 plans par notre méthode d'interpolation. Néanmoins, une étude serait certainement à faire pour étudier la conservation de la continuité du potentiel dans l'ensemble de la grille.

D'un point de vue applicatif, nous pensons que notre interface, dotée des améliorations citées précédemment, serait un outil très appréciable dans différents contextes.

Tout d'abord, celui de l'enseignement, qui est la source même de nos motivations. Dans ce contexte, les deux contraintes majeures étaient la facilité d'utilisation de l'application, et l'interactivité de la méthode, ou plus particulièrement l'édition des surfaces. Si ces deux aspects sont relativement satisfaisants, notre outil gagnerait cependant à être plus interactif au niveau de la reconstruction même d'une surface. Comme expliqué dans la section précédente, la méthode que nous employons étant entièrement portable sur GPU, il est réaliste d'espérer obtenir des temps relativement interactifs pour cette étape initiale.

Dans un contexte différent, cet outil pourrait être utilisable pour de la planification d'intervention chirurgicale. Un exemple d'opération nécessitant ce type d'outil est l'opération du fémur, chez les grands sportifs en particulier. Il est assez fréquent que ceux-ci souffrent de ce que l'on appelle le « conflit antérieur de la hanche » : ceci peut être vu comme de l'arthrose due à une irritation provoquée par le fémur sur la hanche, si la tête de celui n'est pas exactement sphérique. Dans ce cas-ci, il est possible d'envisager une opération consistant à limer la tête du fémur afin qu'elle n'entre plus en contact avec le cotyle de la hanche. Cependant, cette opération délicate nécessite de pouvoir prédire l'amplitude minimale de la zone à limer. Pour ce faire, un outil comme le nôtre serait d'une utilité certaine : si l'on disposait des modèles 3D de la hanche et du fémur du patient, reconstruits à partir d'images IRM, le chirurgien pourrait alors simuler le lissage de la tête du fémur en ajustant les contours dans les plans de coupe, et prévoir ainsi la zone exacte à limer.

*
* *

Nous venons de présenter une nouvelle méthode de reconstruction de surfaces à partir de croquis définis dans un ensemble de plans parallèles. Cette méthode, reposant sur l'interpolation locale de deux types de potentiels - générés d'une part par interpolation entre quatre plans, et d'autre part par convolution du squelette implicite avec le noyau de Cauchy - permet de tirer profit des avantages offerts par les approches antérieures tout en résolvant les problèmes récurrents rencontrés dans chacune d'entre elles.

Les structures 3D ainsi reconstruites par notre approche présentent une surface lisse, à l'aspect organique, et ce quel que soit l'échantillonnage des plans de coupe et la distance entre ceux-ci. Nous avons toutefois mis en lumière un artefact persistant dans notre approche - et déjà présent dans les travaux précédents - dû au fait que l'interpolation locale entre les potentiels ne tient pas compte actuellement des tangentes désirées au niveau des plans-mêmes ; la surface reconstruite étant alors par endroit insuffisamment « tendue ».

D'un point de vue applicatif, nous avons tenté de proposer une interface et des outils relativement simples, permettant ainsi une manipulation et une édition intuitive des plans de coupe. D'autre part, grâce à notre approche par interpolation locale des potentiels, l'édition manuelle des contours 2D d'une région dans un plan est relativement interactive, puisque celle-ci ne nécessite pas de recalculer l'ensemble de la surface. Notons que les performances obtenues peuvent être améliorées sans aucun doute, d'une part par une simple optimisation du code, et d'autre part en parallélisant l'ensemble de cette reconstruction sur carte graphique, le calcul du potentiel en un point étant entièrement indépendant des autres points de l'espace.

Cette nouvelle méthode de reconstruction a fait l'objet de la publication suivante :
« *Reconstruction Implicite de Surfaces 3D à partir de Régions 2D dans des Plans Parallèles* » (PPC09).
Adeline Pihuit, Olivier Palombi, Marie-Paule Cani.
Association Française d'Informatique Graphique (AFIG), Arles, France, Novembre 2009.
(Prix du Meilleur Papier)

Un article sur cette même méthode a par ailleurs été soumis dans la revue internationale *Graphical Models* et est en cours de révision.

*
* *

Explorons maintenant d'autres types de structures organiques, des structures moins robustes qu'un bassin ou une vertèbre, des structures bien plus fines et nombreuses : les vaisseaux

sanguins.

Nous avons vu dans les premiers chapitres de ce manuscrit que de telles structures ne se prêtaient pas à la reconstruction à partir d'images médicales, ces images n'offrant pas une résolution assez fine pour permettre d'identifier des structures si délicates.

La modélisation de vaisseaux par la méthode que nous venons de proposer n'étant donc pas adaptée à ces structures, il semble nécessaire, pour celles-ci, de retourner vers une approche plus standard de modélisation par simple croquis 2D.

Cependant, ces structures n'étant pas planes et présentant de multiples jonctions, la modélisation de celles-ci par croquis 2D est relativement fastidieuse : elle nécessite de modéliser un à un chacun des « tronçons plans » selon le point de vue adapté, et de mélanger ceux-ci entre eux, ce qui peut par ailleurs conduire à une surface peu lisse dont les raccords entre primitives sont visibles.

La figure ci-dessous illustre quelques unes des étapes de la modélisation incrémentale de deux vaisseaux dans *Matiss*, à partir de 11 points de vue différents.

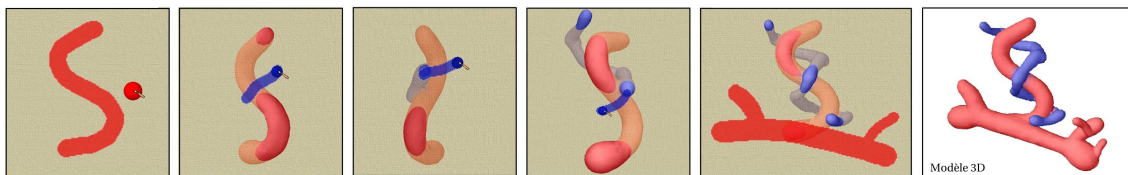


FIG. 9.12 – Modélisation incrémentale de vaisseaux dans *Matiss*, à partir de 11 points de vue différents, et réalisée en une vingtaine de minutes.

Ce processus de modélisation, à la fois peu réalisable dans un réel contexte d'enseignement et dénué de tout intérêt pédagogique, nécessite donc d'être revu dans le cas spécifique de la modélisation de vaisseaux.

Si nous observons maintenant un anatomiste dessiner ces structures au tableau, nous constatons que, par l'usage de certaines conventions de croquis, celui-ci n'a vraisemblablement pas de difficulté à rendre compréhensible la géométrie 3D de ces vaisseaux, ni même l'agencement spatial entre ceux-ci, alors même qu'il ne les représente qu'à partir d'un unique point de vue.

Il nous semble donc intéressant de suivre cette approche, en explorant la modélisation de ces structures à partir d'un croquis 2D « conventionné » représentant un unique point de vue.

*
* *

Quatrième partie

**Modélisation de systèmes
vasculaires**

*S'il fallait tenir compte des services rendus à la science,
la grenouille occuperait la première place.*

*Claude Bernard
(1865)*

« Introduction à l'étude de la médecine expérimentale »



Les enseignants d'anatomie font de plus en plus souvent appel à l'imagerie médicale pour illustrer leurs cours, celle-ci reste limitée car ne pouvant offrir une représentation précise de certaines structures, tels les vaisseaux sanguins.

Parallèlement, nombreux sont les anatomistes qui, attachés à l'enseignement traditionnel, réalisent toujours manuellement les croquis de ces structures à la craie et au tableau. Si ces croquis n'apportent pas l'aspect réaliste des images médicales, ils ne sont cependant pas restreints à certaines structures, et représentent avant tout un outil pédagogique permettant de simplifier l'apprentissage de la discipline aux étudiants. Mais tout didactique qu'il soit, une caractéristique essentielle lui fait défaut face aux nouvelles techniques numériques : l'interactivité.

Cette partie du manuscrit présente ainsi nos travaux de recherches sur la conception d'un outil capable d'interpréter ces croquis 2D, puis de modéliser en 3D les structures anatomiques ainsi esquissées. Afin de valider les possibilités d'une telle approche, nous avons choisi d'explorer les croquis anatomiques représentant des vaisseaux sanguins ; ceux-ci étant relativement difficiles à modéliser de par leur intrication, et les croquis 2D décrivant de telles structures à partir d'un unique point de vue n'en étant que plus complexes.

Nous étudions, dans un premier temps, les conventions anatomiques de dessin utilisées par les enseignants. Nous verrons que l'usage de celles-ci est d'une grande utilité pour extraire des croquis tout indice d'agencement ou de profondeur de ces structures dans la scène représentée.

Viendra ensuite l'étape de modélisation 3D de ces structures. Nous avons vu lors de l'étude des travaux existants relatifs à la modélisation d'arbres vasculaires (Section 3.2.3) que l'utilisation combinée d'un squelette et d'un noyau de convolution se prêtait relativement bien à la modélisation de structures présentant des branchements. Nous verrons ainsi comment adapter notre modèle de squelette implicite 2D afin de disposer de squelettes 3D non plans permettant la modélisation de ces vaisseaux sanguins.

Enfin, nous tenterons d'imiter l'aspect artistique des croquis à la craie en appliquant aux modèles 3D un rendu expressif.

10

LES CONVENTIONS DE DESSIN POUR DU CROQUIS ANATOMIQUE

Le but du croquis anatomique n'est pas de transcrire la réalité au trait près, mais plutôt de transmettre une information ou une notion relative à un contexte précis. Le croquis anatomique est donc un schéma conceptuel, un vecteur de communication entre le professeur et ses étudiants. Cependant, pour que cette communication fonctionne, il est nécessaire que les règles en soient définies, c'est-à-dire que les protagonistes disposent d'un même dictionnaire. Dans notre contexte, ce dictionnaire n'est autre que l'ensemble des conventions de dessin utilisées par les enseignants.

Suite à de nombreuses discussions avec Olivier Palombi - co-encadrant de cette thèse et enseignant d'anatomie au CHU de Grenoble - et suite à l'analyse de l'un de ses cours consacré à la glande thyroïde, nous avons pu dégager les principales conventions utilisées par les anatomistes pour dessiner des systèmes vasculaires, et plus spécifiquement des artères.

10.1 CONVENTION DE COULEURS

Trois couleurs spécifiques sont utilisées pour représenter des artères : du rouge sombre pour les contours, du rouge clair pour l'intérieur de la surface, et du blanc (ou du noir) pour dessiner la section de l'artère. En pratique, les enseignants utilisent la même craie pour le contour et la surface de l'artère, mais estompent à la main l'intérieur de la surface afin d'éclaircir le rouge.

Ces conventions ne sont pas sans rapport avec la réelle apparence des artères. Celles-ci, transportant le sang riche en oxygène du cœur vers les poumons et tout autre organe, sont en effet de couleur rouge. Les veines sont quant à elles représentées en bleu (sombre pour le contour, clair pour la surface). L'usage de cette couleur s'explique essentiellement par le fait qu'il faille disposer de deux couleurs distinctes pour représenter veines et artères ; les veines n'étant bien sûr pas bleues, mais seulement d'un rouge plus sombre que les artères (puisque le sang qu'elles transportent est alors dépourvu d'oxygène). Notons que si les veines nous semblent bleues au travers de notre peau claire, ce n'est qu'une illusion d'optique due à la couleur même de la peau ainsi qu'à la composition du sang qui joue alors un rôle de filtre.

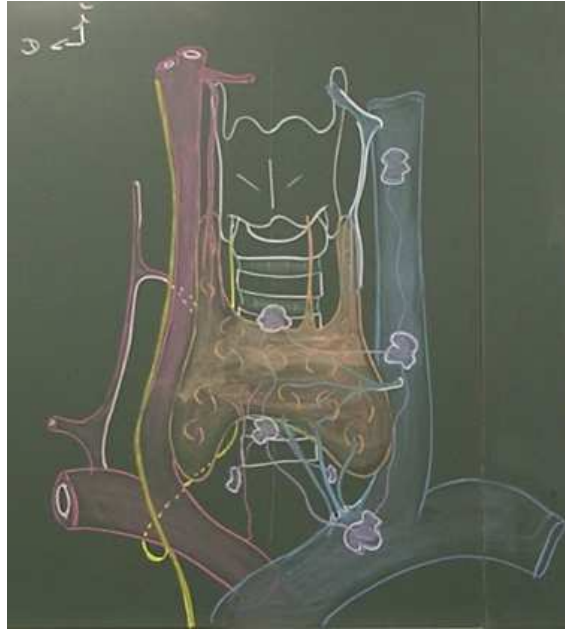


FIG. 10.1 – Photographie extraite d'un cours sur la glande thyroïde. Les conventions utilisées par les anatomistes pour représenter les artères sont les suivantes : rouge sombre pour les contours, rouge clair pour la surface, et blanc pour la section. La structure ici représentée est la glande thyroïde (couleur chair) ; la structure sous-jacente étant la trachée (en blanc). A droite sont représentées les veines (en bleu), et à gauche les nerfs (en jaune).

Les conventions de couleurs que nous venons de citer sont identifiables sur la photographie 10.1, prise durant un cours portant sur la glande thyroïde. Si les artères sont représentées à gauche de la glande, et les veines à droite, ce n'est que par soucis de clarté et de simplification de la part de l'enseignant. En réalité, veines et artères sont toutes deux présentes de part et d'autre de cette structure.

10.2 CONVENTION DE DIMENSIONS

La seconde convention porte sur le diamètre des artères. Rappelons que la fonction première des artères est de permettre la circulation du sang. Ainsi, lors d'une bifurcation artérielle, il est nécessaire - et même vital! - que l'intégralité du flux sanguin entrant dans cette bifurcation puisse en ressortir par les vaisseaux qui la composent. Cette règle, naturellement respectée par notre système vasculaire, n'est autre que la loi des nœuds de Kirchhoff. D'un point de vue physiologique, cela implique que la somme des aires des sections des artères à l'entrée d'une bifurcation soit égale à la somme des aires des sections des artères sortant de celle-ci.

Sans aller jusqu'à respecter précisément cette notion, les professeurs s'attachent tout de même à transcrire ce comportement physiologique en dessinant les artères de tailles globalement

cohérentes, afin que les étudiants puissent rapidement évaluer la répartition du flux sanguin dans l'arbre vasculaire. Cette convention nous permettra par la suite d'établir une certaine hiérarchie entre les vaisseaux, qui nous sera très utile lors de la modélisation de ceux-ci (Section 12.2.1).

10.3 CONVENTION D'ORIENTATION

Analysons maintenant la forme d'un vaisseau : celui-ci peut être perçu comme un cylindre de révolution. Vue de face, la section de ce cylindre est ronde ; mais de tout autre point de vue, la section semble davantage elliptique, voire presque « plate » si l'on observe ce cylindre d'un point de vue orthogonal à son axe de révolution.



FIG. 10.2 – Croquis de trois artères perçues différemment. A gauche, l'artère donne l'impression de rester dans le plan du tableau, tandis que les deux autres semblent s'orienter vers l'observateur qui est face au tableau. Cette différence de perception est due à la forme de la section dessinée - plus ou moins ronde - associée à la connaissance que nous avons d'une telle structure qui peut être assimilée à un tube. A droite, l'artère semble même davantage courbée que celle du milieu : l'ajout de hachures permet de donner une impression de courbure encore plus « plus prononcée » proche de la section.

Cette observation permet donc d'établir une troisième convention utilisée pour traduire l'orientation des vaisseaux. Si l'on considère que le croquis au tableau est fait de telle sorte que l'observateur soit exactement face à celui-ci, il suffit alors de dessiner une section ronde pour donner l'impression que le vaisseau est orienté selon un axe orthogonal au tableau. A l'inverse, plus la section dessinée est elliptique, plus le vaisseau donnera l'impression d'être orienté selon un axe contenu dans le plan du tableau (Fig. 10.2, gauche et milieu).

10.4 CONVENTION DE COURBURE

Dessiner de façon plus ou moins elliptique la section d'une artère ne suffit pas à communiquer l'intégralité des informations de courbure de celle-ci.

Prenons une feuille et dessinons un tube, l'une de ses extrémités étant très elliptique - voire plate - et l'autre ronde. Cela signifie que le tube, initialement orienté dans le plan de la feuille, se courbe le long de son axe afin d'être orienté face à nous au niveau de sa seconde extrémité. Cependant, à partir de ce même croquis, certains d'entre nous imagineront que le tube est uniformément courbé, tandis que d'autres penseront que le tube est dans le plan de la feuille, jusqu'à se courber brusquement peu avant sa seconde extrémité. Sans indice visuel

supplémentaire, aucune de ces deux perceptions n'est plus plausible que l'autre.

Même si cette notion de courbure n'est pas réellement utilisée par l'enseignant lors de ses cours, il est nécessaire pour nous de disposer de suffisamment d'éléments pour modéliser « au mieux » les structures qu'il représente.

Dans cette optique, nous avons donc défini une convention supplémentaire permettant à l'anatomiste d'indiquer, au moyen de hachures, les zones de forte courbure d'un vaisseau. Cette convention de « hachure » repose sur une notion simple de perception : si l'on observe un croquis de drapé par exemple (Fig. 10.3), nous parvenons à deviner les formes de celui-ci au travers des jeux de lumières et de hachures. Ceci s'explique par notre aptitude à transcrire



FIG. 10.3 – Etude de drapé pour la chapelle Sixtine, par Raphaël (1508-1511). L'on comprend la forme prise par le drapé grâce aux jeux de lumières et de hachures, mais aussi grâce à la connaissance que nous avons de la matière et du comportement d'un tel élément.

la connaissance que nous avons d'un objet sur toute représentation de celui-ci, afin d'établir des correspondances entre ce que nous voyons, ce que nous interprétons, et ce que nous en connaissons. Ainsi, les hachures sont généralement perçues comme des zones d'ombre. Si celles-ci sont relativement prononcées et localement esquissées, elles traduisent un changement net et local de la courbure de l'objet, comme dans le cas de plis de vêtements par exemple.

Il nous a donc semblé relativement naturel et intuitif de proposer que les zones de forte courbure soient représentées par des hachures sur le croquis 2D. Soulignons cependant que ces hachures ne doivent pas être dessinées de façon arbitraire. Synonymes d'ombrage, elles doivent conserver la cohérence de la courbure générale de la forme représentée : dans notre cas, elles

seront dessinées perpendiculairement au contour, pour en marquer la courbure cylindrique. (Fig. 10.2, à droite)

10.5 CONVENTION DE « POSITION RELATIVE » ENTRE DEUX VAISSEAUX

Nous avons vu que nous pouvions définir l'orientation des extrémités des vaisseaux par la forme de leurs sections. Toutefois, dans le cas d'une bifurcation artérielle, les sections au niveau même de cette division ne sont pas visibles, comme le montre la figure 10.4.

Toujours sur cette même figure, nous percevons différemment les trois schémas : la seule différence que nous pouvons remarquer se situe au niveau des traits de contours dans la zone de bifurcation. Si, à gauche, les deux artères semblent être dans le même plan, ce n'est plus le cas pour les deux autres croquis. Sur le croquis du milieu, l'artère de droite semble prendre naissance par l'arrière de la seconde artère. Sur le croquis de droite, elle semble, en revanche, être devant la seconde artère.

A la vue de ces exemples, il semble donc naturel de jouer sur les traits de contours au point de bifurcation pour faire apparaître un vaisseau devant l'autre. Nous formalisons ceci en définissant une nouvelle convention selon laquelle, lors d'une division artérielle, le contour du vaisseau devant apparaître à l'avant-plan devra être prolongé sur la surface du vaisseau situé en arrière plan.



FIG. 10.4 – Croquis de trois bifurcations artérielles perçues différemment. La seule différence notable est au niveau des traits de contours dans la zone de branchement.

10.6 BILAN : UN OUTIL INTUITIF DE MODÉLISATION

Nous venons de définir 5 conventions principales, les trois premières étant couramment utilisées par les anatomistes, les deux autres étant issues d'une réflexion sur notre perception des formes et sur notre capacité à interpréter des croquis.

Cependant, si nous avons ajouté de nouvelles conventions dans le but de disposer d'indices visuels supplémentaires pour une modélisation plus cohérente, nous nous sommes efforcés de les définir à partir de principes naturels, afin qu'elles ne nécessitent pas de phase d'apprentissage de la part des enseignants.

En utilisant ces conventions de croquis anatomiques comme *connaissances à priori* sur les structures dessinées, nous pouvons ainsi offrir un outil simple et intuitif de modélisation d'artères par croquis 2D. L'enseignant n'a alors besoin - ni plus, ni moins - que d'un crayon, d'une palette de couleur, et de la connaissance de ces conventions, pour modéliser en 3D les structures qu'il a coutume de dessiner au tableau.

Notons que, afin de simplifier les étapes consistant à dessiner le contour d'une artère puis l'intérieur de sa surface d'un rouge plus clair, nous avons conçu un pinceau virtuel spécial dessinant simultanément la surface et le contour plus sombre.

EXTRACTION D'INDICES DE PROFONDEUR À PARTIR DU CROQUIS 2D

L'étape suivante de notre approche consiste naturellement à analyser un croquis réalisé au moyen de notre outil et représentant une ou plusieurs artères, afin d'en extraire les indices d'agencement et de profondeur qui nous permettront par la suite de modéliser la scène.

Nous venons de voir que la majorité des indices visuels de profondeur étaient véhiculés par les traits de contour et de silhouette des artères. Il nous faut donc extraire en premier lieu ces lignes de contours, lignes essentielles à notre analyse.

11.1 EXTRACTION DES LIGNES DE CONTOUR

Le croquis analysé étant supposé respecter les conventions de dessin anatomique, l'extraction des lignes de contour des artères est relativement simple et rapide : il nous suffit d'extraire tous les pixels de couleur rouge sombre.

Afin de disposer d'une représentation plus compacte de ce contour, nous convertissons l'ensemble des pixels extraits en un graphe composé de nœuds et de segments approximant les courbes formées par ces pixels. Pour ce faire, nous utilisons la même approche que pour la conversion du squelette géométrique en squelette implicite, présentée en Section 5.3.

Nous appellerons par la suite *squelette-contour* (ou encore *c-squelette*) ce graphe. La figure 11.1 présente le *c-squelette* (en bas) obtenu à partir du croquis de deux artères (à gauche). Le schéma du haut illustre quant à lui le squelette implicite issu de l'érosion du croquis - couleurs de contour, de surface et de section confondues - et calculé avec notre méthode déjà détaillée en Chapitre 5.

Précisons toutefois que, si nous construisons le *c-squelette* selon la même approche qu'un squelette implicite standard, nous n'affectons pas de poids aux nœuds de ce *c-squelette*.

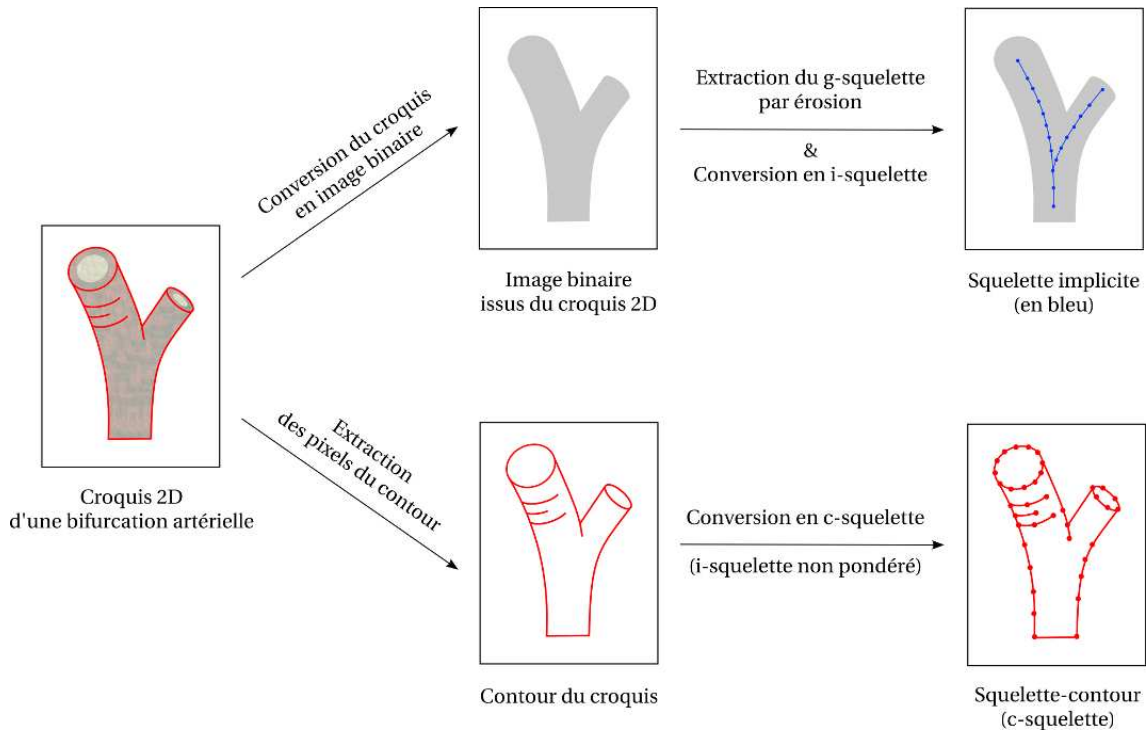


FIG. 11.1 – Extraction du squelette-contour et du squelette implicite de la surface à partir d'un croquis 2D.

11.2 CALCUL DE L'ORIENTATION D'UN VAISSEAU

Comme nous l'avons vu sur la figure 10.2, l'orientation d'un vaisseau peut être déduite de la forme des sections de ses extrémités.

La première étape est donc d'identifier les sections dans le croquis. Une section étant définie, selon les conventions, par un ensemble connexe de pixels blancs, il nous suffit d'isoler ces zones de pixels, et de vérifier qu'elles sont incluses dans un cycle du c-squelette, comme illustré par la figure 11.2.

Une fois les sections *visibles* des vaisseaux identifiées, l'objectif est d'étudier chacune de celles-ci pour définir l'orientation de l'extrémité associée. Pour cela, nous calculons l'*ellipticité* E de la section s , par la formule suivante :

$$E(s) = 1 - \frac{r_{min}(s)}{r_{max}(s)} \quad (11.1)$$

avec $r_{min}(s)$ le rayon mineur de l'ellipse, et $r_{max}(s)$ le rayon majeur. Ces rayons correspondent aux rayons du cycle du c-squelette associé à la section.

Si les deux rayons $r_{min}(s)$ et $r_{max}(s)$ sont de tailles égales, l'ellipticité $E(s)$ a pour valeur 0, et

la section est reconnue comme étant un cercle. Dans ce cas, l'extrémité de l'axe du vaisseau sera orientée de façon orthogonale au plan de dessin.

A l'inverse, si l'ellipticité tend vers 1, la section est perçue comme une ellipse fortement prononcée, et le vaisseau sera orienté *dans* le plan de dessin.

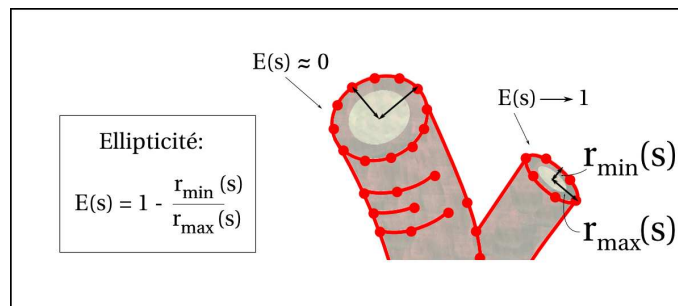


FIG. 11.2 – Calcul de l'ellipticité d'une section, en fonction des rayons $r_{min}(s)$ et $r_{max}(s)$.

En pratique, il n'est jamais possible d'obtenir une valeur de $E(s)$ exactement égale à 0 ou 1. Ceci s'explique par le fait que notre analyse portant sur un croquis *manuel*, celui-ci est inévitablement entaché d'une certaine imprécision due à la notion même de « manuel ».

Nous prenons donc en compte cette imprécision du croquis en ré-échantillonnant l'intervalle des valeurs de E , afin de pouvoir obtenir malgré tout des vaisseaux orthogonaux au plan de dessin quand ceux-ci semblent l'être.

Pour cela, nous avons dessiné dans notre système un certain nombre de sections, de la section idéalement ronde à la section très elliptique, afin de mesurer les valeurs de E dans les différents cas. Il est ressorti de ces tests que nous obtenions « au mieux » une ellipticité approximativement égale à 0.3 pour un cercle, et 0.7 pour une ellipse très fine. Nous avons donc ré-échantillonné l'intervalle $[0.3; 0.7]$ dans l'intervalle $[0; 1]$, ce qui nous permet maintenant d'obtenir des valeurs d'ellipticité égales à 0 sans avoir besoin de dessiner un cercle parfait.

11.3 ANALYSE DE LA COURBURE D'UN VAISSEAU

Comme spécifié précédemment, la convention permettant de définir la courbure d'un vaisseau consiste à dessiner des traits de hachure dans les zones de forte courbure. Si les hachures sont réparties uniformément le long du vaisseau, ou en l'absence de hachures, nous considérons que le vaisseau est courbé de façon uniforme d'une extrémité à l'autre.

Extraire les hachures du croquis semble à première vue relativement simple. Pour ce faire, il nous suffit d'identifier les « segments internes terminaux » du c-squelette, c'est-à-dire tout segment du c-squelette à l'intérieur du contour et n'ayant pas de voisin à l'une de ses extrémités. Ces segments sont cerclés sur le schéma central de la figure 11.3.

Cependant, une attention particulière doit être portée à cette extraction de « segments internes terminaux », car certains d'entre eux ne correspondent pas à des hachures. Si les segments inclus dans le cercle de gauche du schéma central (Fig. 11.3) correspondent bien à des

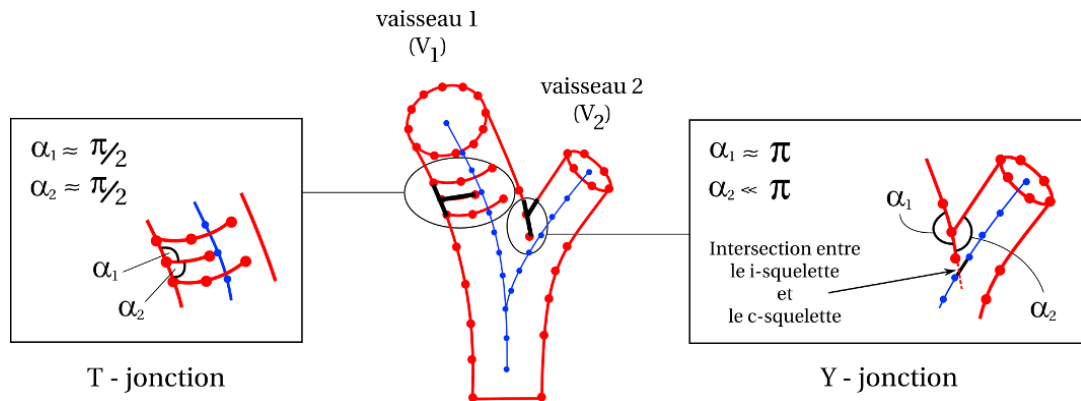


FIG. 11.3 – Les hachures et branchements se différencient par la forme de leur jonction. Les hachures forment une jonction en forme de « T » (cadre de gauche), tandis qu'un branchement de vaisseaux s'identifie par une Y-jonction. Dans le branchement représenté ici, c'est le i-squelette du vaisseau 2 qui est intersecté par la Y-jonction du c-squelette : le vaisseau 2 « naît » donc de l'arrière du vaisseau 1.

hachures, celui cerclé à droite semble davantage offrir une indication de position relative entre les deux vaisseaux V_1 et V_2 au point de branchement. La difficulté ici est donc de faire la distinction entre ces deux types de segments et de jonctions sur le c-squelette. Une fois l'extraction des hachures réalisée, il nous suffira de calculer la répartition de celles-ci le long du c-squelette afin d'en déduire la présence - ou non - d'une forte courbure du vaisseau.

Extraction et distinction des différentes jonctions sur le squelette-contour

Les « segments internes terminaux » de type « hachure » se distinguent de ceux de type « bifurcation artérielle » par l'allure générale de la jonction dans laquelle ils sont impliqués. Tandis que les jonctions formées par les hachures ressemblent à des T-jonctions que l'on appellera par la suite *T-jonctions* -, la jonction formée par une bifurcation évoque un Y (*Y-jonction*). Ces deux lettres T et Y ne différenciant que par leurs angles, nous identifions le type d'une jonction en calculant les deux angles qui la caractérisent.

Soient α_1 et α_2 les angles formés par les segments du c-squelette impliqués dans une jonction. Si l'un de ces angles α_1 ou α_2 tend à se rapprocher de l'angle plat, la jonction concernée est identifiée comme une Y-jonction. En revanche, si les deux angles sont plus ou moins similaires, et donc proches de l'angle droit, la jonction est répertoriée comme T-jonction. En pratique, nous définissons comme Y-jonction toute jonction dont l'un des angles α_1 ou α_2 est supérieur à $\frac{3*\pi}{4}$; les autres jonctions étant donc des T-jonctions, c'est-à-dire des hachures.

11.4 ANALYSE D'UNE BIFURCATION ENTRE DEUX VAISSEAUX

Nous venons de détailler les deux types de jonctions - T-jonction et Y-jonction - identifiables dans le c-squelette, ainsi que la sémantique portée par chacune d'elle. Tandis que les T-jonctions

sont essentielles pour déterminer les hachures, les Y-jonctions caractérisent une division artérielle entre deux vaisseaux.

Comme illustré par la figure 11.3, à chaque Y-jonction du squelette-contour correspond un point de branchement sur le squelette implicite de la région 2D globale. La réciproque est fautive : à chaque point de branchement ne correspond pas nécessairement une Y-jonction, comme cela sera expliqué par la suite.

L'association de ces deux éléments - Y-jonction et point de bifurcation - permet de caractériser les relations entre les différents vaisseaux, comme détaillés ci-dessous.

11.4.1 Position relative des vaisseaux

Lors de l'étude des conventions anatomiques de dessin, nous avons établi qu'il était intuitif d'étendre le contour d'un vaisseau de l'avant-plan sur la surface du vaisseau sous-jacent, et ce au niveau de la bifurcation : cela correspond donc au « pied » du Y.

La difficulté ici est de trouver la méthode d'analyse permettant de distinguer le vaisseau de l'avant-plan de celui de l'arrière plan. La Y-jonction seule ne suffit pas à établir cette relation.

L'idée est alors de calculer l'intersection de cette jonction avec le i-squelette de la forme 2D globale, comme illustré par la figure 11.3 : la branche du i-squelette intersectée par la Y-jonction ou son extension (trait en pointillés) appartient au vaisseau se situant à l'arrière plan du second vaisseau impliqué dans la bifurcation. Dans notre exemple, le segment du i-squelette intersecté par la Y-jonction du c-squelette appartient au vaisseau V_2 : ce vaisseau V_2 « naît » donc de l'arrière du vaisseau V_1 .

Pour toute jonction, l'intersection de celle-ci avec le i-squelette est ainsi calculée, afin de déduire les positions relatives des artères les unes par rapport aux autres.

Soulignons que, si à un point de bifurcation donné, il n'y a aucune Y-jonction associée, nous considérons alors que les vaisseaux se divisent dans un même plan, parallèle au plan de dessin.

11.4.2 Relation de parenté

Chaque point de bifurcation du i-squelette est parallèlement utilisé pour établir une hiérarchie entre les différents vaisseaux impliqués dans cette bifurcation. Par la suite, nous appellerons cette hiérarchie « relation de parenté ».

Pour établir une telle relation, il suffit de comparer le diamètre de chacun des vaisseaux - ou plus précisément le rayon comme défini dans la Section 5.2 - et de les ordonner selon ce rayon. L'artère ayant le plus grand rayon est définie comme étant l'artère *mère* des autres vaisseaux. Ainsi, sur l'exemple de l'artère aorte (Fig. 11.4), l'artère n°1 est « mère » des artères n°3, n°4 et n°5, l'artère n°3 étant elle-même « mère » de l'artère n°2.

11.5 SUPERPOSITION D'ARTÈRES

Dans le cas d'artères superposées, voire entrelacées, l'analyse du croquis est plus délicate. Parallèlement à l'extraction des indices de positions relatives, il faut aussi déterminer, pour chacune des artères, les branches du squelette implicite qui leur sont propres, ceci afin de leur attribuer leur propre i-squelette, et pouvoir par la suite leur assigner une profondeur adéquate.

Si l'on observe la figure 11.5, présentant une configuration déjà relativement complexe pour des vaisseaux sanguins, l'on s'attend à obtenir le squelette implicite représenté sur l'image du milieu. Dans ce cas-ci, extraire le squelette implicite propre à chacune des deux artères ne

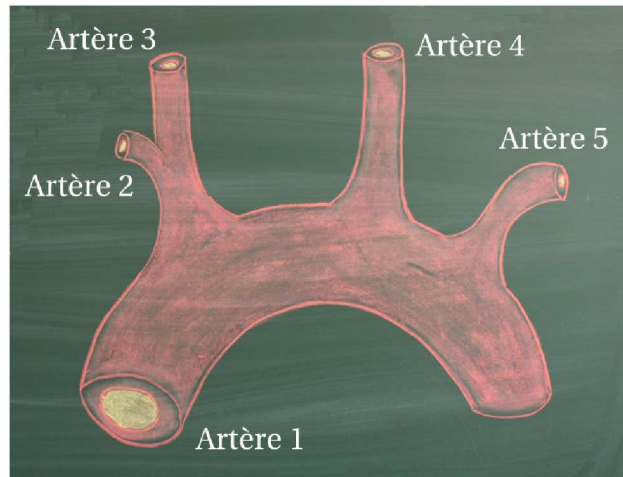


FIG. 11.4 – « Relation de parenté » définie à partir du diamètre des différents vaisseaux. Sur cet exemple de l'artère aorte, l'artère n°1 est dite « mère » des artères n°3, n°4 et n°5, l'artère n°3 étant elle-même « mère » de l'artère n°2.

semble pas trop difficile ; nous verrons par la suite les règles utilisées pour définir correctement ces squelettes. Néanmoins, ce squelette représenté sur l'image du milieu n'est pas celui obtenu par notre méthode exposée en Section 5, et ce du fait de l'utilisation d'un algorithme d'érosion de l'image. Le i-squelette en réalité obtenu est illustré par l'image de droite : les intersections de celui-ci ne sont pas composées d'un nœud et de quatre segments, mais de deux nœuds connectés chacun à trois segments, l'un de ces segments connectant ces nœuds mêmes. L'on voit ici la difficulté à attribuer à chacune des artères son propre i-squelette, certains segments appartenant aux deux artères à la fois.

Ainsi, avant même d'affecter à chacune des artères son squelette spécifique, un certain traitement du i-squelette (appelé « graphe » par la suite) doit être effectué, afin d'extraire tout d'abord l'ensemble des chemins existants entre chaque « paire d'extrémités », puis parmi ceux-ci, les chemins « les plus plausibles » au sens anatomique ; chemins décrivant alors les i-squelettes des artères. Les notions de « paire d'extrémités » et de « chemin plausible » sont détaillées dans les paragraphes suivants.

11.5.1 Extraction de chemins dans un graphe

Nous appelons « paire d'extrémités » toute paire composée d'une section d'une artère et d'une extrémité libre (extrémité ne représentant pas une section). Sur le schéma 11.6, les paires d'extrémités ainsi identifiées sont les paires $\{S_1, E_a\}$, $\{S_1, E_b\}$, $\{S_2, E_a\}$ et $\{S_2, E_b\}$.

L'objectif ici est de calculer l'ensemble des chemins entre chaque composante d'une paire ainsi définie. Pour ce faire, nous appliquons des transformations successives sur le graphe afin que son parcours soit plus rapide et l'extraction de ces chemins plus simple.

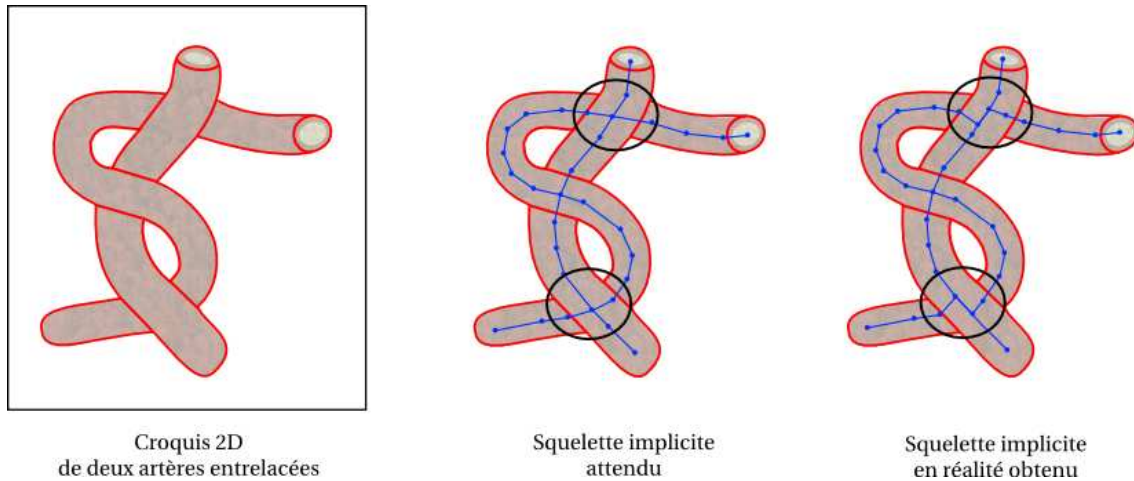


FIG. 11.5 – De gauche à droite : croquis 2D de deux artères entrelacées, squelette implicite attendu et squelette implicite en réalité obtenu. Dans ce dernier, deux segments (un dans chaque cercle) « appartiennent » simultanément aux deux artères : attribuer à chacune d'elles son propre *i*-squelette nécessite donc certaines modifications de ce graphe.

Les différentes transformations appliquées, illustrées par la figure 11.6, sont les suivantes :

1. Simplification du graphe : tous les nœuds de degré égal à 2 sont contractés (c'est-à-dire les nœuds qui ne sont ni des extrémités, ni des nœuds de bifurcation entre 3 segments ou plus).
2. Contraction itérative du graphe : chaque nœud de degré égal à 1 est supprimé après avoir été enregistré dans la liste du voisin auquel il est associé. Ceci permettra par la suite d'appliquer une « transformation inverse » sur le graphe simplifié afin de retrouver ces nœuds supprimés. Cette contraction se fait de façon itérative jusqu'à ce que le graphe ne comporte plus de nœud de degré 1.
Ainsi, sur l'exemple de la figure 11.6, la première itération permet d'associer les nœuds n_0 et n_2 au nœud n_1 d'une part, ainsi que le nœud n_7 à n_6 et le nœud n_8 à n_5 d'autre part. Lors de la seconde itération, le nœud n_1 est alors associé à n_3 .
3. Contraction des nœuds de degré égal à 2, de façon similaire à la première étape de simplification. Dans notre exemple, le nœud n_6 est ainsi associé au nœud n_5 .

Le graphe initial étant ainsi simplifié, l'extraction des chemins entre deux composantes d'une paire $\{section, \text{extrémité libre}\}$ consiste alors à calculer les chemins entre les nœuds auxquels elles sont associées dans le graphe simplifié, puis à appliquer les transformations inverses subies par le graphe initial sur ces chemins, pour en retrouver les chemins initiaux. Les quatre chemins ainsi identifiés entre S_2 et E_a par exemple sont illustrés sur la figure 11.7.

Sur cet exemple de deux artères entrelacées, nous obtenons finalement 16 chemins possibles, c'est-à-dire quatre chemins pour chaque paire comme définie précédemment.

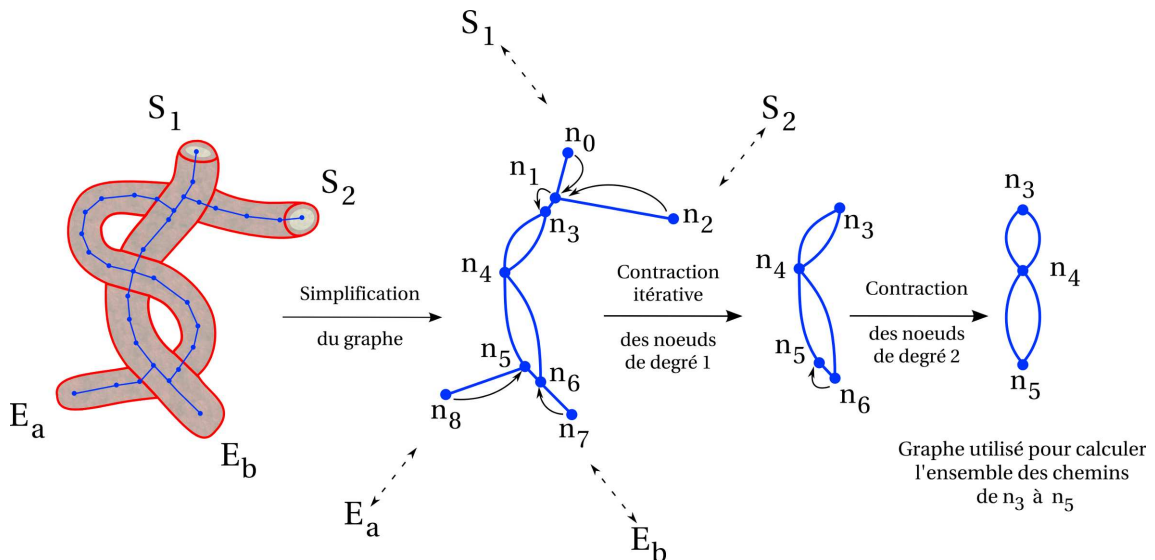


FIG. 11.6 – Illustration des différentes transformations appliquées au *i*-squelette initial afin d'obtenir un graphe plus rapide à parcourir pour une extraction de chemins plus simple.

11.5.2 Définition d'un chemin « le plus plausible »

L'objectif est maintenant d'attribuer à chaque artère son chemin « le plus plausible » à partir de sa section, ce qui permettra ensuite de lui assigner son propre squelette implicite.

Or, comme nous venons de le voir sur l'exemple de la figure 11.7, nous obtenons un certain nombre de chemins possibles dès lors que le graphe comprend un cycle. Ainsi, quatre chemins distincts existent entre la section S_2 et l'extrémité E_a , et quatre autres chemins sont aussi identifiables entre cette même section S_2 et la seconde extrémité E_b . Deux difficultés se posent : déterminer l'extrémité libre E_a ou E_b devant être associée à S_2 , ainsi que son chemin.

Il nous faut donc établir des critères de « plausibilité » d'un chemin. Pour ce faire, nous nous appuyons sur le constat suivant, établi à partir de l'observation de notre exemple mais tout aussi valable pour d'autres croquis anatomiques de vaisseaux : lorsque deux artères se superposent, l'artère de l'arrière plan momentanément occultée poursuit globalement sa trajectoire et se trouve ainsi toujours dans la même direction lorsqu'elle redevient visible.

Ainsi, si l'on appelle « segment occulté » tout segment du *i*-squelette intersecté par le squelette-contour ¹, l'on en déduit que tout segment occulté doit avoir dans son voisinage proche un second segment occulté, celui-ci marquant alors la seconde frontière de la zone occultée de l'artère. Ce dernier doit aussi avoir même direction que le premier, et la distance entre deux segments occultés ainsi associés doit être minimale. Sur la figure 11.8 sont indiquées deux paires de segments occultés associés, l'une de ces deux paires étant correcte, et l'autre non.

Par ailleurs, nous ajoutons une règle selon laquelle un segment du *i*-squelette ne peut être

¹Notons qu'un segment du *i*-squelette intersecté par un « segment interne terminal » (T-jonction ou Y-jonction) ou par le cycle de segments cerclant la section, n'est pas considéré comme « segment occulté ».

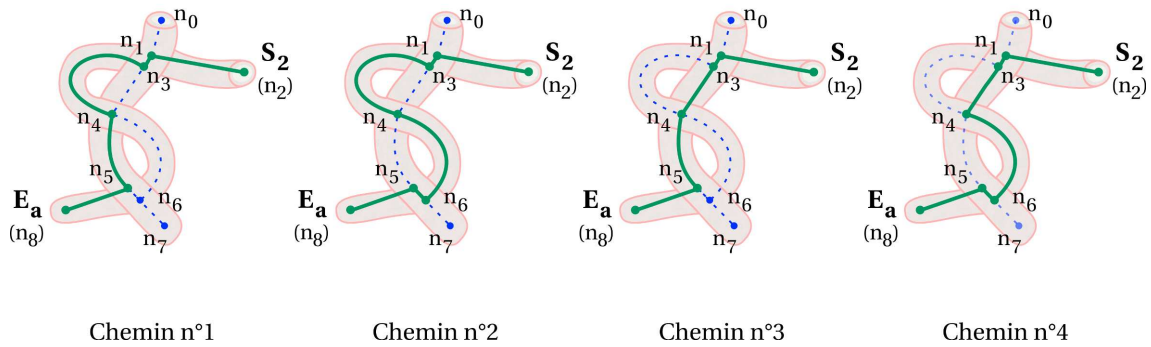


FIG. 11.7 – Sur cette figure sont représentés, en vert, les quatre chemins du graphes joignant la section S_2 à l'extrémité E_a .

parcouru deux fois par le même chemin, ce qui évitera de considérer comme plausible un chemin faisant une boucle. Nous verrons cependant que cette configuration pouvant - et parfois devant - se produire, ce critère doit être pondéré d'un coefficient inférieur.

Les quatre critères finalement utilisés pour évaluer chacun des chemins extraits du graphe sont les suivants :

- Critère °1 : tout chemin plausible doit comporter un nombre pair de segments occultés.
- Critère °2 : la distance moyenne entre deux segments occultés d'une même paire doit être minimale.
- Critère °3 : deux segments occultés associés doivent avoir même direction.
- Critère °4 : tout segment du graphe utilisé plus d'une fois dans un chemin est pénalisant.

A partir de ces quatre critères, nous pouvons attribuer à chacun des chemins un score $S(\text{chemin})$, comme défini ci-dessous. Le chemin affecté du score minimal sera alors dit « le plus plausible ».

Critère n °1 L'évaluation de ce critère est immédiate, et pénalise le chemin comportant un nombre impair de segments occultés :

$$S(\text{chemin}) + = (\text{nb segments occultes}) \%2 \quad (11.2)$$

Critère n °2 L'évaluation du second critère est différente selon que le nombre de segments occultés soit pair ou impair. Dans le cas d'un nombre pair, soit $2n$ ce nombre et s_i le i^{eme} segment occulté. La distance moyenne d_{moy} est calculée à partir des distances entre chaque segment d'une paire de *segments occultés associés*, puis normalisée par la longueur du chemin l , de la façon suivante :

$$d_{\text{moy}} = \frac{1}{l} \sum_{i=0}^{n-1} \frac{d_c(s_{2i}, s_{2i+1})}{n} \quad (11.3)$$

Notons que la distance d_c est une distance curviligne, c'est-à-dire le long du chemin. La longueur du chemin l est quant à elle égale à la somme des longueurs de chaque segment.

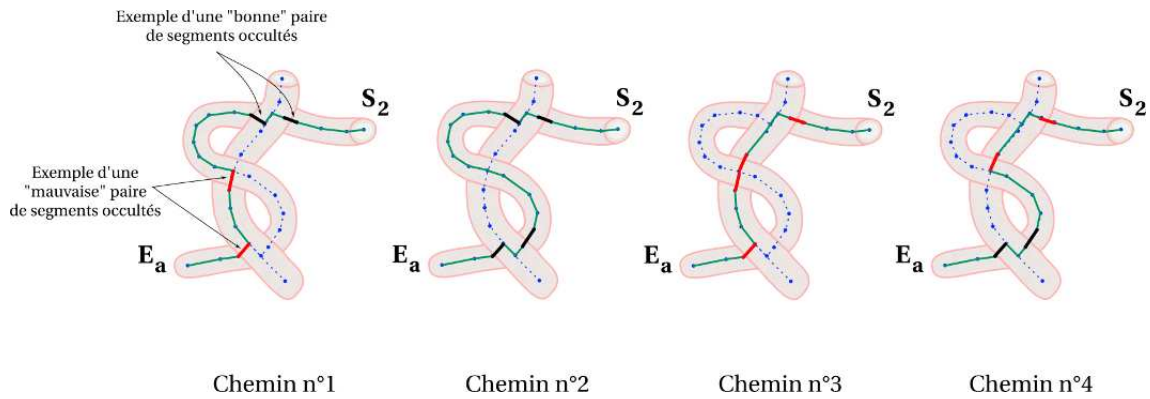


FIG. 11.8 – Analyse des critères de « plausibilité » sur quatre chemins. En noir sont représentées les paires de segments occultés n'apportant aucune pénalité au chemin, et en rouge celles pénalisant le chemin. Sur les chemins n°1 et n°4, les segments rouges ne sont pas orientés dans la même direction, et sont par ailleurs fortement éloignés l'un de l'autre : ils ne définissent pas une zone plausible d'occultation d'une artère. Le chemin n°3 est une combinaison des paires de segments rouges des chemins n°1 et n°4 : ce chemin est le moins plausible. Le chemin le plus plausible est finalement le chemin n°2.

Dans le cas d'un nombre impair ($2n + 1$), puisque l'association par paire de ces segments occultés n'est pas possible, la distance moyenne est calculée sur chacune des paires de deux segments occultés consécutifs dans le graphe :

$$d_{moy} = \frac{1}{l} \sum_{i=0}^{2n-1} \frac{d_c(s_i, s_{i+1})}{2n} \quad (11.4)$$

d_{moy} étant une moyenne normalisée, nous avons $0 \leq d_{moy} \leq 1$. Cette moyenne est ainsi considérée comme pénalité pour un chemin :

$$S(\text{chemin}) + = d_{moy} \quad (11.5)$$

Un chemin est ainsi d'autant moins pénalisé que cette distance moyenne est faible.

Critère n°3 Le troisième critère nécessite simplement de calculer le produit scalaire entre les directions de deux segments occultés consécutifs. Soit α ce produit scalaire. Il sera d'autant plus proche de 1 que les deux segments sont orientés dans la même direction. Pour chacune des paires de segments occultés, la pénalité ajoutée est alors égale à :

$$S(\text{chemin}) + = (1 - \alpha) \quad (11.6)$$

Critère n°4 Soit l_s la somme des longueurs des segments d'un chemin parcourus deux fois par ce même chemin. La longueur normalisée de ces segments, égale à l_s/l , est alors comprise entre 0 et 1. Notons qu'un chemin comportant de tels segments n'est pas à exclure automatiquement des chemins plausibles, comme le montre la figure 11.9. Sur cet exemple, le chemin n°2 est par ailleurs plus plausible que le chemin n°1. Ainsi, la pénalité correspondant à ce critère doit être

plus faible que celle correspondant au critère n°3. Cette pénalité est donc ajoutée de la façon suivante au score du chemin :

$$S(\text{chemin}) + = 0.5 * \frac{l_s}{l} \quad (11.7)$$

L'évaluation de ces quatre critères sur l'exemple de la figure 11.8 permet ainsi de définir le chemin n°2 comme « chemin le plus plausible » entre S_2 et E_a : il comprend deux paires de segments occultés proches l'un de l'autre, et orientés dans la même direction, ce qui n'est le cas d'aucun des trois autres chemins. Cette évaluation est par ailleurs réalisée simultanément entre S_2 et E_b , puisque nous ne savons pas à priori laquelle des extrémités E_a ou E_b appartient à l'artère dont la section est S_2 . Néanmoins, aucun chemin entre S_2 et E_a n'est plus plausible que le chemin n°2.

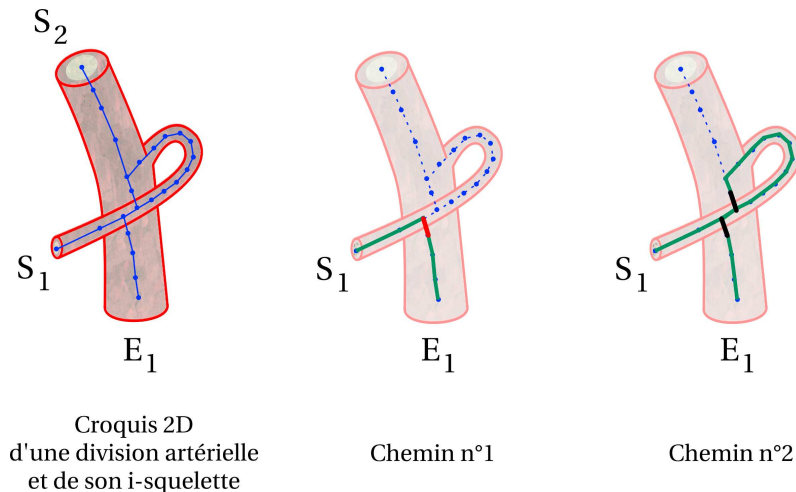


FIG. 11.9 – A gauche : croquis 2D d'une division artérielle et son i-squelette. A droite, les deux chemins possibles entre S_1 et E_1 sont représentés en vert. Le chemin de droite est plus plausible que celui de gauche, bien que le segment situé entre les deux segments occultés (en noir) soit utilisé deux fois par celui-ci. Le chemin du milieu est le moins plausible pour deux raisons : il ne comprend qu'un seul segment occulté, et qui forme par ailleurs un angle droit avec le segment précédent.

Cette évaluation étant ainsi effectuée sur chaque ensemble de chemins associés à une section, et le chemin le plus plausible étant extrait pour chacune de ces sections, une vérification doit être faite pour s'assurer que tous les segments du i-squelette sont bien utilisés par l'un ou l'autre des chemins. Si ce n'est pas le cas, la « seconde meilleure » combinaison de chemins plausibles est testée et ainsi de suite jusqu'à trouver une combinaison adéquate.

Notons que lors de nos tests sur différents exemples, la première combinaison était toujours validée. Quand ce n'était pas le cas, il s'agissait davantage d'un problème dû à une mauvaise définition des critères ; c'est par ailleurs ce qui nous a permis d'affiner cette fonction d'évaluation.

La figure 11.10 illustre pour finir le chemin le plus plausible pour chacune des deux artères

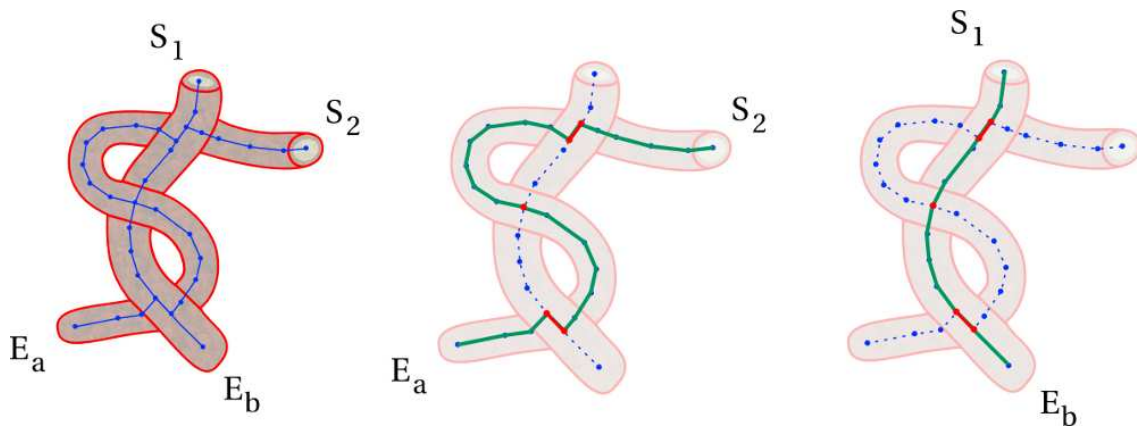


FIG. 11.10 – Croquis 2D de deux artères entrelacées, et chemins les plus plausibles, entre S_2 et E_a d'une part, et S_1 et E_b d'autre part. Les éléments rouges (segments et nœuds) sont des éléments assignés simultanément aux deux artères : ils nécessitent donc d'être dupliqués lors de l'attribution du squelette implicite propre à chacune des artères.

entrelacées.

Dès lors que chaque artère s'est vue affecter son chemin le plus plausible, il ne reste qu'à déconnecter le squelette implicite initial pour attribuer à chacune d'elle son propre i-squelette. Néanmoins, dans le cas d'éléments attribués simultanément à plusieurs artères, comme illustré sur la figure 11.10, il est nécessaire de dupliquer ces éléments. Une attention particulière doit alors être portée lors de leur insertion dans le i-squelette approprié, afin de mettre à jour les relations de voisinage entre les différents segments, tout nœud n'étant alors plus que de degré 2 au maximum.

Positions relatives des artères

Établir une relation de profondeur entre les artères après avoir défini leur propre i-squelette est relativement simple. Lors de l'affectation de ces i-squelettes, nous avons vu que certains éléments nécessitaient d'être dupliqués. Ce sont ces éléments mêmes qui permettent d'établir une position relative entre les vaisseaux.

Pour chaque élément ainsi dupliqué, une correspondance est établie entre les deux éléments similaires. Lors de la modélisation d'une artère, ceci permettra de retrouver rapidement les nœuds équivalents sur les autres i-squelettes auparavant connectés à cette artère, et donc de déterminer rapidement la profondeur de cette artère en chacun de ces nœuds en fonction de la profondeur de ces mêmes nœuds sur les autres artères.

Notons par ailleurs qu'une relation « premier-plan / arrière-plan » est simultanément définie pour chaque correspondance de nœuds établie, afin de mémoriser laquelle des artères est devant l'autre dans une situation de superposition. Pour établir une telle relation, il suffit alors de regarder à quelle artère appartient les segments occultés dans le voisinage d'un nœud

dupliqué : l'artère possédant ces segments est l'artère se situant à l'arrière-plan.

11.6 BILAN

A l'aide d'un certain nombre de conventions de croquis anatomiques, ainsi que de règles simples et intuitives de dessin, nous avons pu interpréter un certain nombre d'indices visuels, redéfinis en terme de *contraintes*.

Par soucis de clarté pour la suite de ce chapitre, nous listons ces contraintes, définies pour chacun des vaisseaux :

- Contrainte n°1 (C_1) : orientation de l'extrémité à la « racine » de l'artère (*dépendant du point de branchement s'il y a lieu*);
- Contrainte n°2 (C_2) : orientation de l'extrémité « libre » (*dépendant de l'ellipticité de la section*);
- Contrainte n°3 (C_3) : courbure le long de l'artère (*selon la présence et la répartition des hachures*);
- Contrainte n°4 (C_4) : profondeur relative, due à la superposition d'un autre vaisseau.

Ces contraintes, qui définissent la sémantique du croquis, semblent bien peu nombreuses pour modéliser de façon exacte les artères esquissées : un nombre infini de positions pour ces artères - respectant ces contraintes - sont en réalité possibles. Nous pouvons cependant ajouter à cette liste deux contraintes ; une contrainte d'« attache » (C_5) et une contrainte d'« encombrement minimal » (C_6) :

- Contrainte n°5 (C_5) : à tout point de bifurcation artérielle, les artères impliquées en ce point doivent avoir les mêmes coordonnées 3D, ceci pour conserver leur connexité;
- Contrainte n°6 (C_6) : les organes du corps humain étant à proximité immédiate les uns des autres, l'espace entre deux artères se superposant doit être minimal.

Ces contraintes ainsi établies, nous pouvons passer à l'étape de modélisation de la scène 3D correspondant au croquis 2D. Néanmoins, suivant la sémantique extraite du croquis, la majorité des artères vont nécessiter d'être plus ou moins courbées, et leur axe médian ne sera plus plan. Pour ce faire, il nous faut donc convertir les *i-squelettes* 2D² des artères en *squelettes* 3D³, ceci à l'aide des contraintes définies précédemment. La figure 11.11 résume de façon schématique les différentes étapes du processus de modélisation 3D des artères à partir de l'exploitation des conventions de dessin précédemment définies.

²Un *i-squelette* 2D est une courbe squelette définie dans le plan de dessin.

³Un *squelette* 3D est une courbe gauche dans l'espace 3D dans lequel l'artère est reconstruite

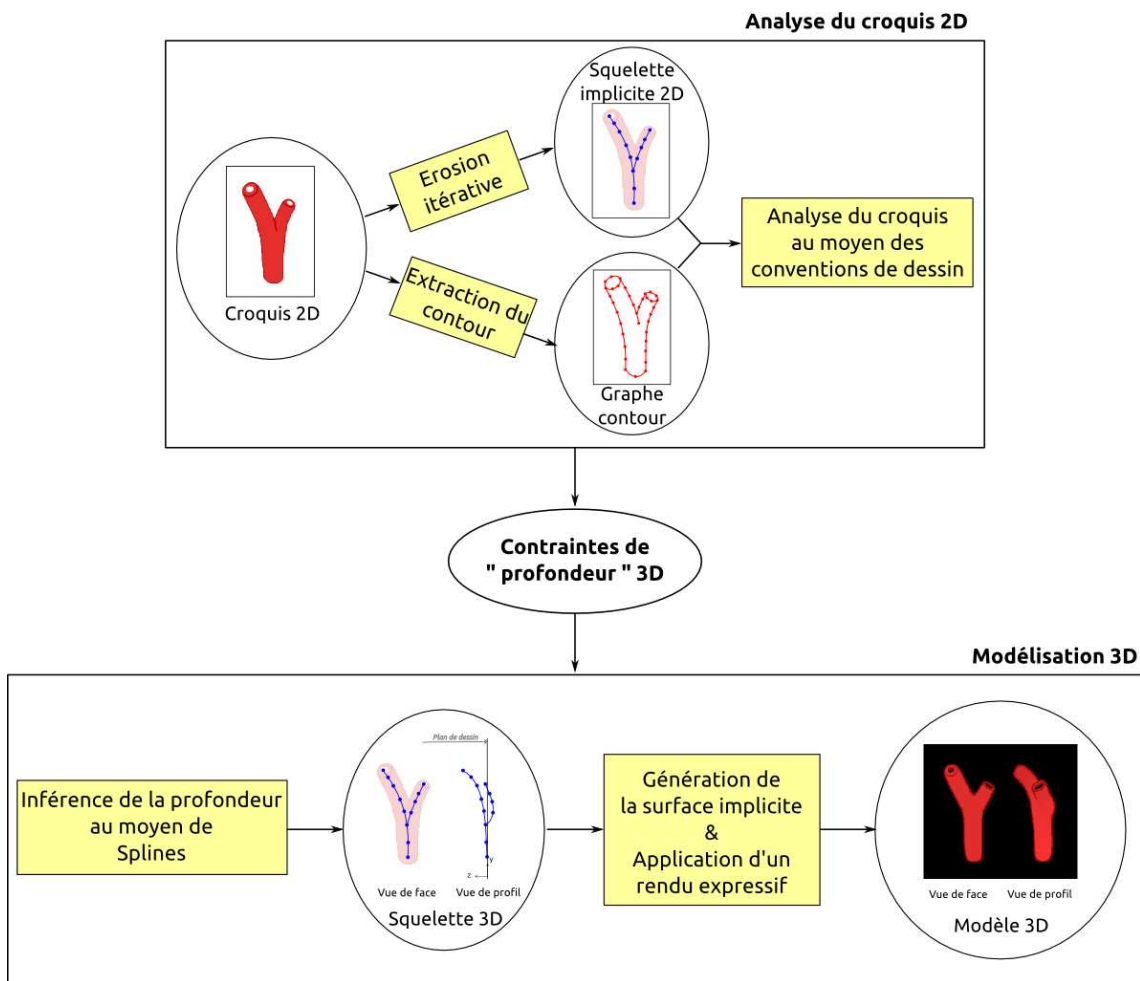


FIG. 11.11 – Schéma résumant les différentes étapes du processus de modélisation 3D des artères, depuis l'analyse du croquis 2D au moyen des conventions de dessin anatomique, jusqu'au modèle 3D, en passant par l'élaboration de la sémantique du croquis (ensemble des contraintes de « profondeur » 3D).

MODÉLISATION 3D DES ARTÈRES

Avant même de formaliser les contraintes sous forme mathématique, il nous faut choisir un modèle approprié pour représenter les squelettes 3D. Après une brève étude des modèles envisageables, nous justifions notre choix de modèle et détaillons la façon dont nous y appliquons les contraintes extraites du croquis 2D.

12.1 CHOIX DU MODÈLE MATHÉMATIQUE POUR REPRÉSENTER LES SQUELETTES 3D

Notre objectif étant de convertir les squelettes 2D en squelettes 3D lisses afin de générer, par extension, des artères lisses, notre choix s'est naturellement orienté vers l'utilisation de splines.

Dans notre cas, puisque nous disposons d'un ensemble de contraintes de positions absolues ou relatives pour chacune des artères, les splines d'interpolation semblent, à première vue, être le modèle le plus adéquat pour assurer de respecter les contraintes définies. Nous avons donc tout d'abord expérimenté les splines cardinales; celles-ci permettant, en modulant le paramètre de tension, de régler les tangentes aux extrémités des vaisseaux. Cependant, ce degré de liberté seul n'étant pas suffisant pour obtenir les orientations désirées, nous avons par la suite utilisé les splines de Kochanek-Bartels : celles-ci offrent davantage de contrôle sur la courbure du squelette 3D grâce aux paramètres de tension, de continuité et de biais. Néanmoins, cette initiative a été aussi peu concluante que la précédente.

Finalement, la propriété première de ces splines, qui est d'interpoler les contraintes, s'est révélée être un problème majeur dans notre situation. En effet, les splines d'interpolation présentent l'inconvénient de ne pas retenir la courbe dans l'enveloppe convexe des points de contrôle; il est donc très difficile d'assurer que deux vaisseaux se superposant ne s'intersectent pas, voire impossible puisque nous n'avons aucun contrôle sur leur comportement par rapport à cette enveloppe convexe (Fig. 12.1). Le second inconvénient des splines d'interpolation est qu'elles nécessitent un échantillonnage uniforme des points de contrôle si l'on souhaite obtenir une courbe ayant une tension régulière. Or, comme nous le verrons en Section 12.3, les positions des points de contrôle que nous utilisons dépendent directement des contraintes extraites du croquis de l'utilisateur; il est donc peu probable que ces points soient répartis uniformément le long du squelette plan 2D. Pour utiliser de telles splines, il faudrait alors créer des points de contrôle « virtuels » afin d'obtenir un échantillonnage régulier de ceux-ci, mais la modélisation

n'en serait que plus coûteuse.

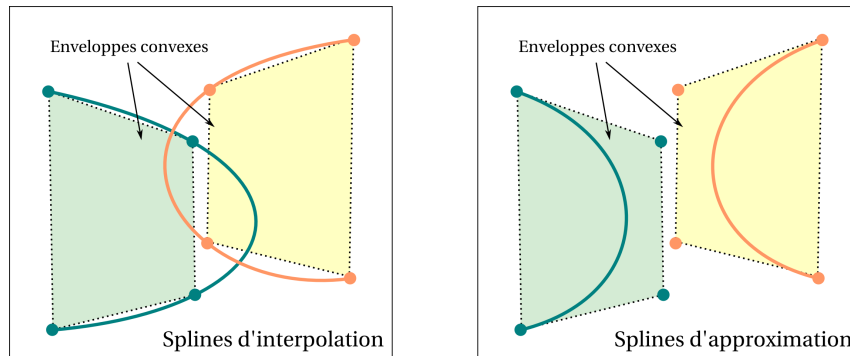


FIG. 12.1 – Comparaison du comportement des splines d'interpolation et d'approximation en fonction de leurs points de contrôle. Tandis que les splines d'approximation sont retenues dans l'enveloppe convexe de leurs points de contrôle, les splines d'interpolation ne le sont pas, et s'intersectent alors dans cet exemple.

A la vue de ces inconvénients, nous avons porté notre attention sur les splines cubiques d'approximation, qui ne semblaient pas initialement le modèle le plus adapté. Même si cette catégorie de splines permet de conserver une courbe dans l'enveloppe convexe de ses points de contrôle, comme illustré par la figure 12.1, il est en effet contre-intuitif d'utiliser de telles splines pour interpoler des contraintes.

Cependant, avec un peu de recul, les contraintes que nous avons définies n'ont pas nécessairement besoin d'être des contraintes d'interpolation : elles représentent davantage des intervalles de valeurs à respecter que des positions précises à interpoler.

Parmi les contraintes dont nous disposons, une seule d'entre elles est une contrainte absolue : il s'agit de la contrainte C_5 , imposant que deux artères impliquées dans une bifurcation artérielle aient les mêmes coordonnées en ce point. Cependant, l'utilisation de splines d'interpolation n'est pas un obstacle au respect de cette contrainte. Dans une telle situation, le point de bifurcation correspond obligatoirement à la racine d'une des deux artères : il suffit alors de tripler le point de contrôle associé à l'extrémité de cette artère pour que celle-ci interpole la contrainte de position, et soit correctement connectée sur la surface de l'artère « mère ». Soulignons par ailleurs que le point de contrôlé triplé se situant à une extrémité de squelette, la continuité C^2 est correctement conservée sur l'ensemble du squelette.

Nous avons finalement opté pour ce modèle de splines, et plus spécifiquement, nous avons porté notre choix sur des B-splines non uniformes, puisque celles-ci permettent d'utiliser des points de contrôle non-uniformément répartis le long des squelettes.

12.2 MÉTHODOLOGIE APPLIQUÉE POUR MODÉLISER LA SCÈNE 3D

Comme nous l'avons dit précédemment, nous sommes face à un problème sous contraint : pour un même croquis 2D, et malgré tous les indices visuels de profondeur et d'agencement

extraits de ce croquis, il existe une multitude de scènes 3D pouvant correspondre à ce croquis. Afin de modéliser une scène « plausible » conservant la cohérence du croquis, il a donc fallu suivre une certaine rigueur dans le processus de calcul des points de contrôle correspondant aux contraintes de la sémantique, ces points de contrôle permettant ensuite de convertir les i-squelettes 2D en squelettes 3D au moyen des B-splines.

12.2.1 Une modélisation ordonnée

Nous avons constaté qu'un enseignant suit le même processus chaque fois qu'il dessine un réseau d'artères. Dans un premier temps, il représente l'artère la plus grosse, celle-ci servant de « support » aux artères de taille plus petite. Ce n'est que dans un second temps qu'il dessine toutes les artères de taille inférieure.

Ce processus est lié à la structure même d'un arbre vasculaire. Les anatomistes ne parlent pas de « jonction » ou de « branchement » d'artères par exemple, ils utilisent les termes de « bifurcation artérielle » ou « division artérielle », et disent qu'une artère « se divise » ou, dans le cas d'une grosse artère se divisant en plusieurs artères de tailles très inférieures, que l'artère « donne des collatérales » (comme dans le cas de l'artère aorte par exemple). Ces expressions témoignent donc de la hiérarchie qu'il existe entre les artères, et de la dépendance des petites artères vis-à-vis des plus grosses.

Parallèlement, nous avons brièvement évoqué en Section 11.4.2 la relation de parenté qu'il était possible d'établir entre les artères en fonction de leur diamètre : cette relation va maintenant nous permettre d'ordonner la modélisation 3D de celles-ci, de façon similaire au processus ordonné de dessin utilisé par les enseignants.

Dans un premier temps, nous supposons que l'enseignant se positionne naturellement dans le plan de dessin de la plus grosse artère : la profondeur initiale appliquée à cette artère sera donc celle du plan de dessin. Puis, si nous appelons « artère fille » toute artère issue de la division de cette première artère, il est nécessaire de tenir compte de la profondeur de cette première artère lors de la modélisation des artères « filles » afin de conserver leur connexité.

Plus généralement, afin de conserver la connexité entre toutes les artères désirées, il est nécessaire de pouvoir propager les contraintes des artères « mères » vers les artères « filles », et ce à tout niveau de la relation de parenté. Pour ce faire, nous ordonnons donc notre processus de modélisation dans cet ordre précis, à savoir l'artère « mère », puis ses artères « filles », et ainsi de suite jusqu'à la dernière des artères.

12.2.2 Une utilisation particulière des B-splines

Lors du processus de modélisation, les B-splines sont employées pour convertir les i-squelettes 2D des artères en squelettes 3D : celles-ci permettent ainsi d'obtenir des squelettes 3D qui soient lisses (continuité C^2) tout en approximant les contraintes définies par l'analyse du croquis.

Cependant, une restriction doit être faite quant à l'usage d'une telle approche. Le croquis 2D réalisé par l'anatomiste est, certes, une représentation « conceptualisée » de la scène 3D, mais aussi, et avant tout, une *projection* de celle-ci sur un support de dimension inférieure.

Par conséquent, si l'on souhaite que les étudiants assimilent aussi bien la scène 3D que la scène 2D dessinée, leurs repères doivent être conservés. Pour ce faire, la scène 3D modélisée doit, par projection sur le plan, correspondre au croquis 2D initial. En d'autres termes, si nous projetons les artères 3D modélisées par notre méthode sur le croquis 2D, alors la projection de chacune des silhouettes de ces artères doit se superposer exactement aux contours dessinés dans

le plan.

En tenant compte de cette restriction, nous utilisons les B-splines uniquement pour le calcul de la profondeur des nœuds des squelettes 3D : chaque nœud du squelette se voit ainsi attribuer une coordonnée Z résultant de l'approximation par splines ¹ des points de contrôle, mais conserve ses coordonnées X et Y inchangées (c'est-à-dire ses coordonnées X et Y 2D du plan de dessin). La figure 12.2 illustre de façon schématique cette « restriction de projection ».

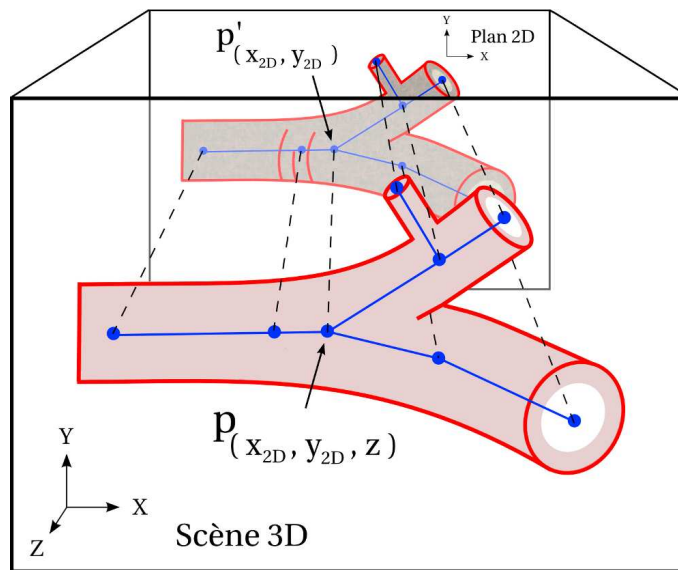


FIG. 12.2 – Modélisation 3D d'une artère (au premier plan) à partir d'un croquis 2D (au second plan). Chacun des nœuds du squelette de l'artère 3D coïncide exactement avec un nœud du squelette 2D lors de sa projection dans le plan, depuis le point de vue de l'observateur.

12.3 CALCUL DES POINTS DE CONTRÔLE

Avant de décrire la façon dont est calculée la coordonnée de profondeur Z de chacun des points de contrôle, il faut souligner que ce calcul se fait selon un ordre précis, établi d'après la nature des contraintes. Ces dernières peuvent être « absolues » ou « relatives ».

On entend par contrainte « absolue » une contrainte indiquant une position devant être interpolée. Par exemple, la contrainte C_5 listée précédemment est une contrainte absolue : les coordonnées à la racine d'une artère naissant d'une division artérielle doivent être *strictement égales* aux coordonnées de bifurcation sur l'artère mère. La contrainte C_4 est aussi une contrainte absolue, puisque l'on impose une profondeur particulière à deux artères se superposant, ceci pour assurer qu'elles ne s'intersectent pas.

¹Nous utilisons ici l'algorithme de De Boor pour calculer la coordonnée Z de chacun de ces nœuds.

Les contraintes « relatives » laissent quant à elles davantage de liberté, puisqu'elles imposent seulement que le point de contrôle associé soit dans un intervalle de valeurs. Calculer ces points de contrôle après ceux possédant une contrainte absolue permet donc de disposer d'une certaine liberté pour moduler la courbure finale du squelette 3D. La contrainte C_3 est ainsi une contrainte relative : les hachures étant simplement synonymes de courbure locale, cette courbure peut être adaptée si les points de contrôle de part et d'autre des hachures ont des contraintes absolues.

L'ordre de calcul des points de contrôle est donc le suivant :

1. Point de contrôle à la racine de l'artère
2. Points de contrôle « intermédiaires » ayant une contrainte absolue de profondeur (C_4 par exemple)
3. Point de contrôle de la section d'une artère
4. Tangente à la racine de l'artère
5. Points de contrôle « intermédiaires » ayant une contrainte relative (C_3 par exemple)
6. Tangente au niveau de la section de l'artère

Détaillons maintenant le calcul de chacun de ces 6 catégories de points.

12.3.1 Point de contrôle à la racine d'une artère

Le calcul de la profondeur du point de contrôle à l'origine d'une artère est relativement simple, celui-ci ne pouvant avoir que deux positions bien spécifiques.

Dans le cas où l'artère considérée n'a pas de mère, et comme déjà expliqué en Section 12.2.1, son origine est considérée comme étant dans le plan de référence, c'est-à-dire dans le plan de dessin ; nous affectons donc à ce point de contrôle une profondeur égale à celle de ce plan.

Dans le cas où l'artère considérée est issue d'une division de son artère mère, l'origine de cette artère doit avoir les mêmes coordonnées que ce point de bifurcation sur l'artère mère, ceci afin de conserver leur connexité en 3D. Cependant, du fait de notre ordre de modélisation « mère vers filles », l'ensemble des nœuds de l'artère mère est déjà calculé lorsque nous arrivons au calcul des points de contrôle de l'artère fille : le nœud de bifurcation, à l'origine de l'artère fille, s'est donc déjà vu attribuer une certaine profondeur (coordonnée Z). Afin d'appliquer cette même profondeur à l'origine de l'artère fille, il suffit donc d'identifier ce nœud sur l'artère mère, cette identification étant relativement simple puisque ces deux nœuds ont mêmes coordonnées X et Y . Ainsi, sur la figure 12.2 par exemple, les nœuds p du squelette 3D et p' du squelette 2D ont mêmes coordonnées (X_{2D}, Y_{2D}) .

Notons que la profondeur appliquée à l'origine de l'artère fille est propagée à l'ensemble de ses nœuds, le plan correspondant à cette profondeur servant ainsi de nouveau plan de référence à l'artère fille.

Pour finir, quelle que soit la nature de ce point - extrémité libre ou impliquée dans une bifurcation -, le squelette 3D doit interpolier *exactement* ce point de contrôle. Pour ce faire, celui-ci est dupliqué trois fois, condition nécessaire pour interpoler un point lorsque l'on utilise des splines cubiques d'approximation.

12.3.2 Point de contrôle intermédiaire ayant une contrainte absolue de profondeur

Les points de contrôle de cette catégorie sont ceux qui se sont vus attribuer une contrainte C_4 , car étant dans une zone de superposition avec une autre artère.

Dans ce cas-ci, la profondeur affectée à ce point de contrôle est calculée de sorte que les deux artères se superposant ne s'intersectent pas. Pour ce faire, il nous faut donc calculer la distance minimale nécessaire entre les squelettes 3D de chacune de ces artères : celle-ci est de l'ordre de la somme des rayons de chacun des vaisseaux, comme illustré par la figure 12.3.

Nous calculons finalement la profondeur d'un tel point de contrôle de la façon suivante. Soient p_1 ce point de contrôle, et A_1 l'artère à laquelle il appartient. Soient de façon similaire A_2 la seconde artère impliquée dans la zone de superposition, et p_2 le nœud de cette artère situé dans cette zone, et ayant mêmes coordonnées X et Y que p_1 . Soient enfin r_1 (resp. r_2) le rayon du nœud p_1 (resp. de p_2), et $Z(p_2)$ la profondeur de p_2 . Nous considérons, sans perte de généralité, que p_2 correspond à une artère de diamètre supérieur à A_1 , ce qui implique que $Z(p_2)$ est ainsi déjà calculé lors de cette étape.

La profondeur $Z(p_1)$ à appliquer au point p_1 est alors donnée par :

$$Z(p_1) = Z(p_2) + c_{pos} * \varepsilon * (r_1 + r_2) \quad (12.1)$$

avec ε un seuil ($\varepsilon > 1$) permettant d'ajuster la distance entre ces vaisseaux. En pratique, nous prenons $\varepsilon = 1.2$ afin d'assurer que les vaisseaux soient très proches sans toutefois s'intersecter.

La constante c_{pos} exprime quant à elle la position relative entre A_1 et A_2 :

$$c_{pos} = \begin{cases} 1 & \text{si } A_1 \text{ est au-dessus de } A_2 \\ -1 & \text{si } A_1 \text{ est au-dessous de } A_2 \end{cases} \quad (12.2)$$

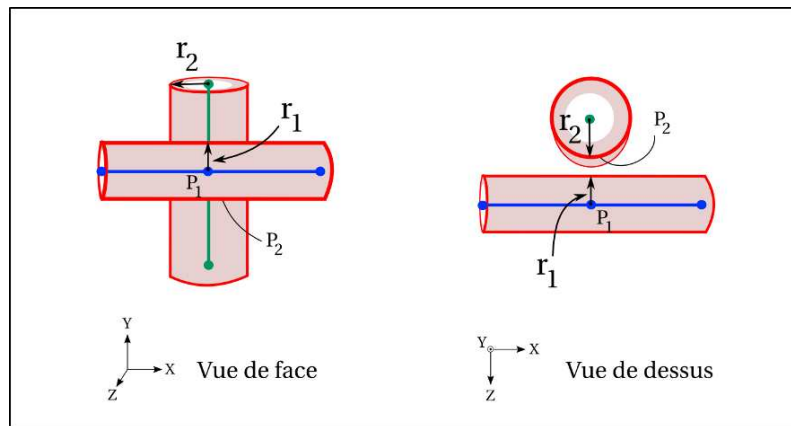


FIG. 12.3 – Illustration de la distance minimale nécessaire entre deux squelettes 3D pour que les artères ne s'intersectent pas, en fonction des rayons r_1 et r_2 de ces squelettes. À gauche : deux artères se superposant vues de face. À droite : même configuration vue de dessus. Le nœud p_2 se situe sur le squelette vert, et a les mêmes coordonnées X et Y (dans le plan) que p_1 .

Il faut souligner que, si la distance ainsi calculée entre les deux squelettes est la distance minimale requise pour que les deux vaisseaux ne s'intersectent pas, il n'y a pas, d'après les contraintes extraites du croquis, de restriction quant à la distance maximale entre ceux-ci. Néanmoins, d'un point de vue purement anatomique, et du fait du peu d'espace disponible dans le corps humain pour l'ensemble des structures organiques, celles-ci ont tendance à être le

plus proche possible, afin d'optimiser cet espace. Dans notre processus de modélisation, nous considérons donc que cette distance minimale requise est aussi la distance maximale autorisée, si aucune autre contrainte ne vient s'opposer à cette règle.

Enfin, notons ici que la seule façon d'assurer la non-intersection des vaisseaux en ce point est qu'il corresponde à une contrainte d'*interpolation*. Or, pour conserver la continuité C^2 de la courbe, il n'est pas possible de dupliquer le point de contrôle, chaque duplication d'un point de contrôle faisant perdre un degré de continuité. La solution est donc de créer trois points de contrôle alignés supplémentaires de part et d'autre de ce point. Ceci permet d'assurer que le squelette 3D, retenu dans l'enveloppe convexe de ses points de contrôle, passe exactement par la contrainte de profondeur imposée.

12.3.3 Point de contrôle définissant la section d'un vaisseau

La position du point de contrôle définissant la section d'un vaisseau dépend de son orientation, c'est-à-dire de l'ellipticité de sa section comme définie en Section 11.2 : si l'on appelle p ce point de contrôle, et p_{-1} le point de contrôle précédent sur le squelette 3D, la variation de profondeur entre ce point p et le point p_{-1} doit être d'autant plus importante que l'artère est orientée de façon orthogonale par rapport au plan de dessin. Cette approche est schématisée sur la figure 12.4.

En pratique, nous avons besoin de définir une variation maximale de profondeur sur l'ensemble du vaisseau pour calculer la profondeur de ce point. Puisque les organes sont contraints par la règle d'*encombrement minimal* (contrainte C_6), nous définissons une *boîte englobante de référence* du vaisseau ayant pour profondeur une valeur égale à un tiers de la longueur de celui-ci. En d'autres termes, nous supposons que la variation de profondeur le long d'une artère n'excède pas un tiers de sa longueur. Cette valeur - tout à fait arbitraire, nous le concédons - nous permet ainsi de réduire le nombre de modélisations possibles pour notre scène, puisque notre problème actuel, sans autre contrainte extérieure, est sous-contraint. Nous discuterons de ce choix en Section 13.3, lorsque nous évoquerons les perspectives de ces travaux.

En admettant la règle précédemment exposée, et si l'on nomme par $depth_{max}$ la profondeur de cette boîte englobante, et par Z_{min} la coordonnée du point de contrôle le plus profond sur ce vaisseau (Fig. 12.4), la coordonnée Z_{max} de ce point p assurant que le vaisseau reste dans sa boîte englobante de référence est donnée par :

$$Z_{max}(p) = Z_{min} + depth_{max} \quad (12.3)$$

Puisque la profondeur de ce point dépend aussi de l'orientation du vaisseau, nous calculons finalement la coordonnée $Z(p)$ de ce point par :

$$Z(p) = Z(p_{-1}) + (1 - E(s)) * (Z_{max}(p) - Z(p_{-1})) \quad (12.4)$$

avec $E(s)$ l'ellipticité de la section de l'artère.

De même que pour le point de contrôle définissant la racine du vaisseau, ce point de contrôle est dupliqué trois fois afin de contraindre la section de l'artère à interpoler exactement cette profondeur.

L'ensemble des points de contrôle correspondant à des contraintes absolues étant calculés, il est maintenant possible de calculer les points de contrôle ayant des contraintes relatives : il s'agit des points de contrôle dont la profondeur dépend des points voisins, c'est-à-dire les zones de hachures - exprimant une forte courbure locale- mais aussi les tangentes aux extrémités.

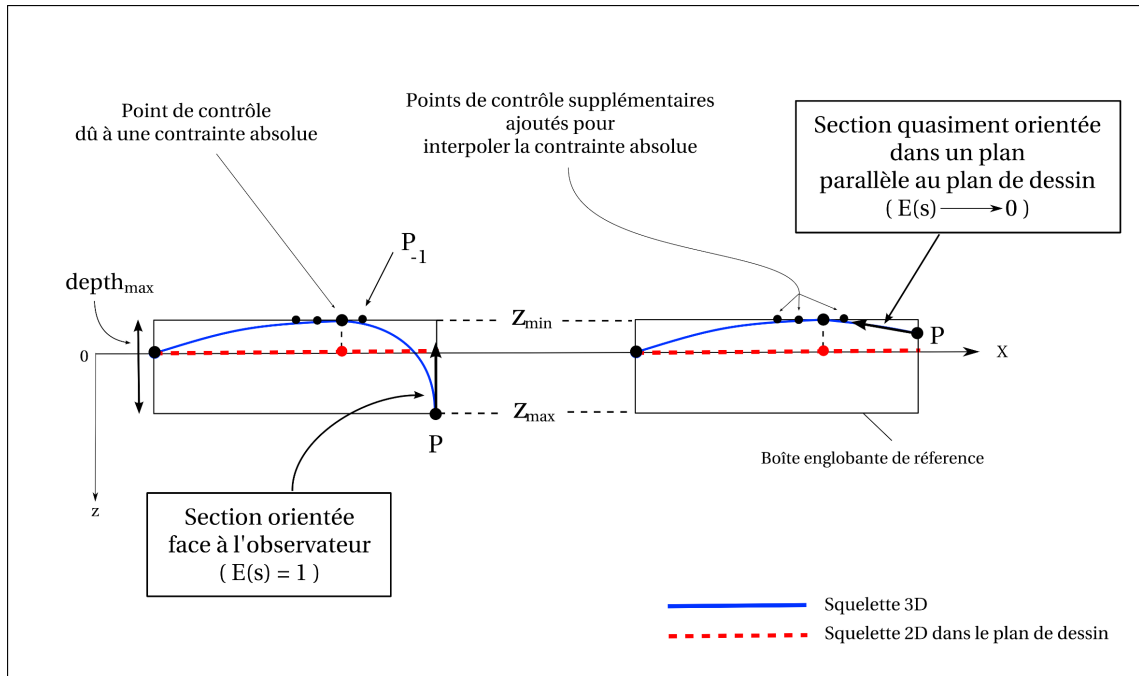


FIG. 12.4 – Boîte englobante de référence assignée à chaque artère, et illustration des différences de profondeur entre le point de contrôle de la section p et l'avant-dernier point de contrôle p_{-1} en fonction de l'orientation du vaisseau. A gauche : l'artère est orientée face à l'observateur, donc de façon orthogonale au plan de dessin. A droite : l'artère est orientée dans un plan quasiment parallèle au plan de dessin. Notons que dans cet exemple, un point de contrôle ayant une contrainte absolue a été représenté, pour illustrer les « frontières » de la boîte englobante.

12.3.4 Tangente à la racine de l'artère

Dans le cas d'une artère fille née d'une bifurcation artérielle, sa tangente à la racine est définie par la forme de la Y-jonction, comme détaillé en Section 11.4.1. En revanche, la tangente à la racine d'une artère mère est définie comme étant dans le plan de dessin, à moins que sa section soit aussi visible.

Deux configurations sont finalement possibles pour la tangente à la racine d'une artère, qu'elle soit mère ou fille :

1. la tangente est dans le plan de dessin (cas de l'artère mère, ou en l'absence de Y-jonction à la racine d'une artère fille)
2. la tangente est dans un plan transversal au plan de dessin

Dans le cas d'une tangente dans le plan de dessin, le point de contrôle inséré pour orienter la tangente se voit donc attribuer une profondeur égale à celle du point de contrôle de la racine.

Dans le cas contraire, nous assignons au point de contrôle une coordonnée Z telle que la variation de profondeur entre ce point et la racine de l'artère soit suffisante pour orienter celle-ci

dans un plan transversal au plan de dessin, ces deux plans formant un angle α égal à $\frac{\pi}{4}$. Ce plan transversal est illustré par la suite sur la figure 12.6.

Notons que, puisque nous utilisons des B-splines, il est difficile d'obtenir la tangente réellement souhaitée avec un seul point de contrôle, puisque celui-ci ne sera qu'approximé. Par conséquent, non pas un mais *deux* points de contrôle sont créés, ceci afin de forcer l'orientation de la tangente. Ces deux points ne sont bien entendus pas confondus, ce qui impliquerait une perte de la continuité C^2 du squelette; ils sont donc créés à une certaine distance l'un de l'autre, de telle sorte d'être alignés avec le point de contrôle de la racine (comme le montrent les points p_1 et p_2 sur la figure 12.6).

Notons par ailleurs que, afin de simplifier la modélisation, nous ne prenons pas en compte le fait qu'une artère fille puisse être *plus ou moins* orientée de façon transversale au plan de dessin à son point de branchement avec l'artère mère. Néanmoins, il serait possible de moduler cette orientation en tenant compte de la longueur de la branche interne du Y; une longue branche marquant une orientation presque orthogonale au plan.

12.3.5 Point de contrôle traduisant des hachures

Le calcul de cette contrainte est relativement immédiat, et nous allons l'expliquer par une simple illustration.

Considérons une artère « basique », sans aucune autre contrainte que l'une de ses extrémités devant être orientée de façon orthogonale au plan de dessin, et ce en marquant une forte courbure, comme décrit par la zone de hachures sur la figure 12.5 (droite). Dans cet exemple, l'approche la plus simple pour maintenir l'artère dans le plan de dessin, puis la courber brusquement dans cette zone, est finalement d'étendre la tangente en son origine jusqu'à cette zone.

Plus généralement, pour créer un changement de courbure assez net dans une zone définie par de telles hachures, un point de contrôle est créé à la frontière de cette zone et affecté d'une profondeur égale à celle du point de contrôle précédent.

12.3.6 Tangente au niveau de la section de l'artère

La direction de la tangente au niveau de la section d'une artère dépend de sa forme plus ou moins ronde, c'est-à-dire de son ellipticité. Soit p_{-1} le point de contrôle permettant d'orienter cette tangente, et p le point de contrôle de la section de l'artère (Fig. 12.6). Nous exprimons la profondeur du point p_{-1} par :

$$Z(p_{-1}) = Z(p) - (1 - E(s)) * depth_{max}; \quad (12.5)$$

Ainsi, dans le cas d'une section très elliptique ($E(s) = 1$), et par conséquent d'une artère orientée dans le plan de dessin, le point de contrôle p_{-1} créé est affecté d'une profondeur égale à celle du point de contrôle de la section p .

Dans le cas contraire, p_{-1} se voit attribuer une profondeur plus ou moins proche de celle du point de contrôle de la section, ceci en fonction de l'ellipticité et de la profondeur de la boîte englobante de référence : la différence de profondeur entre p_{-1} et p est d'autant plus importante que l'artère est orientée face à l'observateur.

De même, la position à laquelle est introduit p_{-1} le long du squelette 2D de cette artère dépend de l'ellipticité : ce point est inséré d'autant plus proche de p que l'artère est orientée de

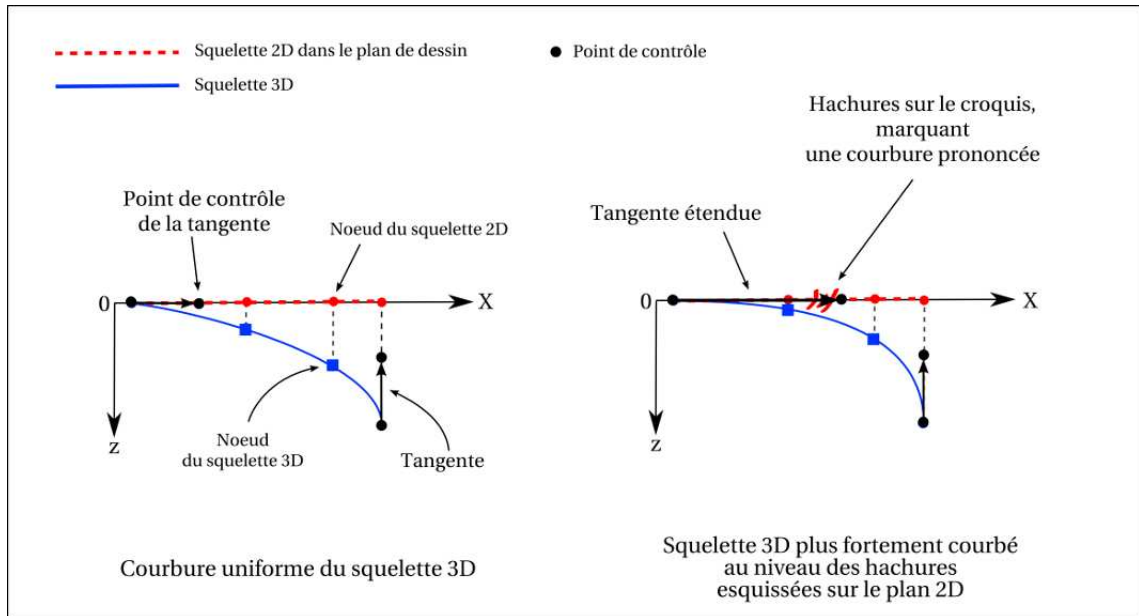


FIG. 12.5 – A gauche : aucune hachure n'étant dessinée sur le squelette 2D, le squelette 3D est uniformément courbé selon l'axe Z. A droite : des hachures ont été ajoutées, la tangente est alors étendue afin de courber plus brusquement le squelette 3D.

façon orthogonale au plan, ceci afin de forcer « rapidement » la tangente, comme illustré sur la figure 12.6. La distance curviligne $d_c(p, p_{-1})$ entre ces deux points le long du squelette 2D est donnée par :

$$d_c(p, p_{-1}) = \varepsilon_1 + (\varepsilon_2 * \text{longueur du squelette}) * E(s) \quad (12.6)$$

avec ε_1 un seuil assurant que les deux points p_{-1} et p ne sont pas confondus en cas d'ellipticité nulle. (en pratique, $\varepsilon_1 = 0.05 * \text{longueur du squelette}$), et ε_2 la longueur maximale de la tangente (en pratique, nous fixons $\varepsilon_2 = 0.25$).

De même que pour la tangente à la racine, un point de contrôle supplémentaire est inséré afin de renforcer la tangente, et par là même, la courbure de l'artère près de cette extrémité.

12.3.7 Remarque concernant la position des points de contrôle des tangentes

Notons que, lors de l'insertion des points contrôlant les tangentes, aussi bien de la racine que de la section, une attention particulière doit être portée afin de ne pas les insérer à des positions indésirées qui interféreraient avec des points de contrôle correspondant à une contrainte absolue par exemple. C'est pour cette raison-ci que les tangentes sont calculées en dernier lieu dans notre processus. La position des points de contrôle des tangentes est ainsi adaptée si besoin est, afin de respecter la répartition suivante des points de contrôle le long de l'abscisse curviligne du squelette :

1. Point de contrôle de la racine de l'artère ;

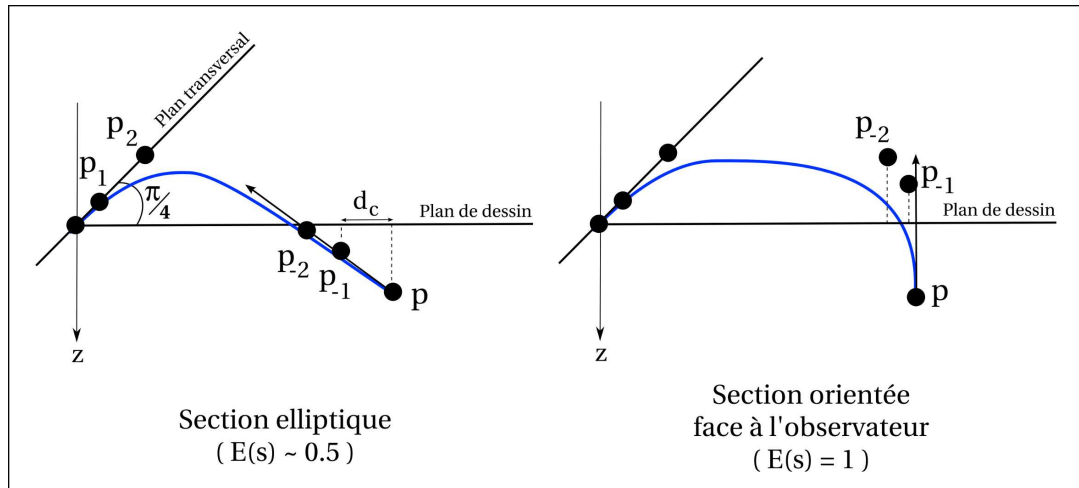


FIG. 12.6 – Illustration de l'évaluation des points de contrôle de la tangente à la racine (p_1 et p_2) et au niveau de la section (p_{-1} et p_{-2}). Dans ces deux exemples, l'artère est orientée dans un plan transversal « vers l'arrière » au niveau de sa racine. L'artère est par ailleurs orientée dans un plan transversal au niveau de sa section sur le schéma de gauche, et face à l'observateur sur le schéma de droite. Notons que les points p_{-1} et p_{-2} sont plus proches sur le schéma de droite, afin de forcer la direction orthogonale de la tangente.

2. Point(s) contrôlant la tangente à la racine ;
3. Ensemble des points de contrôle liés à des contraintes absolues ou de hachures ;
4. Point(s) contrôlant la tangente au niveau de la section de l'artère ;
5. Point de contrôle de la section de l'artère.

12.4 BILAN

Nous venons de voir la méthodologie suivie pour convertir les contraintes de profondeur extraites d'un croquis 2D en points de contrôle 3D permettant d'inférer une profondeur aux squelettes implicites des vaisseaux dessinés.

Si nous avons tenté d'être précis dans notre démarche, il n'a cependant pas toujours été évident d'établir une formulation pertinente pour le calcul de chacun de ces points de contrôle. A de nombreuses reprises, nous avons dû établir des critères, plus ou moins empiriques ou reposant sur des observations de croquis, afin de restreindre le nombre de positions possibles pour un point de contrôle donné dont la contrainte n'est que relative.

Le chapitre suivant, qui décrit en premier lieu le rendu expressif appliqué aux vaisseaux ainsi modélisés, présentera par la suite les premiers résultats obtenus, ainsi que les solutions envisageables pour rendre cette approche plus rigoureuse.

RENDU EXPRESSIF ET RÉSULTATS

13.1 IMITATION DE L'ASPECT ESTHÉTIQUE DES CROQUIS À LA CRAIE PAR UN RENDU EXPRESSIF

Comme nous l'avons vu dans les premières pages de ce manuscrit (Section 3.2.3), les différents travaux qui se sont intéressés aux arbres vasculaires avaient davantage comme objectif la modélisation des vaisseaux et leur exploration que leur rendu.

Cependant, certains de ces travaux soulignent l'importance qu'il faut accorder aux techniques de visualisation pour ce genre de structures relativement complexes à comprendre de part leur intrication. Afin de mettre en évidence certains vaisseaux par rapport à d'autres lors de leur exploration, (HPSP01) proposent deux approches. L'une consiste à jouer sur la transparence de ceux-ci, et l'autre à réduire significativement le diamètre des vaisseaux qui ne sont pas le centre d'intérêt dans le contexte du moment. (JQD⁺08) proposent quant à eux de faire varier la couleur de ceux-ci selon leur profondeur dans la scène, les couleurs froides (bleu, violet) étant utilisées pour les structures de l'arrière plan. Enfin, (TIP05) mettent en lumière l'intérêt commun des techniques d'illustration volumique et de rendu non-photoréaliste (NPR) : communiquer des informations de façon efficace en mettant en valeur certaines structures, ceci afin de générer des images similaires aux atlas médicaux.

Dans notre cas, un enseignant ne dessinant jamais un nombre trop conséquent d'artères, puisque son souci est de clarifier les structures plutôt que de les complexifier, il n'est pas indispensable de mettre en place une technique particulière de visualisation de ces vaisseaux. Nous aurions donc pu effectuer une triangulation de leur surface par *Marching cubes*, puis les afficher simplement. Néanmoins, notre objectif premier étant d'offrir un outil de modélisation 3D de vaisseaux transcrivant au mieux un croquis 2D de ces mêmes vaisseaux, nous nous sommes attachés à soigner l'aspect de ces structures afin d'imiter le caractère artistique des dessins à la craie.

Pour ce faire, nous avons appliqué un rendu volumique expressif aux artères, en exploitant davantage les conventions de dessin anatomique. Celui-ci a naturellement été implémenté sur GPU afin de conserver son interactivité tout en facilitant le traitement de l'image affichée.

13.1.1 Méthode de rendu par « tranches texturées »

Il existe différentes méthodes de rendu volumique sur carte graphique. Une approche courante pour afficher un modèle implicite est la méthode dite de *lancer de rayons*. Cependant, nous ne la détaillerons pas ici puisque nous l'avons déjà présentée en Section 2.1.2.

Une seconde approche consiste à plonger le modèle implicite dans une grille 3D, utilisée par la suite comme une texture 3D appliquée sur une série de tranches servant de géométrie support. Ces tranches colorées échantillonnent ainsi le volume par plans, rendus de l'arrière-plan vers l'avant-plan (ou inversement), et leurs couleurs sont cumulées en utilisant une fonction de composition appropriée dépendant de l'ordre de dessin des tranches et du type de rendu désiré. Cette approche est ce que l'on appelle le rendu par « *slicing* » (EHK⁺06), comme illustré par la figure 13.1.

Cette méthode se prête particulièrement bien à la représentation que nous avons déjà de nos modèles implicites, à savoir une grille 3D contenant pour chacun de ses voxels une valeur de potentiel. En effet, le rendu par *slicing* pouvant être vu comme une approximation d'un rendu par *lancer de rayons*, la résolution de la grille 3D des potentiels nous indique immédiatement l'échantillonnage approprié des tranches pour obtenir un rendu précis, cet échantillonnage de tranches étant équivalent au pas d'intégration qu'il faudrait prendre le long d'un rayon dans le cas d'un rendu par *lancer de rayons*. Cette méthode présente également l'avantage d'exploiter pleinement le matériel graphique - même ancien -, et fournit ainsi un rendu rapide et robuste.

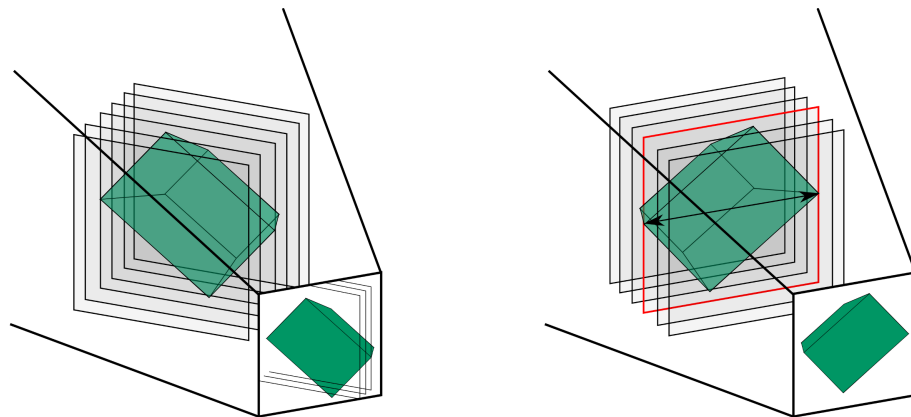


FIG. 13.1 – Rendu par tranches (« *slicing* ») d'une boîte. Si les tranches ne sont pas orientées face à l'observateur, les bords des celles-ci sont visibles sur l'image finale (à gauche). À droite, les tranches sont orientées face à la caméra, ce qui permet d'avoir une image plus esthétique. La flèche horizontale indique la largeur d'une tranche, qui doit être au minimum de la taille de la diagonale de la boîte (il en est de même pour la hauteur des tranches, celles-ci étant par conséquent carrées).

Adoptant cette seconde approche, la première étape de notre méthode de rendu consiste donc à stocker sur la carte graphique la grille 3D des potentiels générés par les squelettes implicites des structures. Pour ce faire, il suffit de créer une texture 3D de mêmes dimensions que la grille des potentiels, et d'affecter à l'une des composantes de la texture 3D la valeur du potentiel du voxel associé.

A partir des dimensions de cette grille sont ensuite créées les tranches utilisées pour rendre l'image finale de la scène. Deux configurations sont alors possibles pour l'orientation de ces tranches.

La première est d'aligner celles-ci selon l'un des axes de la grille de potentiel, l'axe Z

de profondeur par exemple. Cette configuration a l'avantage de ne pas nécessiter le ré-échantillonnage du volume lorsque le point de vue change. Cependant, l'observation de ces modèles 3D selon un point de vue dont l'orientation s'éloigne de celle des tranches ne sera pas « agréable à l'œil » puisque le bord des tranches sera alors nettement visible, comme illustré par la figure 13.1 (gauche).

La seconde approche est de maintenir les tranches face à l'observateur, c'est-à-dire face à la caméra, afin que les bords de celles-ci ne soient jamais visibles. Si cette dernière approche est en théorie plus coûteuse que la première - puisqu'elle nécessite un ré-échantillonnage du volume à chaque changement de point de vue -, ce surcoût est en pratique inexistant car l'échantillonnage de la texture 3D est intégralement pris en charge par la carte graphique. Nous adoptons donc cette approche, qui est par ailleurs la plus couramment utilisée.

Afin de pouvoir rendre l'intégralité du modèle 3D au moyen de ces tranches et ce, quel que soit le point de vue sur la scène, les dimensions de ces tranches doivent être égales à la plus grande diagonale de la boîte englobante du modèle 3D, c'est-à-dire la plus grande diagonale de la grille 3D des potentiels (Fig. 13.1, à droite). Enfin, dans l'objectif de pouvoir par la suite obtenir des silhouettes précises des artères, ceci en fonction de leur courbure et profondeur, il est nécessaire de disposer d'un échantillonnage suffisamment fin de la grille 3D des potentiels : huit tranches aux dimensions définies précédemment sont ainsi créées pour chaque « rangée de voxels » de la grille des potentiels.

La création de l'image finale de la scène 3D consiste ensuite à mélanger de façon adéquate, pour un pixel de cette image, l'ensemble des couleurs affectées à ce même pixel sur chacune des tranches. La façon dont une couleur et une transparence sont affectées à un pixel d'une tranche dépend à la fois du potentiel contenu dans le voxel associé de la grille 3D, mais aussi de l'orientation du modèle par rapport à l'observateur, comme détaillé dans le paragraphe suivant.

13.1.2 Imitation des caractéristiques du croquis à la craie

L'idée la plus simple pour obtenir un rendu expressif des modèles 3D qui soit similaire à celui des croquis 2D est d'utiliser naturellement les conventions de dessin anatomique.

Les différentes caractéristiques du dessin 2D devant être reproduites sur le modèle 3D sont les suivantes :

- le contour d'une artère est dessiné au moyen d'une craie de couleur rouge sombre ;
- la surface de l'artère est représentée par un rouge plus clair ;
- la section de l'artère est identifiée par une craie de couleur blanche.

Tandis que la seconde caractéristique est relativement simple à traduire lors du rendu, les deux autres caractéristiques nécessitent davantage de calculs.

Rendu de la surface d'une artère

Identifier la surface du modèle 3D dans la grille des potentiels est immédiat : il s'agit de l'ensemble des voxels dont le potentiel est égal à l'isovaleur choisie. La couleur « rouge clair » est donc affectée à tout pixel d'une tranche dont le voxel associé dans la grille 3D contient un potentiel égal à l'isovaleur. Néanmoins, puisque nous appliquons ici un rendu volumique des modèles implicites, il nous faut aussi rendre l'intérieur de la surface. Cette même couleur est donc aussi attribuée à tout pixel dont le potentiel associé est supérieur à l'isovaleur.

Rendu de la section d'une artère

Selon les conventions de dessin, la section d'une artère est esquissée avec une craie blanche. Cependant, dans les planches anatomiques des ouvrages de référence, il est aussi très fréquent

de voir les sections représentées par du noir, ceci traduisant davantage la notion de « creux » des vaisseaux. L'usage du blanc par les enseignants s'explique en réalité par le fait que le tableau étant déjà noir, il semble plus naturelle d'utiliser une autre couleur que le noir pour dessiner les sections.

Afin de rendre réaliste, mais aussi expressif, les extrémités des artères, deux traitements spécifiques de celles-ci s'imposent. Le premier consiste à « couper » les extrémités des artères. En effet, la modélisation des vaisseaux s'appuyant sur des squelettes implicites convolués à un noyau de Cauchy, le potentiel généré aux extrémités des squelettes - et par conséquent aux extrémités des artères - est sphérique. Afin d'obtenir une section plate, il nous faut donc rendre invisible le potentiel se situant au-delà de la section, et ce même si sa valeur est supérieure à l'isovaleur. Pour ce faire, nous pré-calculons, pour chacune des artères, l'équation du plan correspondant à sa section : ce plan est défini de façon à couper le plan de dessin au niveau des pixels blancs de la section esquissée, tout en étant orthogonal au segment extrémal du squelette. Notons que ce calcul est aussi fait pour l'extrémité non visible de l'artère, afin d'obtenir cette même section lorsque l'observateur tournera autour de celle-ci (Fig. 13.2 (gauche)).

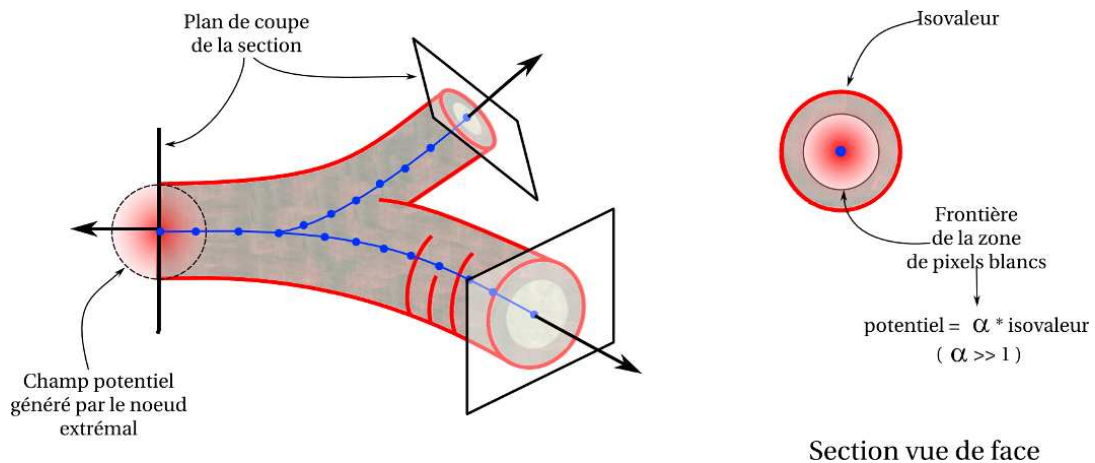


FIG. 13.2 – A gauche : Plans de coupe permettant de traduire les sections des artères lors de leur rendu expressif. La sphère en pointillée représente le potentiel généré par le noeud extrémal du squelette, et devant être sectionné. A droite : Toutes les valeurs de potentiels supérieures à α * l'isovaleur représentent le « vide intérieur » de l'artère.

Disposant pour chacune des sections d'une équation de plan, il est alors simple de rendre invisible la partie de l'artère se situant du « mauvais côté » de la section en rendant transparent tout pixel dont le point 3D correspondant n'est pas situé « côté artère » du plan.

Par ailleurs, afin d'imiter le vide intérieur de l'artère, nous attribuons la couleur noire à tout pixel dont le potentiel associé est supérieur à un certain seuil. Ce seuil, pré-calculé sur le croquis initial pour chacune des sections, correspond au potentiel généré au niveau de la frontière de la zone de pixels blancs représentant le « creux » de la section (Fig. 13.2 (droite)).

Rendu de la silhouette d'une artère

L'une des conventions de croquis anatomique étant de représenter le contour de l'artère par un trait de couleur rouge sombre, il est naturel de vouloir traduire cette convention par l'application d'une silhouette sur l'artère. Pour ce faire, nous faisons un second traitement de l'image obtenue à partir des deux étapes précédentes.

Pour ce second traitement, nous utilisons la carte de profondeur associée à l'image obtenue, et qui a été calculée en parallèle de celle-ci en stockant la profondeur de tout pixel affecté de la couleur de surface. Cette carte permet d'afficher simplement la silhouette d'une artère, en attribuant la couleur de contour à chacun des pixels dont la différence de profondeur avec le pixel voisin est supérieure à un seuil (seuil ayant été défini de façon empirique).

Ajout d'une source de lumière dans la scène

Afin d'accentuer visuellement les courbures des artères dans la scène 3D, une source de lumière diffuse a été ajoutée. Cependant, dès lors que l'on souhaite calculer un certain éclairage sur une surface, il est nécessaire de disposer de la normale en tout point de celle-ci. Or, comme nous l'avions déjà vu en Section 2.1.2, la normale en un point d'un modèle implicite est égale au gradient de la fonction potentiel en ce point. Il nous a donc suffi de pré-calculer une grille 3D des gradients, de taille égale à la grille des potentiels, et de stocker sous forme de texture 3D cette grille sur GPU. Le calcul de luminosité en un point de l'image a ensuite été réalisé au moyen de la formule standard d'illumination de Phong.

13.1.3 Premier aperçu de notre rendu expressif

La figure 13.3 illustre un premier exemple du rendu obtenu par notre méthode sur une artère simple. La seconde vignette montre à la fois le modèle 3D obtenu, et le plan de dessin sous-jacent. Notons que même sans couleur de fond à la scène, la géométrie du modèle 3D se devine par l'éclairage diffus à sa surface, ainsi que par sa silhouette indiquant la différence de profondeur entre ses différentes extrémités.

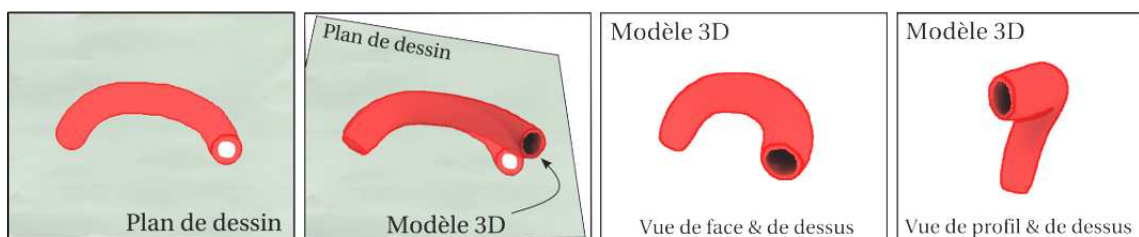


FIG. 13.3 – Rendu expressif appliqué au modèle 3D d'une artère.

Si ce rendu expressif est avant tout un agrément visuel, il offre cependant l'intérêt de pouvoir moduler l'aspect des vaisseaux, et ce à moindre frais, sans avoir besoin de remailler leur surface. Couper les artères pour en afficher la section ne demande ainsi qu'à calculer les positions des pixels par rapport aux plans de coupe. De même, représenter le creux de l'artère nécessite simplement d'affecter une certaine couleur aux pixels dont le potentiel au point 3D associé a

une certaine valeur. Toutes ces caractéristiques auraient été bien plus complexes à obtenir avec un maillage, et auraient finalement nécessité d'adapter la fonction potentiel, par exemple pour avoir un potentiel inférieur à l'isovaleur à l'intérieur des artères, ceci afin de pouvoir mailler la surface interne de celles-ci.

13.2 PREMIERS RÉSULTATS SUR DES CAS D'ÉCOLE

Les figures qui suivent présentent les résultats obtenus sur des cas relativement simples, illustrant l'ensemble des contraintes que nous avons précédemment citées.

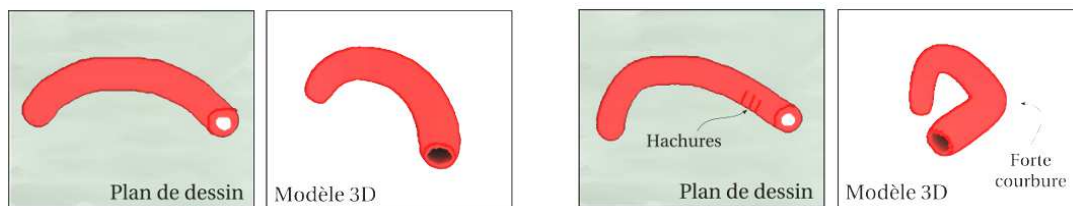


FIG. 13.4 – Modélisation de deux artères à partir d'un simple croquis 2D. La section ronde esquissée sur le dessin traduit l'orientation de l'artère, face à l'observateur. Tandis que l'absence de hachures indique une courbure uniforme de celle-ci (à gauche), les hachures ajoutées sur le dessin de droite permettent de forcer la courbure de l'artère dans une certaine zone.

La figure 13.4 décrit ainsi la façon dont une artère est courbée, suivant la présence ou non de hachures le long de sa surface. Tandis que l'absence de hachure est synonyme de courbure uniforme, les hachures ajoutées sur l'exemple de droite permettent de forcer la courbure de l'artère dans cette zone. Notons que les sections de ces deux artères étant approximativement rondes, les artères dessinées dans le plan 2D semblent s'orienter vers l'observateur : en 3D, elles sont ainsi orientées de façon orthogonale au plan de dessin.

La figure suivante (Fig. 13.5) illustre quant à elle une situation de division artérielle. La relation entre les artères est définie par leur diamètre respectif, l'artère fille étant l'artère ayant le plus petit diamètre. Notre méthode de modélisation calcule donc en premier lieu les points de contrôle de l'artère mère, ainsi que la position de chacun des nœuds de son squelette, puis les points de contrôle de l'artère fille, en conservant la connexité de ces deux artères par un calcul adapté du point de bifurcation. Par ailleurs, la forme de la Y-jonction indique que la racine de l'artère fille au point de bifurcation tend à s'orienter vers l'arrière de la scène, comme illustré sur la figure de droite.

Un résultat plus complexe d'artères entrelacées est illustré sur la figure 13.6. Notons que la solution présentée ici n'est que *l'une* des solutions possibles. Il serait en effet tout aussi concevable d'imaginer les deux artères présentant exactement les mêmes courbures. Si la solution finalement retenue par notre méthode est la suivante, cela s'explique par l'ordre de modélisation établi.

Même si deux artères sont indépendantes et n'ont donc aucun lien de parenté, comme dans cet exemple-ci de vaisseaux entrelacés, il nous est nécessaire d'imposer un ordre de reconstruction de celles-ci, afin de pouvoir calculer de façon cohérente les différents points de contrôle. De la même façon que pour des artères liées, l'ordre est ici défini par le diamètre des

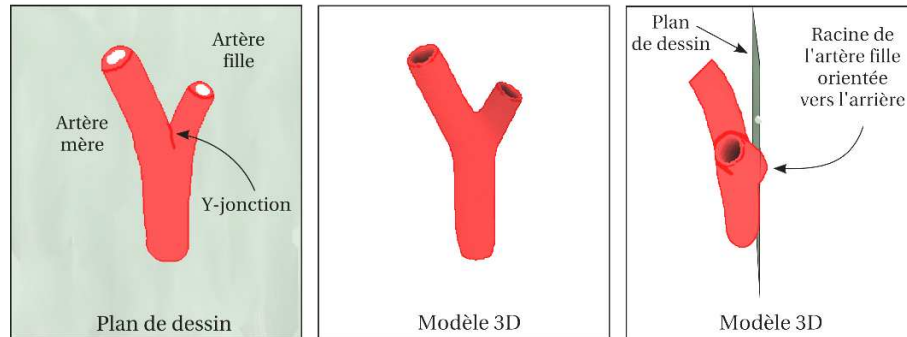


FIG. 13.5 – Modélisation d'une division artérielle. De par la forme de la Y-jonction, l'artère fille tend à s'orienter vers l'arrière au niveau de sa racine, comme cela se devine si l'on prend comme référence le plan de dessin vu de profil (à droite).

artères. L'artère centrale est donc considérée comme l'artère mère, et son plan de référence est alors celui du dessin. Ceci explique que, vue de profil, cette artère reste globalement dans le plan de dessin, tandis que la seconde artère s'adapte à la première en se courbant autour de celle-ci.

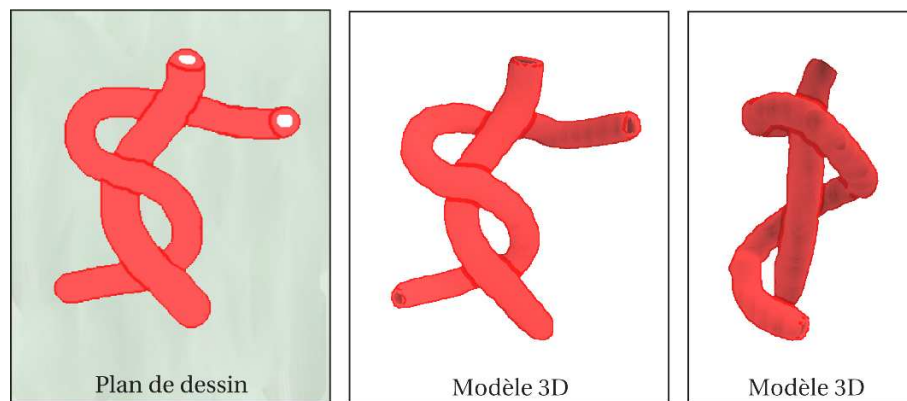


FIG. 13.6 – Modélisation de deux artères entrelacées. De gauche à droite : dessin 2D, modèle 3D vu de face, puis vu de profil.

L'exemple suivant (Fig. 13.7), moins complexe, présente la modélisation d'une structure anatomique réelle : l'arc aortique. La vue de trois-quarts illustre les différentes nuances de courbure des artères filles, en fonction de la forme de leur section.

Pour finir, la dernière figure (Fig. 13.8) présente les résultats obtenus à partir de deux croquis 2D un peu plus complexes, la seule différence entre ceux-ci étant la position relative des artères se superposant (indiquée par une flèche). L'image du bas, à droite, montre le modèle 3D vu de profil

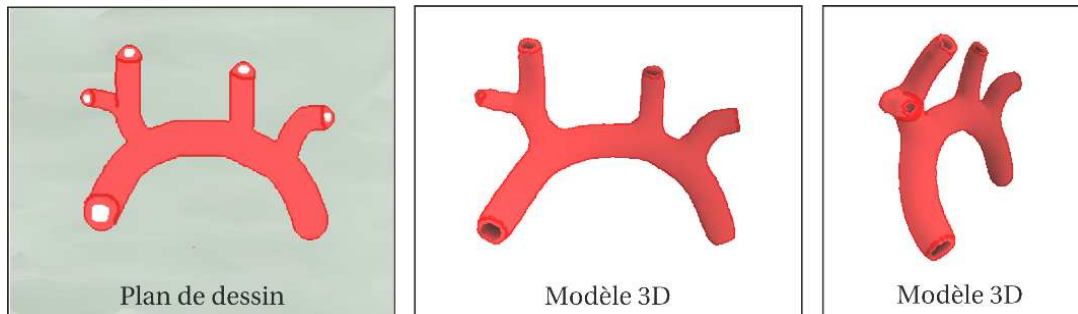


FIG. 13.7 – Modélisation de l'arc aortique. De gauche à droite : dessin 2D, modèle 3D vu de face, puis vu de trois-quarts.

et son plan de dessin original. Les lignes pointillées représentent les projections orthogonales des extrémités des artères 3D sur le plan de dessin. Si ces projections coïncident exactement avec les extrémités dessinées dans le plan, ce résultat pourrait cependant être amélioré en tentant de rendre plus réaliste la courbure de l'artère fille la plus petite.

13.3 DISCUSSIONS ET PERSPECTIVES

Nous venons de présenter quelques résultats obtenus par notre approche de modélisation à partir d'un croquis représentant un unique point de vue. Si ces résultats sont relativement simples, ils sont néanmoins encourageants et attestent de la complexité d'une telle approche.

La première difficulté dans cette approche fut de parvenir à extraire des squelettes significatifs qui ne soient pas empreints de bruit ; bruit inévitablement présent lorsque l'on traite des croquis manuels.

L'extraction des chemins les plus plausibles - et donc des i-squelettes - reste ainsi une tâche délicate dans le cas d'un arbre vasculaire comprenant plusieurs artères s'entrecroisant les unes les autres. Afin de simplifier cette extraction, certains cas particuliers ne sont pas autorisés, notamment celui d'artères dont les deux sections aux extrémités sont représentées, ou inversement, celui d'artères dont aucune section n'est dessinée. Notons par ailleurs qu'il est nécessaire de définir des critères supplémentaires de « plausibilité » pour traiter les cas de superposition dans lesquels l'artère de l'arrière-plan ne conserve pas sa direction lors de son occultation, ou pour traiter le cas particulier du polygone de Willis (« cycle d'artères » présent dans le cerveau humain). Ces différents cas - traités et non traités par notre approche - sont illustrés par la figure 13.9.

Une fois l'algorithme d'extraction de chemins optimisé, ces cas devraient pouvoir être envisagés.

La seconde difficulté fut de formaliser les contraintes extraites du croquis, celles-ci n'étant que très approximatives et trop peu nombreuses par rapport au nombre de configurations plausibles du modèle 3D pour un même croquis. La figure 13.8 atteste de cette difficulté à obtenir des résultats visuellement satisfaisants : si la modélisation semble globalement correcte

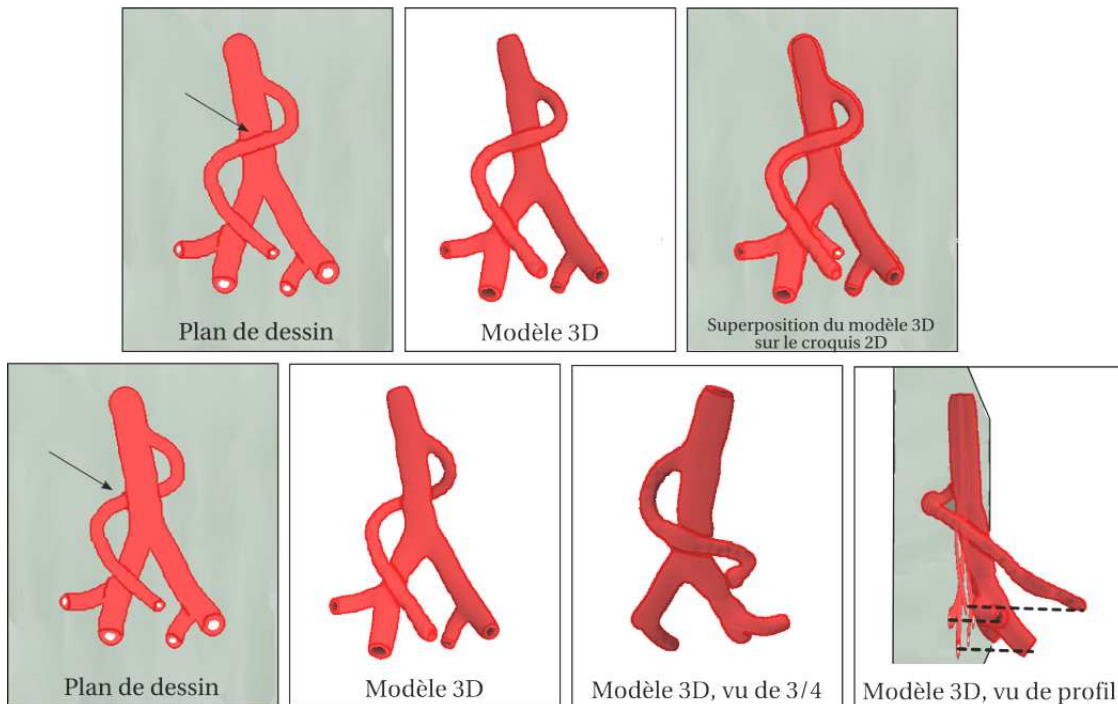


FIG. 13.8 – Modélisation d'artères enchevêtrées. Les lignes pointillées indiquent les projections orthogonales des extrémités des artères sur le plan de dessin. Si ces dernières correspondent exactement aux extrémités dessinées dans le plan, la courbure de l'artère fille la plus petite semble cependant peu naturelle.

de face, la courbure de la plus petite artère fille vue de profil ne semble pas très naturelle.

Afin d'obtenir une configuration réaliste de ces structures, il faudrait pouvoir les dessiner sur une surface support, cette dernière limitant ainsi la profondeur possible de ces vaisseaux tout en fournissant des indices de courbure et d'orientation suivant leur proximité à cette même surface support. Notons par ailleurs que cette approche de « dessin sur structure support » serait finalement plus fidèle à celle des enseignants en anatomie qui dessinent toujours en premier lieu la structure au cœur du sujet avant d'en représenter sa vascularisation.

Dans un but davantage interactif, il serait aussi intéressant de disposer de « poignées » aux extrémités de ces vaisseaux. Ces poignées permettraient ainsi de pouvoir ajuster la profondeur des extrémités ; cet ajustement étant néanmoins contraint par la règle de « projection » imposant que la silhouette de la structure 3D projetée sur le plan 2D corresponde exactement aux contours dessinés. Le second intérêt de ces poignées serait de pouvoir manipuler les artères afin de les courber momentanément, ceci dans le but d'explorer les structures en parties occultées par ces dernières.

Ainsi, si ces premiers résultats restent simples, les solutions que nous venons d'envisager devraient permettre de parfaire cette approche et de modéliser des structures à partir de croquis 2D plus complexes.

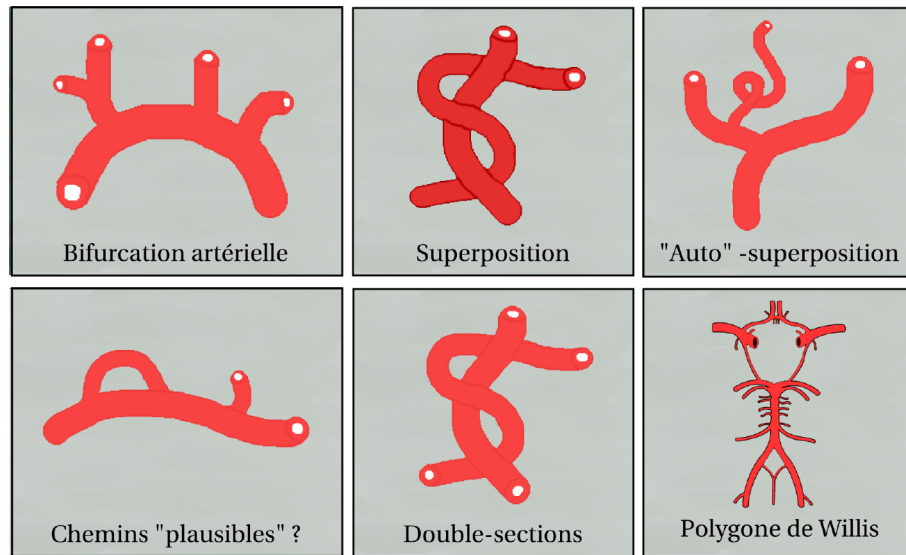


FIG. 13.9 – Configurations artérielles traitées (haut) et non traitées (bas) par notre approche. Notons que les cas non traités nécessitent de redéfinir certains critères de « plausibilité » mais ne sont pas pour autant non- envisageables par notre algorithme.

*
* *

Nous venons de présenter une nouvelle approche de modélisation 3D par croquis 2D; une approche permettant de modéliser des structures non planes aux jonctions multiples, tels des vaisseaux, et ce à partir d'un seul croquis 2D représentant un unique point de vue.

Pour ce faire, nous nous sommes appuyés sur les conventions de dessin anatomique utilisées par les enseignants lors de la réalisation de croquis au tableau. Ces conventions - reposant sur l'usage de couleurs spécifiques ou sur l'aspect de la silhouette par exemple - permettent aux enseignants de simplifier les vaisseaux représentés tout en soulignant certaines caractéristiques traduisant leur agencement dans l'espace.

Afin de modéliser de façon cohérente de telles structures, nous avons, dans un premier temps, analysé le croquis esquissé, pour en dégager, au moyen de ces conventions, un ensemble d'indices visuels. Ces indices nous permettent par la suite de définir des contraintes de profondeur et d'établir ainsi une sémantique du croquis.

Une fois cette sémantique établie, nous utilisons ces contraintes en tant que points de contrôle de splines, celles-ci permettant de convertir les squelettes plans 2D des artères en squelette 3D. Ces squelettes 3D sont ensuite convolués avec le noyau de Cauchy afin de générer l'isosurface des artères, de façon similaire aux squelettes plans 2D.

Pour finir, et afin d'offrir des modèles 3D s'apparentant le plus possible aux croquis 2D réalisés au tableau, nous appliquons sur ces structures un rendu expressif dont les caractéristiques sont extraites des conventions mêmes du croquis anatomique.

Après avoir présenté quelques résultats, nous avons souligné la difficulté à modéliser de telles structures avec si peu de contraintes.

Pendant, dans un réel contexte d'enseignement, les anatomistes ne dessinent jamais des artères seules. Celles-ci sont toujours présentées relativement à une structure support dont elles décrivent la vascularisation : cette structure est ainsi un indice visuel à part entière, permettant de comprendre la géométrie des vaisseaux l'environnant. Une solution naturelle réduisant le nombre de configurations possibles pour la modélisation de ces artères serait donc de les dessiner sur une surface support. Cette approche fera ainsi l'objet de travaux futurs.

Notons que ces travaux ont fait l'objet de la publication suivante :
« *Sketch-Based Modeling of Vascular Systems : a First Step Towards Interactive Teaching of Anatomy* » (PCP10).

Adeline Pihuit, Marie-Paule Cani, Olivier Palombi.
Sketch-Based Interfaces and Modeling (SBIM), Annecy, France, Juin 2010.
(Prix du Second Papier)

Cette nouvelle approche de modélisation est par ailleurs en cours de soumission dans la revue d'anatomie *Surgical and Radiologic Anatomy*.

*
* *

CONCLUSION

Des chercheurs qui cherchent, on en trouve. Mais des chercheurs qui trouvent, on en cherche.

Charles de Gaulle



Notre désir d'offrir aux anatomistes un nouvel outil d'enseignement, exploitant à la fois leur savoir faire traditionnel du croquis anatomique et les avantages des nouvelles technologies 3D, nous a conduits à explorer le domaine de la modélisation 3D par croquis 2D selon trois approches distinctes.

Une approche incrémentale par croquis simples 2D selon différents points de vue

La première approche, bien que peu développée dans ce manuscrit mais néanmoins la plus répandue dans les travaux existants, est la modélisation 3D incrémentale de formes libres. Celle-ci consiste à dessiner successivement différentes primitives selon différents points de vue - ces primitives étant mélangées entre elles selon divers opérateurs - afin de compléter et affiner peu à peu le modèle 3D.

Nous avons ainsi présenté l'intégralité du processus de modélisation, depuis l'analyse du croquis 2D réalisé par l'utilisateur jusqu'à la visualisation du modèle 3D correspondant, en passant par diverses étapes : extraction de squelette géométrique puis implicite, génération du potentiel par convolution du squelette avec le noyau de Cauchy, puis extraction de l'isosurface. Les améliorations apportées à deux de ces étapes ont été détaillées et validées par divers exemples. Elles permettent de disposer d'une reconstruction précise applicable par la suite à des structures anatomiques.

*
* *

Nous avons vu par la suite, au travers de deux petits exemples - celui de la vertèbre (p. 100) et celui de deux vaisseaux entrelacés (p. 136) - que cette modélisation incrémentale selon différents points de vue n'était que peu adaptée aux structures anatomiques. Cette difficulté à modéliser de telles structures selon cette approche atteste de la complexité de leur géométrie, et d'un besoin spécifique de représentation adaptée à leurs caractéristiques propres.

Parallèlement, il n'est pas surprenant de voir les enseignants en anatomie utiliser de plus en plus fréquemment les images médicales afin d'illustrer leurs cours. Accoutumés à cette vision en coupes des structures, il est ainsi relativement simple pour eux de manipuler ces données et d'y souligner les éléments significatifs selon le contexte du moment. Cependant, afin de pouvoir interpréter ces coupes dans leur contexte original, un lien reste nécessaire avec le modèle 3D qu'elles représentent.

La reconstruction d'un modèle 3D à partir d'un ensemble de plans de coupe est ainsi le second aspect de la modélisation par croquis présenté dans ce manuscrit.

*Une approche plus adaptée aux structures organiques :
la modélisation à partir d'un ensemble de plans de coupe parallèles*

Les anatomistes ne disposent pas, à notre connaissance, d'un outil permettant à la fois de segmenter des images IRM, de reconstruire et visualiser la surface organique associée, puis d'éditer si besoin ces coupes, voire même d'en introduire de nouvelles pour y réaliser des croquis manuels : nous avons donc souhaité explorer les possibilités offertes par la modélisation par croquis dans ce contexte.

Après avoir étudié les différentes méthodes déjà existantes, et souligné les avantages et inconvénients de chacune d'elles dans un contexte d'enseignement interactif, nous avons présenté notre approche conçue pour répondre au mieux aux besoins des anatomistes. Cette méthode, qui repose sur un calcul local du potentiel mais générant cependant des surfaces lisses à l'aspect organique, permet une édition relativement interactive des modèles 3D. Nous nous sommes par ailleurs efforcés de proposer une interface intuitive offrant des outils simples mais suffisants pour l'édition ou le dessin des coupes.

Afin de valider notre approche, nous avons présenté les résultats obtenus sur un cas d'école, puis sur des données réelles issues de scanner et représentant un bassin, un système ventriculaire et trois vertèbres. Nous avons par ailleurs comparé les reconstructions obtenues à partir d'un même ensemble de plans de coupe, en utilisant l'intégralité de ces coupes d'une part, et d'autre part en utilisant seulement une coupe sur deux ; ceci afin de montrer la robustesse de notre méthode vis-à-vis du nombre de coupes et de la distance entre celles-ci.

*

* *

Si nombre de structures organiques se prêtent relativement bien à une reconstruction à partir de plans de coupe, ce n'est toutefois pas le cas des vaisseaux ou des nerfs. Notre revue des travaux antérieurs s'intéressant à la modélisation d'arbres vasculaires a mis en lumière la difficulté à extraire de façon précise de telles structures à partir d'images médicales ; la résolution de ces dernières, pourtant très fine, n'étant encore pas suffisante.

D'autre part, modéliser de façon incrémentale des vaisseaux représente une tâche très fastidieuse et peu envisageable dans un contexte d'enseignement. Ces structures non planes, souvent courbées, parfois en partie occultées par d'autres vaisseaux superposés, et présentant de multiples jonctions, sont en effet difficilement modélisables à partir d'un unique point de vue : elles nécessiteraient d'être modélisées par de nombreux ajouts successifs de primitives planes, selon les points de vue adéquats.

Aucune des deux précédentes approches de modélisation 3D par croquis n'est donc appropriée à la modélisation de ce type de structures non planes.

Afin de proposer un outil intuitif et adapté à ces structures, nous avons ainsi exploré un troisième aspect de la modélisation : la modélisation à partir d'un seul croquis représentant un unique point de vue sur des structures tubulaires imbriquées et non planes.

***Une approche originale et spécifique aux structures imbriquées non planes :
la modélisation à partir d'un seul croquis 2D représentant un unique point de vue***

L'étude des croquis réalisés durant un cours d'anatomie nous a permis d'extraire les conventions de dessin employées par les enseignants ; conventions instituées dans le but de simplifier la représentation et la compréhension de ces structures complexes.

L'analyse des couleurs, traits de contours et formes de ces vaisseaux au travers de ces conventions nous a ainsi permis de construire une sémantique du croquis et d'en dégager des contraintes de géométrie (courbure, orientation) et de relation spatiale entre ceux-ci.

Nous avons présenté par la suite notre méthode pour convertir ces contraintes en points de contrôle de B-splines ; B-splines que nous avons associées aux squelettes des vaisseaux afin de leur inférer une profondeur dans l'espace.

Afin d'explorer un autre domaine que celui de la modélisation, et dans le souci de modéliser des vaisseaux dont l'aspect soit le plus proche possible de ceux réalisés au tableau par l'enseignant, nous avons finalement appliqué à ces structures un rendu expressif imitant les dessins à la craie et calculé sur carte graphique. Les caractéristiques de ce rendu (couleurs, silhouette etc.) sont définies à partir des conventions-mêmes du croquis anatomique.

La grande difficulté rencontrée dans cette approche a été de formaliser ces contraintes de façon rigoureuse alors même que celles-ci, extraites du croquis, n'étaient pas suffisamment nombreuses pour définir une solution unique de modélisation. Pour finir, nous avons donc présentés les premiers résultats obtenus sur des cas d'école, avant de discuter des diverses

options possibles permettant de rendre ce concept de « modélisation à partir d'un unique point de vue » utilisable dans un contexte pratique d'enseignement.

*
* *

La démarche finalement suivie tout au long de ces trois années a reposé sur l'observation des structures anatomiques et de leurs diverses représentations, aussi bien par les enseignants d'anatomie que par les ouvrages médicaux ou de vulgarisation. Ces représentations étant naturellement adaptées à la complexité de chacune de ces structures, elles ont été le fil conducteur de nos recherches et nous ont ainsi orientés sur la façon d'aborder et de concevoir chacun des outils de modélisation.

Notons que, si nous avons étudié ces différentes approches dans le cadre de structures anatomiques, les méthodes de modélisation que nous proposons ici ne se restreignent pas pour autant uniquement à la modélisation de surfaces organiques. Il est en effet possible de modéliser toutes sortes de surfaces par l'utilisation de plans de coupe ; ou tout autre type de surfaces à partir d'un unique croquis, tant que celles-ci restent relativement tubulaires, comme dans le cas de branches d'arbres par exemple.

*
* *

Reste maintenant un aspect critique que nous n'avons pas encore abordé : la validation de ces outils dans un réel contexte d'enseignement.

Si notre but était d'étudier la faisabilité d'une nouvelle approche de l'enseignement de l'anatomie au moyen d'outils de modélisation 3D par croquis 2D, nos résultats n'en sont que les prémices ; et d'autres recherches restent à faire avant de pouvoir réellement expérimenter cette approche « grandeur nature » devant des étudiants.

L'objectif premier de la suite de ces travaux est bien sûr de combiner l'ensemble des trois approches de modélisation afin de pouvoir réaliser l'intégralité d'un cours d'anatomie, comme celui illustré par la figure suivante et présentant la glande thyroïde et sa vascularisation.

Comme nous l'avions déjà vu en introduction de ce manuscrit, les enseignants en anatomie suivent un processus bien défini pour présenter une structure anatomique de façon claire à leurs étudiants. Ils esquissent tout d'abord un croquis de cette structure dans son contexte général, afin de la localiser sur le corps humain, puis la redessinent seule, selon deux points de vue - de face et de profil - afin d'en spécifier ses dimensions, sa texture, et autres caractéristiques propres.

Vient ensuite le moment de présenter les structures environnantes à celle-ci. Dans notre exemple, l'enseignant dessine alors la face antérieure de la trachée, structure servant ensuite de « surface support » au dessin de la glande thyroïde. Une fois les structures principales

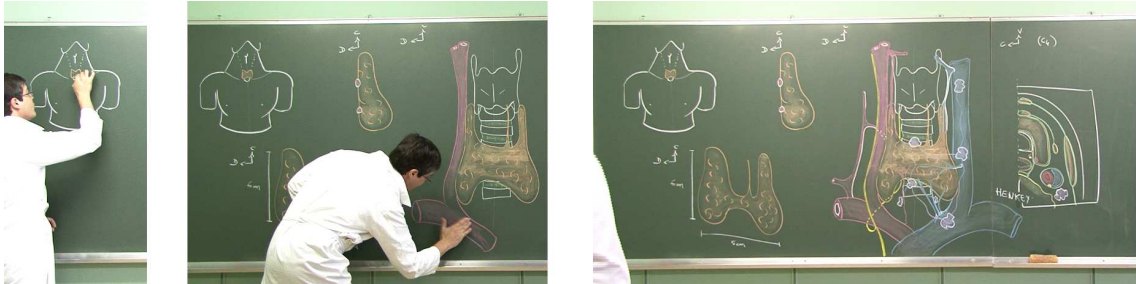


FIG. 13.10 – Illustration des différentes étapes de croquis d'un cours portant sur la glande thyroïde. Le schéma de gauche localise la glande (en rouge) sur le buste. Sur la photographie du centre, qui montre une étape plus avancée du cours, la glande est représentée sur sa « structure support » (la face antérieure de la trachée), et l'enseignant y ajoute les artères. La photographie de droite présente enfin l'ensemble des croquis à la fin du cours : y sont dessinés les veines (en bleues), les nerfs (en jaune), les nœuds lymphatiques (en violet) ainsi qu'une coupe en vue de dessus de l'ensemble de ces structures.

représentées, l'enseignant peut alors décrire la vascularisation de la glande en esquissant les artères (en rouge), les veines (en bleu) et les nerfs (en jaune). Le dernier croquis réalisé à droite de la figure, et concluant le cours, est une coupe de l'ensemble de ces structures vues de dessus.

Si maintenant nous imaginions le déroulement de ce même cours, mais reposant sur les outils de modélisation 3D présentés dans ce manuscrit, le scénario pourrait en être le suivant. L'enseignant dessine dans un premier temps le corps humain sur un plan 2D, celui-ci servant uniquement d'image de fond à la scène 3D. Il peut ensuite charger un ensemble de plans de coupe représentant la trachée, puis reconstruire celle-ci en 3D. Une fois reconstruite, cette structure servirait alors de support au dessin de la glande thyroïde, elle-même servant ensuite de support au dessin des artères et des veines.

L'intérêt d'une telle application de modélisation 3D incrémentale est d'offrir à l'enseignant de nouveaux outils lui permettant à la fois de bénéficier des avantages de la 3D tout en lui laissant la possibilité de conserver son discours didactique adapté à des croquis 2D. D'autre part, avec de tels outils, les difficultés à représenter de façon cohérente une même structure selon différents points de vue ou facteurs d'échelle n'ont plus lieu d'être. L'enseignant n'a en effet plus besoin de redessiner les structures chaque fois qu'un nouveau point de vue s'impose : il lui suffit de naviguer dans la scène 3D pour adopter le point de vue désiré. Notons par ailleurs qu'avec la représentation implicite des structures dont nous disposons, la visualisation de la coupe vue de dessus, comme représentée à droite de la figure, ne nécessite aucun croquis de la part de l'enseignant. Cette formulation implicite offrant une représentation à la fois surfacique et volumique des structures, visualiser une telle coupe de la scène est relativement simple : il suffit pour ce faire de rendre invisible toute structure se situant au dessus de ce plan de coupe, comme dans le cas de l'édition de plans présentée en Section 9.1.1.

*
* *

Si la plupart des étapes de ce scénario sont aujourd'hui réalisables avec notre application de modélisation (navigation dans la scène, chargement d'un ensemble de plans de coupe, croquis et reconstruction des vaisseaux, coupe d'une structure selon un autre point de vue), nous n'avons pas eu le temps de porter notre attention sur une étape fondamentale nécessaire pour une mise en pratique : l'étape de « dessin sur support 3D ». Néanmoins, cette phase ne nous paraît pas être un obstacle invalidant le scénario décrit précédemment.

La représentation implicite des structures permettant de disposer d'un champ potentiel dans l'ensemble de l'espace, et donc d'une pseudo-distance entre celles-ci, la modélisation d'une structure à la surface d'une autre structure semble être réalisable, mais nécessite cependant une certaine réflexion sur la façon de projeter une structure sur sa structure sous-jacente, ainsi que sur la manière d'adapter les fonctions potentiel pour conserver un potentiel C^1 dans l'ensemble de l'espace. Notons par ailleurs que dans le cas particulier de vaisseaux entrant à l'intérieur d'une structure, cette adaptation de la fonction potentiel n'en sera que plus complexe, et mérite ainsi une attention particulière. La figure ci-dessous, illustrant la vascularisation de la mâchoire, présente une telle situation : les traits en « arc de cercle » le long des vaisseaux indiquent les zones dans lesquelles ceux-ci traversent la surface sous-jacente.

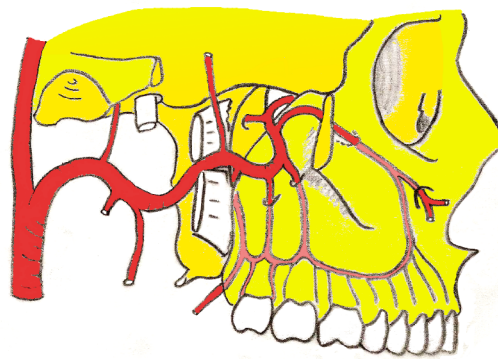


FIG. 13.11 – Illustration des branches de l'artère maxillaire. Les « arcs de cercle » le long des artères indiquent les zones dans lesquelles ceux-ci traversent la surface sous-jacente. Notons que la représentation d'une telle notion est une fois de plus très conventionnée ; ces arcs de cercle étant en pointillés ou en trait gras, suivant que le vaisseau entre ou sorte de la surface.

Un second champ de recherche que nous souhaiterions explorer est celui de l'illustration scientifique. Si nous avons tenté d'offrir un premier rendu expressif aux artères modélisées par notre approche - un rendu imitant le dessin à la craie de l'anatomiste - ce rendu pourrait toutefois être perfectionné afin de concevoir un outil didactique de visualisation.

Par exemple, si l'enseignant a coutume de représenter les artères d'un certain côté de la

structure, et les veines de l'autre, ce n'est que par soucis de clarté du croquis ; celles-ci étant en réalité présentes des deux côtés de la structure. Il serait ainsi intéressant de disposer d'un outil de symétrie permettant de visualiser au choix ces vaisseaux de façon séparée ou combinée, tout en conservant la compréhension de la scène 3D en jouant sur la transparence de ces structures. La formulation implicite des structures offrant simultanément une représentation surfacique et volumique de celles-ci, il serait donc très enrichissant d'orienter nos recherches vers un domaine relativement récent, celui de *l'illustration volumique*. Les travaux de (BGKG05), (TIP05) ou encore (JQD⁺08) pourraient alors être une première source d'inspiration.

Pour conclure, si plusieurs travaux sont encore à mener avant de disposer d'un outil complet de modélisation de structures anatomiques pouvant être expérimenté dans un réel contexte d'enseignement, les premiers résultats que nous avons obtenus sont prometteurs. Il ne nous semble donc pas utopique d'espérer voir, un jour, un anatomiste réaliser son cours traditionnel selon notre nouvelle conception de l'enseignement de l'anatomie.

TABLE DES MATIÈRES

PRÉFACE	xi
INTRODUCTION & MOTIVATIONS	xv
I Etat de l'art	1
1 PETITE HISTOIRE DE LA REPRÉSENTATION EN ANATOMIE	3
1.1 HISTOIRE ET ÉVOLUTION DE L'ANATOMIE	4
1.1.1 De l'époque antique à l'empire romain : des débuts chaotiques	4
1.1.2 André Vésale, père de l'anatomie moderne	5
1.1.3 Les premiers supports : planches anatomiques et traités	6
1.1.4 L'anatomie au fil des siècles	7
1.2 ÉVOLUTION DE L'ENSEIGNEMENT DE L'ANATOMIE	8
1.2.1 Les premières planches anatomiques colorées	10
1.2.2 Les premières planches anatomiques à caractère didactique	10
1.2.3 Louis Auzoux et les premiers écorchés d'anatomie	11
1.2.4 L'anatomie contemporaine : une approche « clinique » et de nouveaux traités	12
1.2.5 L'enseignement actuel de l'anatomie : les dessins à la craie sur fond de tableau noir, face aux nouvelles technologies	14
1.3 LE NUMÉRIQUE DANS L'ENSEIGNEMENT DE L'ANATOMIE : OUTIL COMPLÉMENTAIRE OU SUBSTITUTION ?	15
1.3.1 Naissance du numérique et révolution des supports de communication	15
1.3.2 Emergence et diversité des cours d'anatomie sur le Web	17
1.4 VERS DES CROQUIS ANATOMIQUES INTERACTIFS : MOTIVATIONS	18
1.4.1 Le croquis, dialogue entre professeur et élève	18
1.4.2 Le rôle de la 3D dans l'enseignement de l'anatomie	21
1.4.3 Notre objectif : ouvrir la voie à une nouvelle approche de l'enseignement de l'anatomie	23
2 REPRÉSENTATION DE SURFACES 3D : LES DIFFÉRENTS MODÈLES	27
2.1 INTRODUCTION AUX SURFACES PARAMÉTRIQUES ET IMPLICITES	28
2.1.1 Les surfaces paramétriques et maillages polygonaux	29
2.1.2 Les surfaces implicites	30
2.2 MODÉLISATION 3D À PARTIR D'UN SEUL CROQUIS 2D	33
2.2.1 Approche par surfaces paramétriques	33
2.2.2 Approche par surfaces implicites	35
2.3 MODÉLISATION 3D À PARTIR D'UN ENSEMBLE DE CROQUIS 2D DANS DES PLANS PARALLÈLES	41

2.3.1	Approche par surfaces paramétriques	41
2.3.2	Approche par surfaces implicites	44
2.4	BILAN	48
3	ÉTUDE DES INTERFACES DES SYSTÈMES DE MODÉLISATION 3D PAR CROQUIS	51
3.1	APERÇU DES DIFFÉRENTS TYPES DE SYSTÈMES DE MODÉLISATION 3D	51
3.2	MODÉLISATION 3D À PARTIR DE CROQUIS 2D	53
3.2.1	Les systèmes de « modélisation libre »	54
3.2.2	Les systèmes de « modélisation spécifique »	59
3.2.3	Les systèmes de modélisation d'organes	64
3.3	BILAN	66
 II Contributions au système <i>Matiss</i> de modélisation incrémentale par peinture de régions 2D		69
4	PRÉSENTATION GÉNÉRALE DE <i>Matiss</i>	73
4.1	INTERFACE ET OUTILS DE MODÉLISATION	73
4.2	LA MÉTAPHORE DE « PEINTURE », UNE APPROCHE NOVATRICE	75
4.3	PROCESSUS DE MODÉLISATION PAR DESSIN INCRÉMENTAL	77
5	DU CROQUIS 2D AU MODÈLE 3D : DÉTAILS DU PROCESSUS	79
5.1	EXTRACTION DU SQUELETTE GÉOMÉTRIQUE À PARTIR DU CROQUIS 2D	79
5.2	EXTRACTION D'UNE CARTE DES DISTANCES	82
5.3	DU SQUELETTE GÉOMÉTRIQUE AU SQUELETTE IMPLICITE	83
5.4	GÉNÉRATION D'UN CHAMP POTENTIEL ET D'UNE SURFACE IMPLICITE À PARTIR DU I-SQUELETTE	84
5.5	TRIANGULATION DE L'ISOSURFACE	88
5.6	LES OPÉRATEURS DE MÉLANGE DANS <i>Matiss</i>	88
6	AMÉLIORATION DE LA RECONSTRUCTION D'UNE RÉGION 2D	91
6.1	CONSTRUCTION D'UN SQUELETTE IMPLICITE SIGNIFICATIF	91
6.1.1	Algorithme d'extraction du g-squelette, par la méthode de (EM93)	91
6.1.2	Application du premier filtre sur le squelette géométrique	93
6.1.3	Application du second filtre sur le squelette implicite	93
6.2	CALCUL DE POIDS DE CONVOLUTION ADAPTÉS	94
 III Modélisation d'une surface implicite 3D à partir de plans de coupe		101
7	PROBLÉMATIQUE ET PREMIÈRES RÉFLEXIONS	105
7.1	OBJECTIFS ET CONTRAINTES	105
7.2	NOTATIONS	106
7.3	APPROCHE INTUITIVE, PROPOSÉE PAR [PALO6]	107
7.3.1	Interpolation linéaire des potentiels générés au point p	107
7.3.2	Interpolation linéaire des potentiels générés aux points projetés	108
7.3.3	Combinaison des deux approches	108
7.4	BILAN ET PROBLÈMES IDENTIFIÉS	108
8	CALCUL D'UNE FONCTION POTENTIEL C^1	111
8.1	ANALYSE DES CONTRAINTES	111

8.1.1	Contrainte n°1 :	111
8.1.2	Contrainte n°2 :	111
8.1.3	Contrainte n°3 :	112
8.2	FORMULATION GÉNÉRALE	112
8.3	CALCUL DES PARAMÈTRES α ET β	115
8.3.1	Calcul de α	115
8.3.2	Calcul de β	117
8.4	EXTRAPOLATION DES DONNÉES EN DEHORS DES PLANS EXTRÊMAUX (PLANS P_0 ET P_{N-1})	118
8.5	PRÉVENIR LES GONFLEMENTS DE LA SURFACE	118
8.6	REMARQUE CONCERNANT LE CALCUL DE β	120
8.7	VALIDATION DE LA MÉTHODE SUR UN CAS D'ÉCOLE	120
9	APPLICATION À L'ANATOMIE INTERACTIVE	123
9.1	COUP D'ŒIL APPLICATIF	123
9.1.1	Les différents outils disponibles	123
9.1.2	Scénario de modélisation et d'édition d'une surface 3D	124
9.2	VALIDATION ET DISCUSSION DE NOTRE APPROCHE	126
9.2.1	Reconstruction d'un même modèle à partir d'un nombre différent de plans de coupe	126
9.2.2	Reconstruction d'un modèle non topologiquement sphérique	127
9.2.3	Implémentation et performances	130
9.3	PERSPECTIVES	132
IV	Modélisation de systèmes vasculaires	137
10	LES CONVENTIONS DE DESSIN POUR DU CROQUIS ANATOMIQUE	141
10.1	CONVENTION DE COULEURS	141
10.2	CONVENTION DE DIMENSIONS	142
10.3	CONVENTION D'ORIENTATION	143
10.4	CONVENTION DE COURBURE	143
10.5	CONVENTION DE « POSITION RELATIVE » ENTRE DEUX VAISSEAUX	145
10.6	BILAN : UN OUTIL INTUITIF DE MODÉLISATION	145
11	EXTRACTION D'INDICES DE PROFONDEUR À PARTIR DU CROQUIS 2D	147
11.1	EXTRACTION DES LIGNES DE CONTOUR	147
11.2	CALCUL DE L'ORIENTATION D'UN VAISSEAU	148
11.3	ANALYSE DE LA COURBURE D'UN VAISSEAU	149
11.4	ANALYSE D'UNE BIFURCATION ENTRE DEUX VAISSEAUX	150
11.4.1	Position relative des vaisseaux	151
11.4.2	Relation de parenté	151
11.5	SUPERPOSITION D'ARTÈRES	151
11.5.1	Extraction de chemins dans un graphe	152
11.5.2	Définition d'un chemin « le plus plausible »	154
11.6	BILAN	159
12	MODÉLISATION 3D DES ARTÈRES	161
12.1	CHOIX DU MODÈLE MATHÉMATIQUE POUR REPRÉSENTER LES SQUELETTES 3D	161
12.2	MÉTHODOLOGIE APPLIQUÉE POUR MODÉLISER LA SCÈNE 3D	162
12.2.1	Une modélisation ordonnée	163

12.2.2	Une utilisation particulière des B-splines	163
12.3	CALCUL DES POINTS DE CONTRÔLE	164
12.3.1	Point de contrôle à la racine d'une artère	165
12.3.2	Point de contrôle intermédiaire ayant une contrainte absolue de profondeur	165
12.3.3	Point de contrôle définissant la section d'un vaisseau	167
12.3.4	Tangente à la racine de l'artère	168
12.3.5	Point de contrôle traduisant des hachures	169
12.3.6	Tangente au niveau de la section de l'artère	169
12.3.7	Remarque concernant la position des points de contrôle des tangentes	170
12.4	BILAN	171
13	RENDU EXPRESSIF ET RÉSULTATS	173
13.1	IMITATION DE L'ASPECT ESTHÉTIQUE DES CROQUIS À LA CRAIE PAR UN RENDU EXPRESSIF	173
13.1.1	Méthode de rendu par « tranches texturées »	173
13.1.2	Imitation des caractéristiques du croquis à la craie	175
13.1.3	Premier aperçu de notre rendu expressif	177
13.2	PREMIERS RÉSULTATS SUR DES CAS D'ÉCOLE	178
13.3	DISCUSSIONS ET PERSPECTIVES	180
	Conclusion	185
	TABLE DES MATIÈRES	193
	BIBLIOGRAPHIE	197

BIBLIOGRAPHIE

- [ABCG05] A. Alexe, L. Barthe, M.-P. Cani, and V. Gaildrat. Shape modeling by sketching using convolution surfaces. In *Pacific Graphics*, Short paper, Macau, China, 2005. (Cité pages 83 et 87.)
- [ACSo1] M. Amrani, B. Crespín, and B. Shariat. Skeletal implicit surface reconstruction from sections for flexible body simulation. In *Proceedings of the Fifth International Conference on Information Visualisation*, page 723, 2001. (Cité pages 42 et 46.)
- [AGBo4] A. Alexe, V. Gaildrat, and L. Barthe. Interactive modelling from sketches using spherical implicit functions. In *AFRIGRAPH '04*, pages 25–34. ACM, 2004. (Cité pages 39, 40 et 79.)
- [AJ03] B.R. De Araújo and J.A. Jorge. Blobmaker : Free form modelling with variational implicit surfaces. In *In Proc. of the 12th Portuguese Computer Graphics Meeting*, pages 17–26, 2003. (Cité pages 39, 55, 56 et 59.)
- [AM97] D. Attali and A. Montanvert. Computing and Simplifying 2D and 3D Semicontinuous Skeletons of 2D and 3D shapes. *CVIU*, 67(3) :261–273, Septembre 1997. (Cité page 79.)
- [APSo8] F. Anastacio, P. Prusinkiewicz, and M.C. Sousa. Sketch-based parameterization of l-systems using illustration-inspired construction lines. In *Eurographics Workshop on Sketch-Based Interfaces and Modeling (SBIM)*, Annecy, France, Juin 2008. (Cité page 61.)
- [ASdB93] C. Arcelli and G Sanniti di Baja. Euclidean skeleton via centre-of-maximal-disc extraction. *Image and Vision Computing*, 11(3) :163–173, Avril 1993. (Cité pages 34 et 79.)
- [ASS06] F. Anastacio, M.C. Sousa, F. Samavati, and J.A. Jorge. Modeling plant structures using concept sketches. In *NPAR '06 : Proceedings of the 4th international symposium on Non-photorealistic animation and rendering*, pages 105–113, New York, NY, USA, 2006. ACM. (Cité page 61.)
- [Aur91] F. Aurenhammer. Voronoi diagrams—a survey of a fundamental geometric data structure. *ACM Comput. Surv.*, 23(3) :345–405, 1991. (Cité page 34.)
- [BBCW10] A. Bernhardt, L. Barthe, M.-P. Cani, and B. Wyvill. Implicit blending revisited. *Comput. Graph. Forum*, 29(2) :367–375, Mai 2010. (Cité pages 31, 88 et 89.)
- [BBS08] S.-H. Bae, R. Balakrishnan, and K. Singh. Ilovesketch : as-natural-as-possible sketching system for creating 3d curve models. In *Proceedings of the 21st annual ACM symposium on User interface software and technology*, UIST '08, pages 151–160, New York, NY, USA, 2008. ACM. (Cité page 58.)

- [BCL96] C. Bajaj, E. Coyle, and K. Lin. Arbitrary topology shape reconstruction from planar cross sections. *Graphical Models and Image Processing*, 58(6) :524, 1996. (Cité page 42.)
- [BGKG05] S. Bruckner, S. Grimm, A. Kanitsar, and M.E. Gröller. Illustrative context-preserving volume rendering. In *Proceedings of EuroVis 2005*, pages 69–76, Mai 2005. (Cité pages 33 et 191.)
- [Bli82] J.F. Blinn. A generalization of algebraic surface drawing. *ACM Transaction on Graphics*, 1(3) :235–256, 1982. (Cité page 29.)
- [Blo94] J. Bloomenthal. An implicit surface polygonizer. *Graphics gems IV*, pages 324–349, 1994. (Cité pages 32, 33, 88 et 130.)
- [Blu67] H. Blum. *Models for the Perception of Speech and Visual Form*, chapter A transformation for extracting new descriptions of shape., pages 362–380. MIT Press, Cambridge, 1967. (Cité pages 34 et 79.)
- [Boi88] J.-D. Boissonnat. Shape reconstruction from planar cross sections. *Computer Vision Graphics and Image Processing*, 44(1) :1, 1988. (Cité page 42.)
- [BPCBo8] A. Bernhardt, A. Pihuit, M.-P. Cani, and L. Barthe. Matisse : Painting 2d regions for modeling free-form shapes. In *Eurographics Workshop on Sketch-Based Interfaces and Modeling (SBIM)*, pages 57–64, Annecy, France, Juin 2008. (Cité pages 31, 87, 88, 96, 97 et 99.)
- [BS91] J. Bloomenthal and K. Shoemake. Convolution surface. In *SIGGRAPH'91*, pages 251–256, 1991. (Cité page 84.)
- [BW99] E. Galin B. Wyvill, A. Guy. Extending the csg tree. warping, blending and boolean operations in an implicit surface modeling system. *Comput. Graph. Forum*, 18(2) :149–158, 1999. (Cité page 55.)
- [BWGo4] Loic Barthe, Brian Wyvill, and Erwin De Groot. Controllable binary operators for soft objects. *International Journal of Shape Modeling*, 10(2) :135–154, 2004. (Cité page 31.)
- [Coq90] S. Coquillart. Extended free-form deformation : a sculpturing tool for 3d geometric modeling. In *SIGGRAPH '90 : Proceedings of the 17th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 187–196, New York, NY, USA, 1990. ACM. (Cité page 51.)
- [Cou06] M. Couprie. Note on fifteen 2d parallel thinning algorithms. Number IGM2006-01, 2006. (Cité pages 80 et 81.)
- [Cre99] B. Crespín. Implicit free-form deformations. In *Procs. of the Fourth International Workshop on Implicit Surface*, pages 17–23, 1999. (Cité page 51.)
- [CSS]05] J.J. Cherlin, F. Samavati, M.C. Sousa, and J.A. Jorge. Sketch-based modeling with few strokes. In *SCCG '05 : Proceedings of the 21st spring conference on Computer graphics*, pages 137–145, New York, NY, USA, 2005. ACM. (Cité pages 35 et 36.)
- [DCo4] G. Dewaele and M.-P. Cani. Virtual clay for direct hand manipulation. In *Eurographics (short papers)*, 2004. (Cité page 52.)
- [EHK⁺06] K. Engel, M. Hadwiger, J.M. Kniss, A.E. Lefohn, C.R. Salama, and D Weiskopf. 2006. (Cité page 174.)

- [EM93] U. Eckhardt and G. Maderlechner. Invariant thinning. *PRAI*, 7 :1115–1144, 1993. (Cité pages 81, 91, 92, 93 et 94.)
- [EPO91] A.B. Ekoule, F.C. Peyrin, and C.L. Odet. A triangulation algorithm from arbitrary shaped multiple planar contours. *ACM Transactions on Graphics*, 10(2) :182, 1991. (Cité page 42.)
- [FKU77] H. Fuchs, Z.M. Kedem, and S.P. Uselton. Optimal surface reconstruction from planar contours. *Communications of the ACM*, 20(10) :693, 1977. (Cité pages 41 et 42.)
- [GA98] E. Galin and S. Akkouche. Fast surface reconstruction from contours using implicit surfaces. In *Implicit Surfaces'98 Conference*, pages 139–144, 1998. (Cité pages 44, 45, 46, 48, 105, 107, 112, 120, 121, 122, 129, 130, 131 et 132.)
- [GD82] S. Ganapathy and T.G. Dennehy. A new general triangulation method for planar contours. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, 16(3) :69, 1982. (Cité page 42.)
- [Gib98] S.F.F. Gibson. Constrained elastic surface nets : Generating smooth surfaces from binary segmented data. In *MICCAI '98 : Proceedings of the First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 888–898, London, UK, 1998. Springer-Verlag. (Cité page 66.)
- [Goo08] Google. Sketchup software : 3d sketching software for the conceptual phases of design., 2008. (Cité page 53.)
- [Hal89] R.W. Hall. Fast parallel thinning algorithms : parallel speed and connectivity preservation. *Communications of the ACM*, 32(1) :124, 1989. (Cité pages 80, 81, 91 et 94.)
- [HMT⁺85] Nishimura H., Hirai M., Kawai T., T. Kawata, Shirakawa I., and Omura K. Object modeling by distribution function and a method of image generation. *Trans. IEICE Japan*, J68-D(4) :718–725, 1985. en Japonais. (Cité page 29.)
- [HP05] Kaewruen P Sarakhette N Hai le H. Haddawy P, Dailey MN. Anatomical sketch understanding : recognizing explicit and implicit structure. *Conference on Artificial Intelligence in Medicine*, July 2005. (Cité page 66.)
- [HPP⁺01] K. Höhne, B. Pflesser, A. Pommert, M. Riemer, R. Schubert, T. Schiemann, U. Tiede, and U. Schumacher. A realistic model of human structure from the visible human data. *Methods of Information in Medicine*, 40(2) :83–89, 2001. (Cité pages 64 et 65.)
- [HPSP01] H.K. Hahn, B. Preim, D. Selle, and H.-O. Peitgen. Visualization and interaction techniques for the exploration of vascular structures. *Visualization Conference, IEEE*, 0, 2001. (Cité page 173.)
- [HWL⁺10] A. Hu, T. Wilson, H. Ladak, P. Haase, P. Doyle, and K. Fung. Evaluation of a three-dimensional educational computer model of the larynx : voicing a new direction. *J Otolaryngol Head Neck Surg (Journal of otolaryngology)*, (39) :315–322, 2010. (Cité page 23.)
- [IH02] T. Igarashi and J.F. Hughes. Clothing manipulation. In *UIST '02 : Proceedings of the 15th annual ACM symposium on User interface software and technology*, pages 91–100, New York, NY, USA, 2002. ACM. (Cité page 61.)

- [IH03] T. Igarashi and J.F. Hughes. Smooth meshes for sketch-based freeform modeling. In *I3D '03 : Proceedings of the 2003 symposium on Interactive 3D graphics*, pages 139–142, New York, NY, USA, 2003. ACM. (Cité page 35.)
- [IMT99] T. Igarashi, S. Matsuoka, and H. Tanaka. Teddy : a sketching interface for 3d freeform design. In *SIGGRAPH '99*, pages 409–416, New York, NY, USA, 1999. ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co. (Cité pages 33, 34, 37, 39, 53, 54, 62 et 79.)
- [IOI06] T. Ijiri, S. Owada, and T. Igarashi. The sketch l-system : Global control of tree modeling using free-form strokes. In *Smart Graphics*, pages 138–146, 2006. (Cité page 60.)
- [JC94] M. Jones and M. Chen. A new approach to the construction of surfaces from contour data. In *Computer Graphics Forum*, volume 13, pages 75–84, 1994. (Cité pages 44, 45, 46, 48, 107, 112, 120, 121, 122, 129, 130, 131 et 132.)
- [JQD⁺08] A. Joshi, X. Qian, D. Dione, K. Bulsara, C. Breuer, A. Sinusas, and X. Papademetris. Effective visualization of complex vascular structures using a non-parametric vessel detection method. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 14 :1603–1610, 2008. (Cité pages 173 et 191.)
- [JWC⁺05] T. Ju, J. Warren, J. Carson, G. Eichele, C. Thaller, W. Chiu, M. Bello, and I. Kakadiaris. Building 3d surface networks from 2d curve networks with application to anatomical modeling. *The Visual Computer*, 21(8-10) :764–773, 2005. (Cité pages 42, 43, 44, 45 et 48.)
- [Kep75] E. Keppel. Approximating complex surfaces by triangulation of contours lines. *IBM Journal of Research and Development*, 19(1) :2–11, 1975. (Cité page 41.)
- [KH06] O. Karpenko and J.F. Hughes. Smoothsketch : 3d free-form shapes from complex sketches. In *SIGGRAPH '06*, pages 589–598, New York, NY, USA, 2006. ACM. (Cité pages 58 et 76.)
- [KHR02] O. Karpenko, J.F. Hughes, and R. Raskar. Free-form sketching with variational implicit surfaces. *Computer Graphics Forum*, 21(3) :585–594, 2002. (Cité pages 37, 39 et 55.)
- [KIKS00] S. Kim, M. Ishii, Y. Koike, and M. Sato. Development of tension based haptic interface and possibility of its application to virtual reality. In *VRST '00 : Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology*, pages 199–205, New York, NY, USA, 2000. ACM. (Cité pages 52 et 63.)
- [KPBC08] P. Kry, A. Pihuit, A. Bernhardt, and M.-P. Cani. Handnavigator : Hands-on interaction for desktop virtual reality. In *15th ACM symposium on Virtual Reality Software and Technology, VRST 2008, October, 2008*, pages 53–60, Bordeaux, France, Octobre 2008. Technische Universität Graz. (Cité pages 52 et 53.)
- [KSS00] R. Klein, A. Schilling, and W. Straßer. Reconstruction and simplification of surfaces from contours. *Graphical models*, 62(6) :429–443, 2000. (Cité pages 42 et 43.)
- [LBD⁺08] L. Liu, C. Bajaj, J.O. Deasy, D.A. Low, and T. Ju. Surface reconstruction from non-parallel curve networks. In *Computer Graphics Forum, Proceedings of Eurographics*, volume 27, pages 155–163, Avril 2008. (Cité page 43.)

- [Lin68] A. Lindenmayer. Mathematical models for cellular interactions in development. *Journal of Theoretical Biology*, 18 :280–315, 1968. (Cité page 59.)
- [Mal05] S. Malik. A sketching interface for modeling and editing hairstyles. In *SBIM*, Juin 2005. (Cité page 64.)
- [MI07] Y. Mori and T. Igarashi. Plushie : an interactive design system for plush toys. *ACM Trans. Graph.*, 26(3) :45, 2007. (Cité pages 62, 63 et 73.)
- [MIAI05] X. Mao, S. Isobe, K. Anjyo, and A. Imamiya. Sketchy hairstyles. In *CGI '05 : Proceedings of the Computer Graphics International 2005*, pages 142–147, Washington, DC, USA, 2005. IEEE Computer Society. (Cité page 64.)
- [MKB02] P. Michalik, D.H. Kim, and B.D. Bruderlin. Sketch- and constraint-based design of b-spline surfaces. In *SMA '02 : Proceedings of the seventh ACM symposium on Solid modeling and applications*, pages 297–304, New York, NY, USA, 2002. ACM. (Cité page 35.)
- [MKKI02] X. Mao, K. Kashio, H. Kato, and A. Imamiya. Interactive hairstyle modeling using a sketching interface. In *ICCS '02 : Proceedings of the International Conference on Computational Science-Part II*, pages 131–140, London, UK, 2002. Springer-Verlag. (Cité page 63.)
- [MP96] R. Měch and P. Prusinkiewicz. Visual models of plants interacting with their environment. In *SIGGRAPH '96 : Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 397–410, New York, NY, USA, 1996. ACM. (Cité page 59.)
- [MSS92] D. Meyers, S. Skinner, and K. Sloan. Surfaces from contours. *ACM Trans. Graph.*, 11(3) :228–258, 1992. (Cité pages 41 et 42.)
- [MT97] L. Moccozet and N.M. Thalmann. Dirichlet free-form deformations and their application to hand simulation. In *CA '97 : Proceedings of the Computer Animation*, page 93, Washington, DC, USA, 1997. IEEE Computer Society. (Cité page 51.)
- [Mur91] S. Muraki. Volumetric shape description of range data using “blobby model”. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 25(4) :227–235, 1991. (Cité pages 35 et 36.)
- [NISA07] A. Nealen, T. Igarashi, O. Sorkine, and M. Alexa. Fibermesh : designing freeform surfaces with 3d curves. *ACM Trans. Graph.*, 26(3) :41, 2007. (Cité page 57.)
- [OOI05] M. Okabe, S. Owada, and T. Igarashi. Interactive design of botanical trees using freehand sketches and example-based editing. *Computer Graphics Forum*, 24 :487–496, 2005. (Cité page 60.)
- [OP05] S. Oeltze and B. Preim. Visualization of vasculature with convolution surfaces :method, validation and evaluation. *MedImg*, 24(4) :540–548, Avril 2005. (Cité pages 66 et 67.)
- [Pal06] O. Palombi. *Modélisation anatomique par surfaces implicites à squelettes*. PhD thesis, INP Grenoble, Décembre 2006. (Cité pages 106, 107, 108, 109, 112, 118, 120, 121, 122, 129, 130, 131 et 132.)

- [PCP10] A. Pihuit, M.-P. Cani, and O. Palombi. Sketch-based modeling of vascular systems : a first step towards interactive teaching of anatomy. In Marc Alexa and Ellen Yi-Luen Do, editors, *Sketch-Based Interfaces and Modeling, (SBIM)*, pages 151–158, Annecy, France, Juin 2010. (Cité page 183.)
- [PKCo8] A. Pihuit, P. Kry, and M.-P. Cani. Hands-on virtual clay. In GU X.D. Spagnuolo M., Cohen-Or D., editor, *IEEE International Conference on Shape Modeling and Applications (SMI)*, pages 267–268, Juin 2008. (Cité page 52.)
- [PPCo9] A. Pihuit, O. Palombi, and M.-P. Cani. Reconstruction implicite de surfaces 3D à partir de régions 2D dans des plans parallèles. In *22èmes Journées de l'Association Française d'Informatique Graphique, AFIG'09, November, 2009*, Arles, France, Novembre 2009. AFIG. (Cité page 135.)
- [PPK05] Galina I. Pasko, Alexander A. Pasko, and Tosiyasu L. Kunii. Bounded blending for function-based shape modeling. *IEEE Comput. Graph. Appl.*, 25(2) :36–45, 2005. (Cité page 31.)
- [RP66] A. Rosenfeld and J.L. Pfaltz. Sequential operations in digital picture processing. *J. ACM*, 13(4) :471–494, 1966. (Cité pages 82 et 87.)
- [RuCo8] P. Ruchikachorn. An interactive system for knot design., 2008. (Cité page 67.)
- [SBS06] J. Sheng, R. Balakrishnan, and K. Singh. An interface for virtual 3d sculpting via physical proxy. In *GRAPHITE '06 : Proceedings of the 4th international conference on Computer graphics and interactive techniques in Australasia and Southeast Asia*, pages 213–220, New York, NY, USA, 2006. ACM Press. (Cité page 52.)
- [She99] A. Sherstyuk. Kernel functions in convolution surfaces : a comparative analysis. *The Visual Computer*, 15(4) :171–182, 1999. (Cité pages 84 et 85.)
- [SOB⁺07] C. Schumann, S. Oeltze, R. Bade, B. Preim, and H. o. Peitgen. Model-free surface visualization of vascular trees. In *EuroVis 2007*, pages 283–290, 2007. (Cité pages 65 et 66.)
- [SP86] T.W. Sederberg and S.R. Parry. Free-form deformation of solid geometric models. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 20(4) :151–160, 1986. (Cité page 51.)
- [SP87] K. Sloan and J. Painter. From contours to surfaces : testbed and initial results. *SIGCHI Bull.*, 18(4) :115–120, 1987. (Cité page 41.)
- [SWSJ05] R. Schmidt, B. Wyvill, M. Sousa, and J. Jorge. Shapeshop : Sketch-based solid modeling with blobtrees. In *SBIM*, Juin 2005. (Cité pages 38, 56 et 57.)
- [TCH04] E. Turquin, M.-P. Cani, and J.F. Hughes. Sketching garments for virtual characters. In *Eurographics Workshop on Sketch-Based Interfaces and Modeling (SBIM)*, pages 175–182, Août 2004. (Cité page 62.)
- [THOY01] G. Turk, Dinh H.Q., J.F. O'Brien, and G. Yngve. Implicit surfaces that interpolate. *Shape Modeling and Applications, (SMI)*, pages 62 – 71, Août 2001. (Cité page 37.)
- [TIP05] C. Tietjen, T. Isenberg, and B. Preim. Combining silhouettes, surface, and volume rendering for surgery education and planning. In *Planning, in : IEEE/Eurographics Symposium on Visualization*, pages 303–310. Springer, 2005. (Cité pages 173 et 191.)

- [TO99] G. Turk and J.F. O'Brien. Shape transformation using variational implicit functions. In *SIGGRAPH '99 : Proceedings of the 26th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 335–342, New York, NY, USA, 1999. ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co. (Cité pages 36, 37, 47 et 48.)
- [TWB⁺07] E. Turquin, J. Wither, . Boissieux, M.-P. Cani, and J.F. Hughes. A sketch-based interface for clothing virtual characters. *IEEE Comput. Graph. Appl.*, 27(1) :72–81, Janvier 2007. (Cité page 62.)
- [TZF04] C. Tai, H. Zhang, and J. Fong. Prototype modeling from sketched silhouettes based on convolution surfaces. *Computer Graphics Forum*, 23 :71–83, 2004. (Cité pages 39, 40, 41, 55, 56, 79, 86, 87, 95 et 96.)
- [WBC07] J. Wither, F. Bertails, and M.-P. Cani. Realistic hair from a sketch. In *Shape Modeling International*, Juin 2007. (Cité page 64.)
- [WBCG09] J. Wither, F. Boudon, M.-P. Cani, and C. Godin. Structure from silhouettes : a new paradigm for fast sketch-based design of trees. *Comput. Graph. Forum*, 28(2) :541–550, Avril 2009. Special issue : Eurographics 2009. (Cité page 61.)
- [WW86] McPheeters-C. Wyvill, G. and B. Wyvill. Data structure for soft objects. *The Visual Computer*, 2 :227–234, 1986. (Cité page 29.)
- [XY01] Z. Xu and X.D. Yang. V-hairstudio : An interactive tool for hair design. *IEEE Comput. Graph. Appl.*, 21(3) :36–43, 2001. (Cité page 63.)
- [ZHH96] R.C. Zeleznik, K.P. Herndon, and J.F. Hughes. Sketch : An interface for sketching 3d scenes. In *SIGGRAPH '96*, pages 163–170, 1996. (Cité pages 53 et 54.)
- [ZS07] M.N. Zakaria and S.R. Shukri. A sketch-and-spray interface for modeling trees. In *SG '07 : Proceedings of the 8th international symposium on Smart Graphics*, pages 23–35, Berlin, Heidelberg, 2007. Springer-Verlag. (Cité page 61.)

