Outil pédagogique de la ponction des grosses articulations sous échographie

Charles Barnouin

▶ **To cite this version:**

Charles Barnouin. Outil pédagogique de la ponction des grosses articulations sous échographie. Bio-informatique [q-bio.QM]. Université de Lyon, 2020. Français. NNT : 2020LYSE1078 . tel-03358131

HAL Id: tel-03358131

https://theses.hal.science/tel-03358131

Submitted on 29 Sep 2021

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

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

N° d'ordre NNT : 2020LYSE1078

THÈSE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON
opérée au sein de
l'Université Claude Bernard Lyon 1

École Doctorale 512
InfoMaths

Spécialité de doctorat : Informatique

Soutenue publiquement le 7 mai, par :
Charles Barnouin

Outil pédagogique de ponction des grosses articulations sous échographie

---

Devant le jury composé de :

M. Dischler Jean-Michel, Pr des Universités, Université de Strasbourg	Président
M. Cotin Stéphane, Directeur de Recherche, INRIA Strasbourg	Rapporteur
Mme Marchal Maud , Maître de Conférences, INSA Rennes	Rapporteure
Mme Coury-Lucas Fabienne, Maître de Conférences - Praticien Hospitalier, Université Lyon 1	Examinatrice
M. Delachartre Philippe, Pr des Universités, INSA Lyon	Examinateur
Mme Troccaz Jocelyne, Directrice de Recherche, CNRS Grenoble	Examinatrice
M. Jaillet Fabrice, Maître de Conférences, Université Lyon 1	Directeur de thèse
Mme Zara Florence, Maître de Conférences, Université Lyon 1	Co-directrice de thèse

UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université	M. Frédéric FLEURY
Président du Conseil Académique	M. Hamda BEN HADID
Vice-président du Conseil d'Administration	M. Didier REVEL
Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire	M. Philippe CHEVALIER
Vice-président de la Commission de Recherche	
Directrice Générale des Services	M. Damien VERHAEGHE

COMPOSANTES SANTÉ

Faculté de Médecine Lyon-Est - Claude Bernard	Doyen : M. Gilles RODE
Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon Sud Charles. Mérieux	Doyenne : Mme Carole BURILLON
UFR d'Odontologie	Doyenne : Mme Dominique SEUX
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directrice : Mme Christine VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. Xavier PERROT
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directrice : Mme Anne-Marie SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

UFR Biosciences	Directrice : Mme Kathrin GIESELER
Département Génie Electrique et des Procédés (GEP)	Directrice : Mme Rosaria FERRIGNO
Département Informatique	Directeur : M. Behzad SHARIAT
Département Mécanique	Directeur : M. Marc BUFFAT
UFR - Faculté des Sciences	Administrateur provisoire : M. Bruno ANDRIOLETTI
UFR (STAPS)	Directeur : M. Yannick VANPOULLE
Observatoire de Lyon	Directeur : Mme Isabelle DANIEL
Ecole Polytechnique Universitaire Lyon 1	Directeur : M. Emmanuel PERRIN
Ecole Supérieure de Chimie, Physique, Electronique (CPE Lyon)	Directeur : M. Gérard PIGNAULT
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1	Directeur : M. Christophe VITON
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : M. Nicolas LEBOISNE
ESPE	Administrateur provisoire : M. Pierre CHAREYRON

Remerciements

Je voudrais tout d'abord remercier Maud Marchal et Stéphane Cotin pour leur relecture attentive du manuscrit et leurs remarques pertinentes. Je remercie aussi les autres membres du jury, Fabienne Coury-Lucas, Philippe Delachartre, Jean-Michel Dischler, Jocelyne Troccaz pour s'être impliqués dans l'exercice de la soutenance de doctorat à distance, format très différent dans cette année fort étrange.

J'aimerais aussi remercier mes encadrants, Fabrice Jaillet et Florence Zara. Fabrice pour ses "Idéfix" et son envie de toujours aller au bout des choses avec persévérance, et Florence pour sa motivation à bien faire et à se dépasser. Tous deux ont réussi à garder un contact social fort malgré la distance physique. Nos discussions étaient toujours intéressantes, qu'elles portent sur la thèse ou d'autres sujets.

J'aimerais remercier les partenaires du projet Sparte, Richard Moreau et Arnaud Lelevé du laboratoire Ampère, Yoann Lafon du LBMC, Céline Meurger et Nady El Oyek du LIBM, Fabienne Coury-Lucas du CHU de Lyon, et notre coordinateur Loïc Druette, pour avoir permis ce magnifique projet.

J'aimerais remercier mes amis du laboratoire :
Arthur pour son enthousiasme, toujours partant pour faire du sport et la fête, et fier représentant du peuple breton et de sa gastronomie.
Alice, qui oublie beaucoup de choses, mais qui n'oublie jamais de sourire et d'être de bonne humeur avec tout le monde.
Antoine D, pour ses discussions politiques inépuisables mais toujours intéressantes.
Antoine W, pour ses blagues et jeux de mots toujours épicés. Les sessions dessins étaient toujours un plaisir, même si je ne comprends toujours pas comment on peut dessiner aussi bien et pourtant galérer au Pictionary.
Thibault, toujours souriant et jamais à court de "Dad's jokes". Je compte sur toi pour maintenant en faire profiter ton fils !
Simon, pour son enthousiasme à parler des jeux de société et son esprit toujours aiguisé. Un ami qui se transforme en adversaire redoutable lorsqu'on joue contre lui.
Rémi, toujours prêt pour un petit café, même après avoir quitté le laboratoire. Faire du sport ou des soirées ensemble est toujours synonyme de bons moments.
Maxime, même si tu es parti à l'autre bout du monde, on pense souvent à toi. L'esprit libre et toujours à vouloir faire de nouvelles choses.
Rémy, toujours impressionnant de culture et pleins de sujets passionnants. Aller au

Pub Quizz avec toi donne presque l'impression de tricher.
Valentin, passionné des jeux et des maths, lorsque tu expliques quelque chose, ça donne toujours envie de l'expérimenter : c'est comme ça que j'ai plongé dans Sanderson. Si tu continues dans l'enseignement, nul doute que les élèves auront des étoiles dans les yeux !
Julia, toujours motivée pour se donner à fond, tu n'as pas peur de partager tes pensées et tu ne lâches rien, ce que j'admire beaucoup. Il vaut mieux être dans ton équipe !
Matthieu, toujours prêt à tenter des nouvelles choses, pro du Parkour et goûteur professionnel de mayonnaise. Des idées différentes bienvenues dans un milieu où l'on a tendance à penser les mêmes choses.
Vincent, toujours de bonne humeur, attentif et à l'écoute des malheurs des autres.
Jocelyn, bon vivant, qui aime le bon vin mais surtout le partager avec des amis.
Samuel, si l'on suit l'optimisation, merci.
Agathe, une fan de chien perdue dans ces fans de chats, qui m'a montré une nouvelle façon de faire de la musique, des lignes de codes en live.
Gabrielle, qui possède une passion pour le vélo et qui donnerait presque envie d'en faire.
Thomas, c'est en regardant ton écran et ce qui s'y passait que j'ai compris d'où venaient les hackeurs dans les films. Un terminal (et VIM) et on s'en sort ! Cuisiner un cheesecake lorsqu'on est allergique au lactose, c'est dire à quel point tu aimes faire plaisir aux autres.
Et à mes co-bureaux, Alexis, qui a partagé le bureau avec nous que trop peu de temps, compagnon des pauses café et qui a toujours su encourager les autres. Toujours à fond dans ce que tu fais et à la recherche de nouvelles choses à apprendre.
Basile, qui m'a transmis la passion pour le rendu, toujours sérieux dans son travail et toujours ouvert et souriant avec ses amis. Tu aimes expliquer les choses et partager tes découvertes, toujours passionnantes.
Gabriel, dont on ne pourrait se lasser de l'humour de répétition lors des parties de Pictionary. Un g@merz professionnel, doublé d'un musicien avec de très bons goûts musicaux. Encore merci pour le kéfir, il se porte bien.
Loïs, que l'on pourrait considérer comme faisant partie du bureau même si techniquement ce n'était pas le cas. Toujours souriant et prêt à parler de n'importe quel sujet (même si il fâche!).
Axel, spécialiste des cailloux, et développeur de jeux vidéo professionnel.
Oscar, notre aîné, qui a souvent la réponse aux problèmes que l'on se pose.

J'aimerais remercier aussi mes amis d'enfance, Aurèle, Florent, Bruno et Rémi. On se connaît bien depuis le début du collège, et c'est toujours un plaisir de se revoir

tous, même si on a chacun pris des chemins différents.

Julien, partenaire de séries et de parties endiablées de jeux vidéo. La fin de la thèse est proche, courage !

Thibault, ancien coloc, partenaire de nombreuses discussions lors des trajets en voiture, et avec qui je partage de nombreux hobbies. Toujours à l'écoute de mes problèmes et à réfléchir à leurs solutions. Un véritable frère de vie.

Je voudrais remercier ma famille en commençant par ceux qui m'ont guidé sur cette voie et qui ont fait ce que je suis. Merci maman pour m'avoir donné la passion des études et du médical. Tu nous as tous beaucoup inspirés et on te doit beaucoup. Je dois encore apprendre comment tu arrives à faire autant de choses et à les faire aussi bien. Tu as toujours réussi à être là pour nous.
Merci papa pour m'avoir appris la philosophie de vie et la gentillesse. J'aimerais avoir un quart de ta patience et de ton altruisme, et cela serait déjà beaucoup plus que bien d'autres personnes. Tu nous as beaucoup offerts, à commencer par ton temps et ta bienveillance, toujours prêt à tout pour nous aider dans nos vies. Je suis fier et heureux de vous avoir eu comme parents.

J'aimerais remercier tous mes frères, Vincent, Paul, Guillaume, François, sans qui je ne serais sûrement pas le même. Tout ce que nous avons vécu ensemble sont des souvenirs que je chérirais toute ma vie. Nos disputes, nos jeux, notre temps passé ensemble m'ont construit tel que je suis, et je ne changerais rien pour tout l'or du monde.

J'aimerais aussi remercier ma belle-famille, Renaud, Laurence, Ariane et Camille, pour m'avoir accepté parmi vous, et me faire partager tous ces moments merveilleux.

Enfin, j'aimerais remercier celle qui anime mes pensées et mes pas, celle sans qui je ne serais sûrement pas le même, merci, Marine, de partager ma vie.

Résumé

Les travaux présentés dans ce manuscrit répondent à un besoin de moderniser et améliorer l'apprentissage du geste médical de l'insertion d'aiguille sous échographie. Ce simulateur comporte une partie rendu et une partie haptique.

Après avoir introduit les objectifs de ces travaux, un état de l'art des méthodes informatiques de rendu d'image échographique est effectué, suivi par un état de l'art des modèles et des simulateurs d'insertion d'aiguille.

Nous introduisons ensuite une méthode de rendu échographique temps réel d'une scène 3D, basée sur GPU. Cette méthode permet de découper les objets 3D pour créer à la volée des surfaces 2D qui dépendent de la position de la sonde échographique, puis de travailler sur ces surfaces pour produire les différents effets qui apparaissent sur une image échographique : ombres et réflexions, absorption, granularité et orientations des fibres des tissus biologiques. À notre connaissance, ce dernier effet n'a jamais été présenté dans un simulateur de génération d'images échographiques temps réel.

Puis, les différentes interactions entre les outils médicaux (sonde et aiguille, maniées grâce à deux interfaces haptiques) et les tissus biologiques sont présentées, pour comprendre comment modifier les pixels de l'image générée. Cette manipulation d'image 2D correspond aux interactions grâce à des modèles de déformation 3D prises dans le plan de coupe échographique.

Enfin, les résultats et les premières validations du simulateur sont présentés. La validation à grande échelle d'un tel simulateur est traitée à travers l'exemple d'un simulateur identique avec retour visuel et haptique, le simulateur de laparoscopie.

Abstract

The work presented in this manuscript answers the need to modernize and improve the learning of the medical gesture of needle insertion under ultrasound. This simulator includes a rendering part and a haptic part.

After the goals of this work, a state of the art of ultrasound image rendering in computer graphics is performed, followed by a state of the art of needle insertion models and simulators.

We then introduce a GPU-based real-time ultrasound rendering method of a 3D scene. This method allows us to cut 3D objects to create 2D surfaces on the fly that depend on the position of the ultrasound probe, and then to work on these surfaces to produce the different effects that appear on an ultrasound image: shadows and reflections, absorption, granularity and fiber orientations of biological tissues. To our knowledge, his last effect has never been presented in a real-time ultrasound image generation simulator.

Then, we show the different interactions between the medical tools (probe and needle, manipulated thanks to two haptic interfaces) and the generated image, and we will see how to deform this image to match the deformation of the 3D tissues thanks to deformation models.

Finally, we display the results and how to validate such a simulator through the example of an identical simulator with visual and haptic feedback, the laparoscopy simulator.

Table des matières

1 Introduction **1**

1.1 Motivations 1

1.2 La particularité du rendu ultrasonore dans le contexte médical 4

1.3 Contributions 6

2 État de l'art **9**

2.1 Le rendu ultrasonore 9

2.1.1 Généralités d'une image échographique 9

2.1.2 Création d'une image échographique sur simulateur 11

2.2 L'insertion d'aiguille 21

2.2.1 L'insertion d'aiguille dans le contexte médical 21

2.2.2 Les différentes forces de l'insertion d'aiguille 22

2.3 Conclusion sur l'état de l'art 32

3 Rendu d'une image ultrasonore en temps réel **33**

3.1 La sonoanatomie 33

3.2 La vue en coupe 35

3.2.1 Vue en coupe d'un objet 3D volumique 36

3.2.2 Vue en coupe d'un objet 3D surfacique 38

3.2.3 Les effets à reproduire 41

3.3 Les ombres et les réflexions 42

3.3.1 Le phénomène physique 42

3.3.2 Méthode de génération d'ombres temps réel, la carte de profondeur 43

3.4 L'atténuation 45

3.4.1 L'absorption 46

3.4.2 La diffusion 47

3.5 L'orientation des fibres 48

3.5.1 Orientation des fibres dans les muscles 49

3.5.2 Orientation des fibres dans les tendons 52

3.5.3 Flou radial 61

3.6 Résultats 62

3.7 Remarques et conclusion sur le rendu échographique 65

4 Déformation des images échographiques 67
4.1 Les interfaces haptiques 68
4.1.1 Contraintes des interfaces haptiques 68
4.1.2 Détection de collision 69
4.1.3 Comportement de la sonde 70
4.1.4 Comportement de l'aiguille 72
4.2 Déformation visuelle contrôlée 75
4.2.1 Déformation de la peau dans la scène 3D 75
4.2.2 Fonction de déplacement 77
4.2.3 Stockage des informations utiles 79
4.2.4 Déplacements dus à la sonde 82
4.2.5 Déplacements dus à l'aiguille 84
4.2.6 Conclusion et discussion sur le compromis rapidité/précision et choix des fonctions 87

5 Résultats et validations 89
5.1 Modèles 3D 89
5.1.1 Modèle issu de la segmentation d'une image réelle 90
5.1.2 Modèles anatomiquement probables 90
5.1.3 Modèle de l'épaule complète 93
5.2 Conception du simulateur complet 95
5.2.1 Partie numérique du simulateur 95
5.2.2 Partie physique du simulateur 97
5.3 Résultats et performances 99
5.3.1 Modèle segmenté 99
5.3.2 Résultats pour les modèles anatomiquement probables et modèle de l'épaule complète 102
5.3.3 Performances 102
5.4 Validation du simulateur complet 104
5.4.1 Les différents moyens de validation grande échelle 105
5.4.2 Conclusion sur la validation 112
5.5 Conclusion 112

6 Conclusion 115
6.1 Travaux futurs 116
6.2 Perspectives 117

Bibliographie 119

A Annexes 127

A.1 Annexe A : Capping Clipped Solid avec OpenGL 127
A.2 Annexe B : Cellules de Voronoï pour former des cellules adipeuses sous-cutanée 130

Table des figures

1.1 Anatomie de l'épaule. 2
1.2 Geste de ponction/infiltration de l'épaule. 3
1.3 Les différents types de rendu échographique. 5

2.1 (a) Émetteurs/Récepteurs de la sonde (bleus) envoient des ondes. Les structures du milieu (rouge) renvoient une partie de cette énergie. Cette énergie est mise sous forme de signal (b). 10
2.2 Comportement de l'onde face à un élément d'ordre de taille d. 10
2.3 Image échographique avec déformation de modèles 3D [GS09]. 13
2.4 Principe du simulateur BiopSym [Sel+14]. 14
2.5 Travaux de Law *et al*. [Law+15]. 17
2.6 Travaux de Bürger *et al*. [Bur+13]. 19
2.7 De gauche à droite : modèle du fœtus; approche déterministe; approche Monte-Carlo; image originale. 19
2.8 De gauche à droite : volume échographique original; algorithme de lancer de rayon sur le foetus; reconstruction de l'image [Sta+19a]. . . 20
2.9 Insertion et rétractation *in vivo* de l'aiguille dans un foie [Mau+04]. . . 23
2.10 Modèle de force de Kataoka *et al*. [Kat+01]. 24
2.11 Modèle de Karnopp (gauche) et Karnopp modifié (droite) [OSO04]. . . 26
2.12 Comparaison entre la mesure et la simulation (gauche) et raffinement du maillage (droite) [DS03]. 26
2.13 Tissu avant déformation (a), insertion et avancement de l'aiguille (b,c,d) et retrait (e,f) [GSD06]. 27
2.14 Ressorts virtuels [GS04]. 28
2.15 Insertion de l'aiguille et force de ponction 30
2.16 Contrainte de frottement lors de l'insertion d'aiguille [Dur+09]. 30

3.1 Différents tissus anatomiques vus sous échographie - Highland Ultrasound. 35
3.2 Composition d'un muscle squelettique 35
3.3 Différentes orientations possibles pour le positionnement de l'aiguille. L'aiguille C aura un phénomène de réverbération maximale. 36

3.4 La découpe d'un tétraèdre peut donner un triangle (en rouge) ou un quadrangle (en vert). 37
3.5 Découpe de deux objets tétraédriques, une sphère et un cylindre. La surface issue de la coupe de ces deux objets est composée d'un mélange de triangles (rouge) et de quadrangles (vert). 37
3.6 Définition de l'orientation d'un triangle - www.learnopengl.com. 39
3.7 Un objet 3D sphérique (a) ayant subit une coupe (b). À droite on peut observer les triangles face avant (bleu) et arrière (c) 39
3.8 L'algorithme de création d'une zone correspondant à une nouvelle surface, qui peut fermer l'objet découpé. 40
3.9 Principe du masque (en bleu) lors de l'affichage d'un triangle sur lequel un effet a été appliqué. 40
3.10 Présentation des effets à reproduire dans une image échographique. . . 41
3.11 Principe du remplissage de la carte de profondeur. Chaque pixel de la texture stocke la distance du premier élément touché par la source lumineuse. 44
3.12 Carte des profondeurs pour l'élément jaune (os). La source (sonde blanche) est au dessus de celui-ci. 45
3.13 Crénelage due à la basse résolution de la carte des profondeurs. 45
3.14 Différence dans le visuel d'un tissu fibreux, ici le tendon du long biceps. En transversal à gauche et en longitudinal à droite. La géométrie est mise en avant en bas. Image issue de [Plo+18] 49
3.15 Différence dans le visuel d'un tissu fibreux, ici le muscle. En transversal à gauche et en longitudinal à droite. La géométrie est mise en avant en bas. Image issue de [Plo+18]. 50
3.16 Création de l'image d'un muscle grâce à l'utilisation d'une banque de textures (longitudinales et transversales) par rapport à l'angle θ. 51
3.17 Transformation de l'information vecteur, contenue dans les sommets, en une information contenue dans une texture. 53
3.18 Flou directionnel à noyau 1D et poids unitaires, contrôlé par une texture RGB. 55
3.19 Séparation d'un maillage en zones grâce à une première ACP (a) et directions principales des sous-zones (b). 56
3.20 Tendon test pour les calculs de l'orientation des fibres. 56
3.21 ACP pour un cylindre surfacique avec courbure. Cas de 3 sous-zones d'ACP supplémentaires. Texture de contrôle (a) et flou orienté contrôlé (b). 57
3.22 ACP pour un cylindre surfacique avec courbure Cas de 20 sous-zones d'ACP supplémentaires. Texture de contrôle (a) et flou orienté contrôlé (b). 57

3.23 ACP pour un cylindre surfacique avec courbure avec 3 sous-zones d'ACP supplémentaires. Un redressement par projection sur le plan tangent des triangles a été effectué. Texture de contrôle (a) et flou orienté contrôlé (b). 58
3.24 Courbure normale - http://brickisland.net, licence (CC BY-NC-ND 3.0). 59
3.25 Directions principales de courbure - http://brickisland.net, licence (CC BY-NC-ND 3.0) 59
3.26 Calcul de courbure du tendon (a) et stockage dans la texture RGB (b). La coupe bruitée du tendon (c) subit le flou orienté contrôlé (d) 60
3.27 Différentes tailles de grains induisent différentes tailles de fibres. . . . 61
3.28 Flou radial : affichage de l'image avec décalage radial et opacité décroissante. 62
3.29 Création de la scène à partir de l'image de référence. 63
3.30 Mise en avant des différents effets échographiques. Le bruit (*speckle*) est présent sur toute l'image. 63
3.31 Les différents effets échographiques obtenus à chaque étape du rendu ultrasonore de la scène simplifiée de l'épaule. Le contraste a été modifié et l'atténuation non ajoutée pour améliorer la visibilité des effets. . 64
3.32 L'image finale échographique avec l'atténuation (gauche) et l'image de référence (droite). 65

4.1 Détection du point de collision pour l'aiguille ayant une vitesse $\mathbf{v}$. A est le point de détection voulu, B est le point de détection le long du corps de l'aiguille, C est le point de collision lorsque l'on considère la distance minimale à la surface de l'objet. 69
4.2 Lors du contact avec une surface, un *god-object* (rouge) est créé à partir du *proxy* (vert) pour donner l'illusion que l'objet reste à la surface. . . 70
4.3 (1) Le *proxy* (vert) se déplace, et le *god-object* (rouge) suit le mouvement le long de la surface. (2) Le *god-object* se retrouve en dehors de la surface. La nouvelle surface de contact est trouvée. (3) La nouvelle distance minimale est trouvée et le *god-object* se déplace pour refléter la position. 71
4.4 Courbe de force de l'insertion d'aiguille 73
4.5 Points de contrainte et *effet tunnel*. 74
4.6 (a) Carte des normales d'un cône avec des bords solides. (b) Changement d'intensité pour le même cône. 76
4.7 Différentes configurations de la zone de l'ellipse. 77
4.8 Zoom sur l'interaction de l'aiguille sur la peau en 3D. Sans (gauche) et avec (droite) assombrissement de la surface de la peau 78

4.9 Le pixel P est soumis à une fonction de déplacement $d(u, v)$ pour devenir le pixel P'. La fonction de déplacement affecte aussi les pixels avoisinants. 79
4.10 (a) La fonction de $d(x, y, z)$ est définie dans le repère de la scène. (b) les valeurs $d(u, v)$ de l'espace image sont récupérées. (c) La texture correspondant aux valeurs est stockées. 80
4.11 Transformation d'une fonction de déplacement particulière en texture. 80
4.12 Système de deux ressorts avec compression. Les déplacements du ressort de raideur k_1 dépendent de la raideur du ressort k_2. Sinon, des discontinuités sont observées. 81
4.13 L'image originale est déformée selon la carte des déplacements, le déplacement est contrôlé par le masque des matériaux, uniforme (gauche) et non uniforme (droite). 82
4.14 Déplacement relatif en fonction de la hauteur du cube. Plus l'on s'éloigne de la source de la force, moins les éléments se déplacent. 83
4.15 Déformation due à la sonde lorsque l'on considère la même valeur du module de Young (haut) ou des valeurs différentes (bas). 85
4.16 Les deux zones d'effets de la fonction de déplacement : le long (gris clair) et en dessous (gris foncé) de l'aiguille. 86
4.17 Déformation due à l'aiguille lorsque l'on considère la même valeur du module de Young (haut) ou des valeurs différentes (bas). 87

5.1 Modèle d'articulation anatomiquement probable de l'épaule, avec tendon du type long biceps. 91
5.2 Modèle d'articulation anatomiquement probable de l'épaule, avec tendon du type supra-épineux. 91
5.3 Modèle anatomiquement probable dans le simulateur. 92
5.4 Modèle de l'épaule gauche : muscle principaux et os. 93
5.5 Modèle de l'épaule gauche : ajout des tissus biologiques manquants. . 94
5.6 *Framework* simplifié de la simulation. Les différents chapitres par étapes sont affichés. 96
5.7 Présentation des interactions et des différentes étapes au sein du simulateur. 98
5.8 Deux simulateurs complets réalisés durant le projet SPARTE. 99
5.9 Déplacement pour des raideurs différentes de la bourse, avec carte de chaleur surimposée. 101
5.10 Déformation de l'image échographique suivant les trajectoires de la sonde et de l'aiguille. Avec et sans carte de chaleur surimposée. 101
5.11 Temps cumulé (en seconde) des différentes étapes du rendu en fonction du nombre de triangles (en échelle logarithmique). 103

5.12 Chute de performance lorsque l'étape de remplissage du buffer graphique est effectuée à chaque image. 104
5.13 Chirurgie minimalement invasive - http://kchealthandwellness.com. . 106
5.14 Présentation du simulateur de laparoscopie. 107
5.15 Exercice 1 du simulateur d'apprentissage de la laparoscopie. 108
5.16 Exercice 2 du simulateur de laparoscopie. 108
5.17 Différence de trajectoires entre un utilisateur expérimenté et un novice. 109
5.18 Analyse en Composante Principale sur notre panel de sujet, lorsque les experts et intermédiaires sont regroupés (INT_EXP). On peut observer les novices (NOVICE) et les internes (BSS). 112

A.1 Face arrière (a) et avant (b) du cube. Vue en coupe du cube complet (c). Remplissage du stencil buffer face arrière (e), face avant (f) et l'addition des deux (g). Ajout de la surface au cube découpé (d). . . . 129
A.2 Création procédural du tissu adipeux sous-cutané. 130

Table des tableaux

3.1 Valeurs du coefficient d'atténuation en fonction du matériau [Cul+10]. 46

5.1 Coefficient relatif de raideur en fonction de la peau lors de nos essais. . 100
5.2 Résultats des différents groupes pour le niveau 1 110
5.3 p-value pour le temps. 110
5.4 p-value pour le nombre de collision. 111
5.5 p-value pour la vitesse affine. 111

1 Introduction

> *Jamais la première fois sur le patient*
>
> **— Haute Autorité de la Santé**

1.1 Motivations

L'apprentissage en médecine est aujourd'hui à un tournant majeur. Les anciennes méthodes, basées principalement sur le compagnonnage, et sur la répétition d'un geste (sous supervision) sur un patient, sont peu à peu délaissées pour laisser place à des méthodes pédagogiques plus sûres et encadrées. Un accent fort est mis sur l'efficacité prouvée de ces méthodes mais aussi sur leur caractère éthique.

Les nouvelles méthodes doivent faire face à l'augmentation constante du nombre d'apprenants et donc au temps toujours plus faible alloué à chaque étudiant. En effet, lors d'une opération sous supervision d'un expert, celui-ci ne peut pas laisser plusieurs élèves pratiquer le geste médical sur le même patient. Par ailleurs, la Haute Autorité de la Santé recommande dans un rapport de 2012 que ce geste ne soit jamais réalisé "la première fois sur le patient" [1].

Pour pallier ce dilemme, de plus en plus d'outils de simulation sont développés. Ceux-ci doivent pouvoir être déployés à grande échelle, et permettre une immersion du geste médical dans un cadre pédagogique validé. Notamment, le domaine de l'informatique graphique et des environnements virtuels sont de bons vecteurs d'enseignement, et de nombreux exemples d'applications sont d'ores et déjà utilisés non seulement pour l'éducation, mais aussi l'échauffement pré-opératoire, ou même l'aide per-opératoire.

Concernant l'apprentissage d'un geste, l'apprenant doit pouvoir interagir avec la simulation, ce qui pose la problématique du transfert du geste de l'utilisateur à la simulation, par l'intermédiaire d'interfaces. Celles-ci peuvent par exemple transmettre la sensation de toucher (interface haptique), et permettre la manipulation d'objet virtuel à l'intérieur de la simulation. Le temps de calcul de la simulation est

[1] https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2012-01/simulation_en_sante_-_rapport.pdf

donc contraint pour instantanément fournir le résultat des actions de l'utilisateur, par l'intermédiaire d'un écran par exemple.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons au geste particulier de la ponction sous échographie, et notamment la ponction des grosses articulations, comme l'épaule (voir figure 1.1 et figure 1.2). Cette opération est très fréquente dans le cas d'une douleur à l'articulation suite à une déchirure ou une tendinite, ou encore une inflammation de la bourse sous-acromiale. Le praticien hospitalier va alors observer la zone douloureuse sur un écran grâce à l'outil de visualisation, la sonde ultrasonore, pour trouver la cible. Puis, il doit réfléchir à une voie d'abord (un trajet d'insertion) pour l'aiguille. Enfin il va insérer une aiguille jusqu'à la zone douloureuse pour ponctionner du liquide de manière à diminuer l'œdème, et/ou infiltrer des corticoïdes. Tout au long du geste, le praticien suit le trajet de l'aiguille sur un écran grâce à la sonde ultrasonore. Il est important que l'aiguille arrive précisément à la cible à ponctionner/infiltrer sans endommager les tissus alentours. Le maniement simultané de l'aiguille et de l'outil de visualisation est une des difficultés principales. L'épaule est en outre une des articulations les plus complexes, avec de nombreux tissus biologiques différents, qui ont chacun leur rendu échographique particulier. De plus, les tissus biologiques mous peuvent se déformer lors des interactions avec les dispositifs médicaux sonde et aiguille.

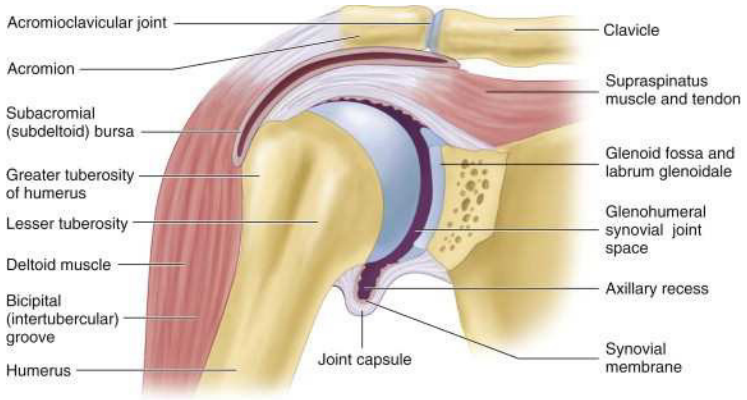


Fig. 1.1.: Anatomie de l'épaule [Law+10].

La simulation numérique de cette opération fait appel à des problématiques courantes dans le domaine des simulateurs médicaux, comme la simulation temps réel de l'insertion d'aiguille dans des modèles hétérogènes, ainsi que le rendu échographique temps réel. Ainsi, un sujet a été développé et financé par le programme ANR 11 IDEFI 0034 dans le cadre du projet de l'université de Lyon SAMSEI (Stratégies d'Apprentissage des Métiers de Santé en Environnement Immersif) et met en relation le corps médical et celui de la recherche pour produire un simulateur de manipulation de la sonde échographique et d'insertion d'aiguille dans les tissus mous.

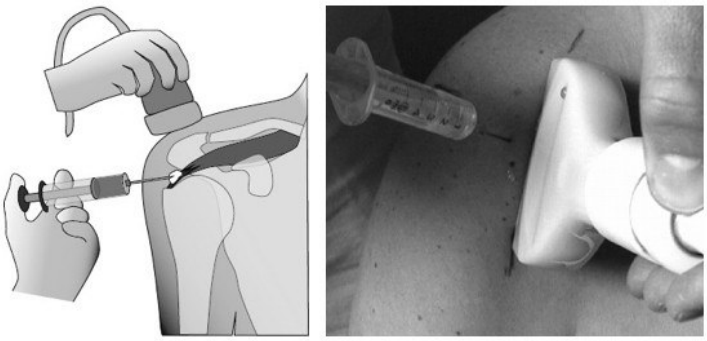


Fig. 1.2.: Geste de ponction/infiltration de l'épaule.
http://docteurbrunolevy.com/chirurgie/calcifications/

Ce sujet, appelé SPARTE (Simulateur de Ponction des ARTiculations sous Échographie) regroupe différents laboratoires de recherche et un centre médical :

- AMPERE (UMR 5005 CNRS) est en charge de produire la partie physique du simulateur, et de proposer des solutions innovantes dans le retour de force haptique ;
- LBMC (Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs UMR$_T$ 9406) est en charge de simuler numériquement l'insertion d'aiguille dans plusieurs couches de tissus pour produire des modèles de force utilisable en temps réel. Le laboratoire est aussi en charge de fournir des modèles d'articulations ;
- LIBM (Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de de la Motricité EA 7424) est en charge de fournir le contexte pédagogique du simulateur et de proposer des exercices adaptés pour optimiser la courbe d'apprentissage des apprenants ;
- HCL (Hospices Civils de Lyon) est en charge de produire l'expertise médicale et les retours nécessaires à la bonne avancée et validation du simulateur ;
- LIRIS (Laboratoire d'InfoRmatique en Images et Système d'Information UMR 5205 CNRS), notre laboratoire, est en charge de fournir le rendu échographique à partir des modèles 3D, et de lier les interactions des différents outils haptiques pour produire les déformations des tissus, tout en s'assurant que le simulateur puisse être utilisable en temps réel. Le laboratoire est aussi en charge d'assurer du couplage entre les différentes contributions des partenaires.

Comme pour tout outil destiné à la pédagogie, une première étude a été effectuée pour définir l'utilité et le manque que le simulateur doit remplir dans l'apprentissage

du geste de la ponction et de l'infiltration des grosses articulations sous échographie. Cette étude préliminaire a été effectuée par le LIBM auprès de plus de 60 personnes (34 experts rhumatologues, 11 chefs de clinique, 16 internes et 4 autres professions médicales). Les conclusions sont qu'une augmentation de la pratique est préconisée par une majorité de répondants, notamment la pratique sur simulateur. Le simulateur doit permettre une visualisation et l'identification des tissus traversés, ainsi que la visualisation de l'aiguille et de la cible à traiter.

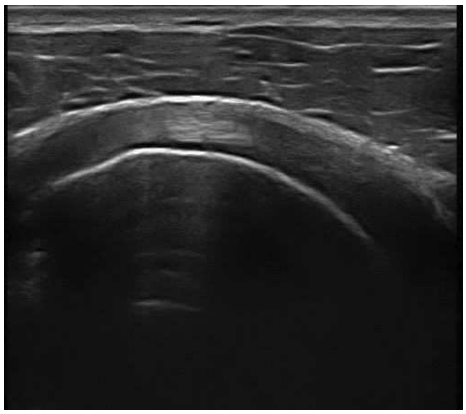
1.2 La particularité du rendu ultrasonore dans le contexte médical

Le rendu ultrasonore est un système d'imagerie médical en temps réel, non-invasif et sans danger pour le patient. Il a en plus l'avantage d'être peu cher par rapport aux autres systèmes d'imagerie, comme les CT-scans (tomodensitométrie) et les IRM (imagerie par résonance magnétique). Les avancées récentes dans la qualité des images ultrasonores en font un outil préférentiel aujourd'hui dans les diagnostics rapides pour vérifier l'état des tissus mous du patient. De plus, l'image ultrasonore, de part son avantage temps réel, peut aussi être utilisée dans un contexte d'intervention guidée par image.

Cependant, l'imagerie ultrasonore nécessite un apprentissage particulier, et une capacité à extrapoler l'anatomie d'un patient à partir de la visualisation sur un écran. En effet, la sonde ultrasonore ne permet dans la majorité des cas que d'afficher une coupe 2D des tissus, et chaque tissu possède des caractéristiques et un visuel propre sur l'image rendue. Il existe en outre des sondes échographiques différentes suivant le geste que l'on veut effectuer. La figure 1.3a montre une échographie profonde de fœtus avec une sonde convexe, tandis que la figure 1.3b montre une échographie des tissus superficiels de l'épaule avec une sonde linéaire. On peut observer sur ces images une différences dans le rendu des tissus biologiques, avec un grain marqué pour la sonde convexe, et une image plus nette pour la sonde linéaire. La forme de l'image produite est elle aussi différente, la sonde linéaire produit des rendus rectangulaires.

En plus de la difficulté à reconnaître les tissus et à s'orienter dans l'anatomie du patient, une troisième barrière pédagogique rentre en jeu lors de l'intervention guidée. En effet, le maniement simultané d'un outil d'intervention dans une main, et de la sonde ultrasonore dans l'autre fait intervenir la dextérité bilatérale.

(a) Échographie d'un fœtus avec une sonde convexe [MG16].



(b) Échographie de l'épaule avec une sonde linéaire.

Fig. 1.3.: Les différents types de rendu échographique.

Les méthodes classiques de l'enseignement de ce geste médical requiert des experts rhumatologues, habitués à l'intervention guidée sous échographie, et sont basées principalement sur le compagnonnage : les apprenants observent et apprennent les gestes en assistant à des intervention pratiquées par les experts, puis prennent peu à peu la main, toujours sous surveillance. Cette approche conventionnelle souffre de plusieurs limitations. D'une part, les apprenants n'assistent qu'à la palette de problèmes médicaux des patients présents lors de leur apprentissage et ne sont donc pas confrontés à tous les cas pathologiques possibles. D'autre part, la nécessité d'avoir un expert présent lors des apprentissages augmente considérablement le coût de celui-ci et le déploiement à grande échelle des techniques d'enseignement.

Les simulateurs médicaux peuvent permettre de répondre à ces problématiques en libérant le temps des experts, en proposant des pathologies ou des interventions rares, en standardisant l'apprentissage, et enfin en permettant aux apprenants de répéter et de pratiquer le geste dans un environnement sans danger pour les patients. Ce dernier point est un des avantages phare de l'apprentissage sur simulateur médicaux.

Notre problématique est donc de pouvoir fournir un simulateur répliquant de façon réaliste les sensations d'une véritable intervention, qu'elles soient visuelles ou haptiques, et de fournir un moyen de réduire la barrière pédagogique de la dextérité bilatérale au maniement de la sonde et de l'aiguille.

1.3 Contributions

Nous proposons au sein de ces travaux un simulateur temps réel de ponction des grosses articulations avec une partie haptique et une partie rendu.

Pour la partie physique, nous proposons une méthode pour restituer à l'utilisateur les forces d'interaction de l'aiguille avec les tissus au travers d'une interface haptique, basée sur la surface des modèles et de la détection des points d'insertion.

Pour la partie visuelle, nous proposons une méthode de création d'image ultrasonore, correspondant aux modèles, et mise à jour en temps réel suivant la position de la sonde ultrasonore. Toutes les particularités d'une image ultrasonore (ombre, bruit, atténuation, flou, orientation des tissus fibreux...) sont reproduites à chaque pas de temps. Par ailleurs, la déformation des tissus induite par les forces d'interactions calculées plus tôt, sont elles aussi affichées sur l'image ultrasonore.

La parallélisation de ces différents modules nous permet d'atteindre des temps de calcul suffisamment bas pour travailler avec des interfaces haptiques, qui nécessitent des temps de rafraîchissement autour des 1000Hz pour un rendu haptique de qualité sans vibrations. Une simulation interactive de l'insertion d'aiguille, avec plusieurs couches de tissus aux propriétés physiques différentes a été réalisée. Les différentes forces présentent lors de la découpe de ces tissus ont été découplées et simplifiées.

La partie visuelle du geste, et la création de l'image ultrasonore repose en grande partie sur la puissance de calcul des cartes graphiques (GPU), pour atteindre des temps de rafraîchissement à 60 images par seconde, largement suffisant pour l'apprentissage interactif. La première étape du rendu repose sur la découpe des modèles de tissus biologique par rapport au plan de la sonde ultrasonore, puis la deuxième étape consiste en la création, pour chacun des tissus, de son rendu échographiques. Celui-ci rend compte de ses caractéristiques échographiques principales (nuance de gris, motifs, fibres, impédance acoustique, bruit...).

Ces travaux ont fait l'objet d'une publication à la conférence nationale JFIG 2018, intitulée *Real-time ultrasound rendering for ultrasound-guided puncture training* - C.Barnouin, F.Zara, F.Jaillet. Cet introduit les différentes étapes de rendu échographique nécessaires pour reproduire en temps réel une image ultrasonore.

Avant affichage sur l'écran, une méthode permettant la visualisation de la déformation induite par les forces d'interactions est appliquée à l'image échographique calculée. L'utilisation de textures et de shaders sur GPU en fait un outil particulièrement performant et intéressant pour les simulations interactives.

Cette méthode a fait l'objet d'une publication à la conférence internationale GRAPP 2020, intitulée *A real-time ultrasound rendering with model-based tissue deformation for needle insertion* - C.Barnouin, F.Zara, F.Jaillet. Cet article met en relation le rendu échographique et les interactions avec les outils médicaux, pour induire des déformations sur l'image.

Les premières étapes de validation d'un simulateur médical interactif ont été effectuées à travers l'élaboration de plusieurs modèles anatomiques simplifiés, et présentation des résultats du simulateur au corps médical. Nous avons aussi eu l'occasion, dans le cadre de ces travaux, de participer à la validation d'un autre simulateur médical interactif, un simulateur de laparoscopie du laboratoire AMPERE. La présentation de la validation de ce simulateur nous servira de support pour la partie validation du simulateur de ponction. L'élaboration de ce simulateur a par ailleurs fait partie de mes travaux de master.

Ces derniers travaux ont fait l'objet d'une publication à la conférence internationale Smart Multimedia 2018, intitulée *Haptic Training in a Virtual Environment to Train Cognitive Functions of Medical Students: Work in Progress*, et d'une présentation de poster à la conférence internationale Surgetica 2017 intitulée *Cost-Efficient Laparoscopic Haptic Trainer based on Affine Velocity Analysis*. Nous présentons dans ces travaux comment élaborer et valider un simulateur médical avec retour haptique et visuel.

Ce manuscrit de thèse sera divisé en 6 chapitres en comptant la présente introduction (Chapitre 1). Tout d'abord, nous ferons un état de l'art des simulations d'insertion d'aiguille, et des simulations d'image échographique (Chapitre 2), puis nous présenterons une description de nos méthodes de calcul pour élaborer une image échographique en temps réel (Chapitre 3). Ensuite nous présenterons nos méthodes de calcul GPU pour reproduire, par des déformations sur l'image échographique, les interactions entre les outils médicaux et les tissus biologiques au sein du simulateur (Chapitre 4). Enfin nous présenterons notre simulateur complet, ainsi que les résultats (Chapitre 5). Nous discuterons aussi des différentes étapes de validation d'un tel simulateur. Le chapitre 6 conclue ce manuscrit.

2 État de l'art

Dans ce chapitre, nous allons présenter les différents travaux qui existent, d'une part pour le rendu ultrasonore, et d'autre part pour l'insertion d'aiguille. Le rendu ultrasonore correspond à l'affichage de la scène virtuelle en 2D, avec reconstruction de l'image pour donner un effet échographique. L'état de l'art de l'insertion d'aiguille sera orienté sur la présentation des modèles existants de forces d'interactions de l'aiguille avec les tissus biologiques.

2.1 Le rendu ultrasonore

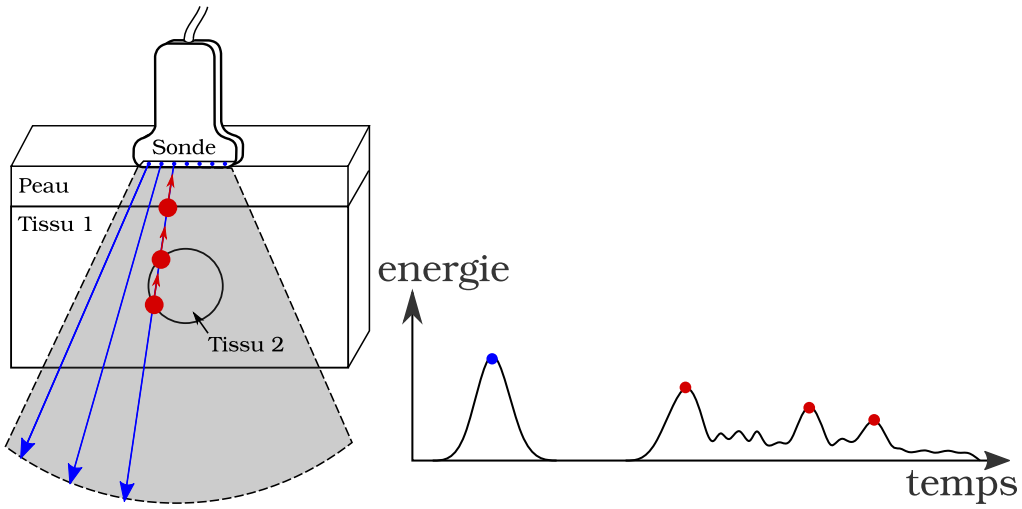
2.1.1 Généralités d'une image échographique

L'onde ultrasonore est une onde mécanique à haute fréquence qui se propage à travers un milieu. La structure de ce milieu va déformer l'onde, et créer des échos que l'on peut étudier pour reconstruire le milieu. Dans le corps humain, ces ondes hautes fréquences vont en partie être réfléchies par les interfaces entre les différents tissus, mais aussi par la structure propre à chaque tissu.

L'image médicale échographique est créée à partir d'une sonde ultrasonore, aussi appelée sonde US ou sonde. Cette sonde, tenue dans la main du praticien, est à la fois l'émetteur et le récepteur de l'onde ultrasonore. Cette sonde envoie des impulsions régulières pour mettre à jour l'image en temps réel. En récupérant l'intensité et le temps de propagation des ondes, on obtient un signal (voir figure 2.1). Le signal reçu par la sonde est ensuite transformé en image. On parlera d'ultrason en mode B.

Lors de son trajet dans les tissus, l'onde va s'atténuer selon deux phénomènes : l'absorption et la diffusion.

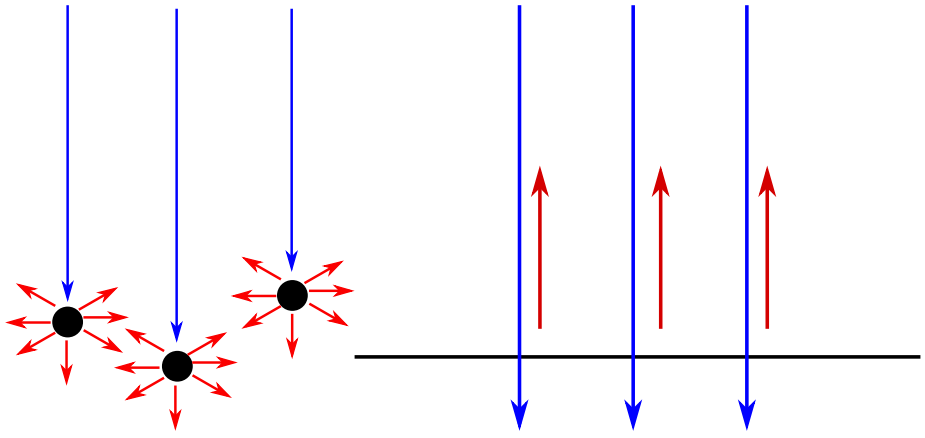
L'absorption transforme l'onde mécanique en chaleur, cependant si faible qu'elle est négligeable pour la santé du patient. Elle dépend principalement de la densité du milieu, et de la fréquence de l'onde ultrasonore. Les milieux plus denses absorbent plus rapidement l'énergie, et l'absorption est plus importante à haute fréquence.



(a) Émission/Réception (b) Signal électrique d'émission et réception

Fig. 2.1.: (a) Émetteurs/Récepteurs de la sonde (bleus) envoient des ondes. Les structures du milieu (rouge) renvoient une partie de cette énergie. Cette énergie est mise sous forme de signal (b).

La diffusion dépend de la taille des structures dans le milieu. Si cette taille est de l'ordre de la longueur d'onde de l'onde ultrasonore (λ), alors les structures (aussi appelées *scatterers*) vont émettre à leur tour une onde de faible amplitude dans toutes les directions. Ce phénomène crée le bruit caractéristique (aussi appelé *speckle*) présent dans les images échographiques. Au contraire, si la taille est supérieure à λ, l'onde va avoir un comportement spéculaire plus classique (voir figure 2.2).



(a) Écho diffus : $d << \lambda$ (b) Écho spéculaire : $d >> \lambda$

Fig. 2.2.: Comportement de l'onde face à un élément d'ordre de taille d.

On comprend alors que le choix de la fréquence de la sonde va définir la profondeur et la qualité des images ultrasonores produites. De très hautes fréquences vont permettre d'observer plus précisément des structures de faibles tailles, mais la profondeur sera réduite à cause de la forte absorption due à cette fréquence d'utilisation.

Un autre phénomène lors de la propagation de l'onde est la réflexion à l'interface entre deux tissus possédant une impédance acoustique différente. Plus l'impédance acoustique est différente et plus la réflexion va être importante. La direction de la réflexion va dépendre de l'orientation de la surface de l'interface. En effet, une surface perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde va réfléchir beaucoup d'énergie dans la direction de la sonde, et ainsi le signal reçu par la sonde sera plus fort. Cela implique que non seulement l'image dépend des différents tissus traversés, mais aussi de l'orientation des surfaces, et des structures à l'intérieur des tissus, notamment les fibres.

2.1.2 Création d'une image échographique sur simulateur

Il existe deux grandes écoles pour créer des images échographiques en informatique graphique : l'interpolation de vraies images échographiques, et la génération d'images réalistes à partir d'une scène virtuelle.

L'interpolation d'image

La première approche utilise des volumes d'images échographiques, généralement acquis auprès de patients avec une sonde 3D, ou en combinant et interpolant plusieurs tranches d'images 2D. Dans certains cas, le volume 3D peut également être reconstruit à partir de la tomodensitométrie (CT-scan) ou de l'acquisition par IRM. Pendant la simulation du rendu échographique, le volume est coupé en une tranche le long du plan créé avec la sonde à ultrasons, pour produire l'image. Avec cette approche, le simulateur de réalité augmentée de Magee *et al*. [MK05]] faisait correspondre un vrai CT-scan avec un corps de mannequin. La sonde était calibrée pour trouver l'emplacement et l'orientation du volume à découper. Plus tard, la qualité de l'image a été améliorée grâce à des textures 3D obtenues à partir d'images réelles [Mag+07]. Ces travaux mettent en avant l'utilisation de textures pour améliorer le rendu final, pour rapprocher le visuel d'une image échographique, alors que l'image d'origine provient d'un CT scan. Ils restent cependant très dépendant de l'acquisition initiale et de la correspondance entre le mannequin

et le volume de données CT-scan, ce qui ne correspond qu'à un seul scénario possible d'entraînement.

Ni *et al*. [Ni+11] ont présenté un simulateur de biopsie avec une acquisition de plusieurs volumes échographiques, qu'ils ont ensuite assemblé en un panorama 3D pour former un seul et unique volume avec une continuité dans les structures. Pour éviter que le bruit caractéristique (*speckle*) et les ombres dues aux os ne gênent la continuité du volume, le premier est atténué par un filtre gaussien, tandis que les secondes sont masquées et non prises en compte lors de la reconstruction. Cette dernière étape est d'ailleurs en partie manuelle puisque des radiologistes doivent identifier et labelliser la région d'ombre, ce qui comporte un coût financier et logistique non négligeable. Le panorama 3D est ensuite ré-échantillonné pour correspondre à un volume précédemment acquis par un CT-scan. Lors de la simulation, et après la création d'une image échographique par interpolation, des transformations spatiales peuvent être appliquées sur l'image, par exemple pour créer des mouvements respiratoires (dilatation de l'image). Un masque peut aussi être appliqué directement sur l'image pour pouvoir faire apparaître une aiguille lors d'une insertion. Un masque n'est autre qu'une image où seules certaines zones sont visibles. Cela permet de superposer des images pour rajouter des informations à une image initiale. Ces travaux montrent la possibilité de retravailler l'image pour simuler une transformation qui n'est pas présente dans les données initiales, pour améliorer le réalisme de la simulation, ainsi que l'utilisation de masques pour faire apparaître des objets qui ne sont pas dans les données initiales.

Vidal *et al*. [Vid+08] ont proposé un simulateur de ponction guidée par ultrasons à partir d'un CT-scan spécifique au patient, qui nécessite également une étape de pré-acquisition et qui demeure très dépendante de celle-ci. Les images 2D proviennent donc de l'interpolation du volume 3D acquis par le CT-scan. Plusieurs effets de post-traitement comme les ombres ont été rajoutés mais cette fois, aucune transformation spatiale n'a été mise en œuvre. Nous reparlerons plus en détails de ces travaux, car ceux-ci sont à mi-chemin entre l'interpolation et la génération.

Plus intéressant encore pour notre étude, les travaux de Goksel *et al*. [GS09] montrent l'utilisation de volumes d'ultrasons 3D réels associés à un modèle élastique 3D pour réaliser une image échographique rapide en mode B avec des tissus déformables. La déformation est simulée grâce à la méthode des éléments finis avec des tétraèdres. Pour générer le rendu échographique, la nouvelle position des pixels après déformation est interpolée à partir du déplacement de l'élément auquel il appartient. Plus précisément leur algorithme passe par les étapes suivantes :

- déformer le modèle 3D. La fonction de déplacement T est stockée ;

- découper le modèle 3D dans le plan de la de la sonde échographique. Les tétraèdres du modèle 3D deviennent des éléments 2D (triangles ou quadrangles) ;
- trouver, pour chaque pixel, à quel élément il appartient, et trouver sa position initiale grâce à la transformation inverse T^{-1} ;
- donner au pixel la couleur qu'il avait dans la position initiale.

Cette approche est visuellement réaliste car elle s'appuie sur de véritable images échographiques, mais elle impose néanmoins des contraintes sur le modèle 3D, qui doit correspondre à peu près au volume de la base de données. De plus, le rendu échographique peut changer lors d'une déformation : on peut par exemple chasser ou infiltrer du liquide. Autant de cas qui ne peuvent pas être traités par cette méthode, puisqu'elle est contrainte par l'image de départ. On peut voir par exemple sur la figure 2.3 le rendu échographique d'une scène simple. Cette approche permet néanmoins un plus grand contrôle sur les déformation que les approches précédentes et s'intéresse à allier les déformations visuelles de l'image échographique au déplacement des tissus lors d'un contact avec une sonde.

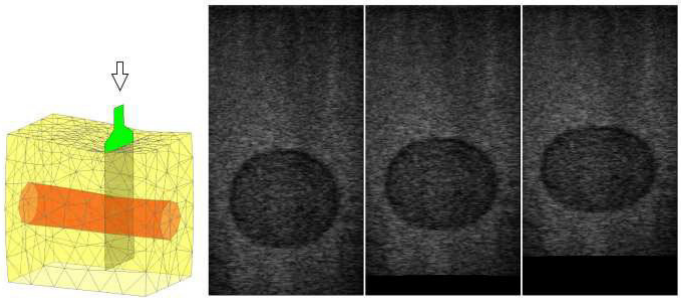


Fig. 2.3.: Image échographique avec déformation de modèles 3D [GS09].

Petrinec *et al.* [PST14; Pet13] se sont inspirés des résultats de Goksel *et al.* [GS09] pour présenter un simulateur complet d'apprentissage qui est vendu commercialement sous le nom de *SONOSim3D*. L'accent est mis sur la déformation des vaisseaux sanguins dans l'organisme. Un volume échographique 3D est aussi associé à un modèle maillé tétraédrique, mais la déformation a cette fois été calculée avec les éléments finis et le système masse-ressort, pour comparer leurs performances. Le système masse-ressort obtenait de meilleures performances, mais une moins bonne précision. La déformation de la surface de la peau est gérée parallèlement pour permettre un rendu visuel convainquant lorsque la sonde est en contact avec le patient. La mise en œuvre de l'image échographique est très similaire aux travaux précédents, à la différence que le modèle est découpé en volumes dans un souci de parallélisation. Cela implique néanmoins une étape de reconstruction du modèle

pour assurer la continuité des déformations. Cette étape est permise grâce à l'ajout de ressorts entre les éléments découpés pour la parallélisation.

Enfin, Selmi *et al.* [Sel+14] ont récupéré un volume 3D d'images échographiques de la zone prostatique, puis ont intégré ce volume à un modèle bio-mécanique déformable. Lors de l'interaction de la sonde échographique par l'intermédiaire d'une interface haptique, le modèle est déformé. Grâce à une correspondance entre le volume déformé et le volume échographique, l'image se déforme aussi à l'écran. Ce simulateur de biopsies prostatiques, appelé BiopSym, a fait l'objet d'une étude de validation médicale par G.Fiard [Fia18].

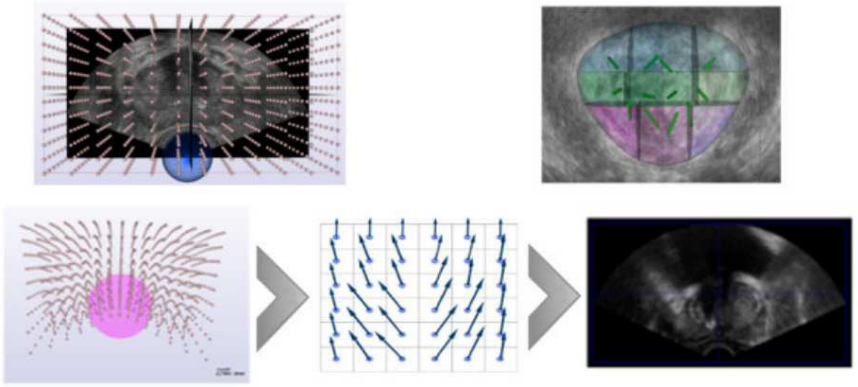


Fig. 2.4.: Principe du simulateur BiopSym [Sel+14].

L'avantage principal de ces méthodes d'interpolation de données, est qu'elles permettent de générer des images échographiques visuellement réalistes, puisqu'elles proviennent de véritables images d'acquisition. De plus, elles répondent aux contraintes temps réel des simulateurs d'entraînement. Cependant, l'inconvénient majeur est la nécessité de créer de nouvelles données pour chaque nouveau cas, comme l'emplacement précis des tissus inflammatoires, la géométrie particulière ou la morphologie du patient. Les articulations comme les épaules diffèrent par exemple considérablement d'une épaule saine et jeune à une épaule âgée avec arthrite. La spécificité de la sonde (champ de vision, fréquence, zone d'effet, etc.) est également imposée par la sonde d'acquisition. Enfin, certaines particularités de l'image échographique, comme la direction des ombres ou la réverbération dépend de la position de la sonde lors de l'acquisition. Même si théoriquement, il serait possible de récupérer le volume à différentes positions/orientations de la sonde, et d'effectuer ces acquisitions avec différentes sondes/configurations, cela n'est pas faisable pratiquement.

À noter que malgré ces désavantages, la majorité des simulateurs d'ultrason validés cliniquement pour l'apprentissage du geste médical sont basés sur l'interpolation,

grâce à la facilité de créer une image échographique convaincante. On peut citer les simulateurs *SONOSim3D*®, *SONOFit SG3*®, ou encore BiopSym.

Nous allons maintenant nous intéresser à la seconde méthode de création d'image échographique, la génération d'image.

La génération d'image

La génération d'image consiste à simuler l'onde ultrasonore, et sa propagation dans le milieu. Cette approche est ainsi basée sur les équations de la physique des ondes et tend à se rapprocher le plus possible de la réalité à travers des modèles physiques plus ou moins complexes. Les différentes composantes du modèle regroupent les caractéristiques de la sonde ultrasonore, la composition et la structure des tissus, ainsi que l'agencement et les interfaces des tissus entre eux. La géométrie des modèles provient d'images obtenues avec d'autres méthodes d'imagerie comme les CT scan ou les IRM, ou encore des maillages 2D ou 3D.

La génération d'image est elle même séparée en 3 sous-catégories :

- la convolution ;
- la génération de texture ;
- le lancer de rayon.

Convolution. La première approche essaie de résoudre exactement l'équation d'onde et utilise le concept de la réponse impulsionnelle spatiale développée en deux temps par Tupholme [Tup69] et Stepanishen [Ste71]. En effet, un système linéaire (ici acoustique) est caractérisé par sa réponse impulsionnelle h. Ainsi, une sortie y à n'importe quel signal x est donnée par :

$$y = h * x. \tag{2.1}$$

Pour simplifier, si l'on considère un point P dans l'espace, l'intensité reçue par la partie récepteur de la sonde y est définie par la carte des diffuseurs (*scatterers*) h convoluée avec une excitation de ce point $P(x)$, définie par la fonction d'étalement du point, aussi appelée réponse impulsionnelle ou *PSF*.

La première difficulté est alors de caractériser la réponse impulsionnelle de la sonde, puis de disposer d'un modèle pour l'ensemble des diffuseurs (*scatterers*) pour générer une carte. Ces premières générations d'images, présentées par Bamber *et al*. en 1980 [BD80] et Jensen en 1991 [Jen91] prenaient alors plusieurs

heures pour une seule image[1]. Ces méthodes ont pour objectifs d'être les plus précises possibles, et ne sont pas pensées pour le temps réel.

Cependant, de nouvelles approches pour le calcul de la fonction de convolution (notamment grâce à la simplification de la convolution 3D, transformée en 3 convolutions 1D), couplée à l'amélioration constante du matériel informatique rapprochent cette méthode du temps réel. Ainsi, Gao *et al*. [Gao+09] a utilisé cette méthode pour produire et simuler des images échographiques cardiaques 2D/3D. Dans le même temps, Marion *et al*. [MV09] se sont intéressés aux séquences d'images échographiques pour l'usage en temps réel. Ainsi, leur carte de diffuseurs 3D se mettaient à jour dans le temps.

Génération de texture. La génération de texture est la deuxième méthode utilisée pour générer des rendus échographiques. Cette méthode consiste à reproduire le visuel d'une véritable image échographique, et de l'appliquer sous forme de texture pour les différents objets qui constituent la scène. Sun *et al*. [SM11] ont ainsi proposé un simulateur d'image échographique cardiaque. En partant d'un modèle 3D de cœur, leur algorithme de découpe (*clipping*) permet de transformer le modèle 3D en une image 2D, puis de générer une texture en utilisant une version de la convolution présentée par Bamber *et al*. [BD80]. Enfin, un algorithme de remplissage permet de définir les parties de l'image 2D qui correspondent à des zones de tissus, et de remplir la texture uniquement dans ces zones.

La génération de texture peut être cependant aussi associée à l'interpolation d'images, dans le sens où les images obtenues par l'interpolation peuvent être retravaillées et associées à des textures. C'est le cas du simulateur de Vidal *et al*. [Vid+08] du travail de Magee *et al*. [Mag+07] présenté plus tôt. À partir des images produites par des CT-scans par exemple, le bruit typique des images ultrasonores (*speckles*) est généré grâce à des textures, puis ce bruit est retravaillé (généralement flouté) pour mieux correspondre au visuel d'une véritable image.

L'avantage certain de ce type de méthode est qu'elles permettent de faire de la génération d'images visuellement proches d'une image échographique en temps réel. Cependant, elles ne peuvent pas simuler par elles mêmes certaines caractéristiques propres de la sonde ultrasonore comme la réflexion ou les ombres. Cela nous amène à la troisième méthode, le lancer de rayon.

Lancer de rayon. Cette méthode se base sur la simplification de l'onde ultrasonore en une série de rayons provenant de la sonde. Les rayons vont interagir, comme en optique, avec toutes les interfaces des tissus, et produire des effets comme la réflexion et la réfraction.

[1] Il est à noter que Jensen a mis en ligne son programme, appelé *Field II* et que la dernière version mise à jour date d'avril 2014.

En 2011, Law *et al*. [Law+11] a proposé un simulateur d'images échographiques basé sur le lancer de rayon parallélisé sur GPU. À partir d'un modèle 3D, la coupe échographique est d'abord effectuée en fonction de la position de la sonde pour connaître les éléments à afficher. Puis, pour simplifier la procédure et diminuer au maximum le temps de calcul de l'image échographique, chaque pixel de l'image est le fruit de 2 rayons : un rayon part en direction de la source, la sonde US, et l'autre rayon part dans la direction opposée. Ainsi, pour chaque pixel, la connaissance des tissus aux alentours permet de définir sa couleur finale. Le rayon partant vers la source permet de calculer l'atténuation (par absorption et transmission aux interfaces) et les ombres, tandis que le rayon partant dans la direction opposée permet de calculer l'intensité de réflexion si une interface entre tissus se trouve à une distance faible (réglée manuellement).

Une fois les différentes nuances de gris calculées, celles-ci sont mixées pour former une image intermédiaire avec effets d'ombre, réflexion et absorption. Pour se rapprocher encore plus physiquement d'une image produite par une sonde US, cette image intermédiaire est ensuite retravaillée. Du bruit est rajouté, pour mimer les structures de faibles tailles (*scatterers*), et un flou est appliqué (voir figure 2.5).

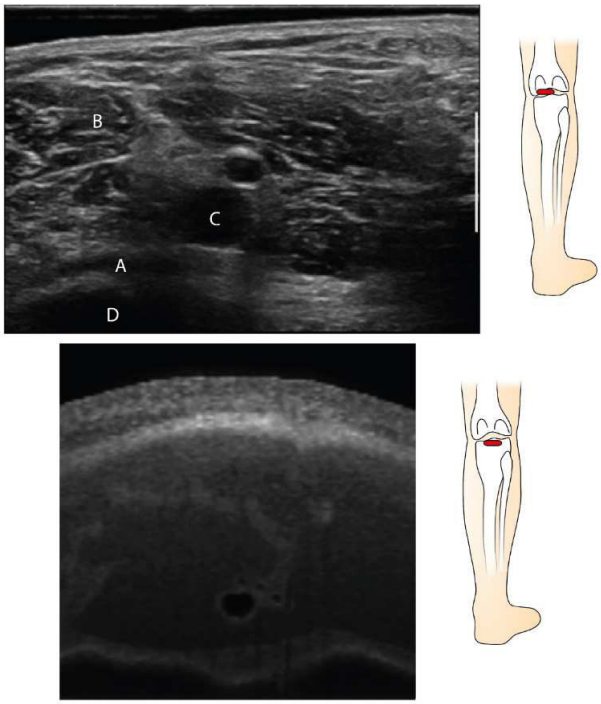


Fig. 2.5.: Image originale (haut) et résultat des travaux de Law *et al*. (bas) [Law+15]

Cette approche est particulièrement intéressante, puisqu'elle n'est pas basée sur une banque d'image 2D ou 3D mais permet de générer l'image à partir d'un modèle. Cela a l'avantage d'avoir une liberté totale sur toutes les transformations du modèle.

Mais surtout, cette approche est adaptée dans le cadre de la déformation des tissus, puisque l'image peut être mise à jour à chaque pas de temps de la simulation. Cette approche de reconstruction rapide de l'image échographique sera utilisée dans nos méthodes car elle permet des performances adéquates avec le temps réel, grâce aux simplifications des phénomènes physiques liés à l'utilisation d'une sonde échographique.

À noter qu'en 2015, Law *et al*. [Law+15] ont proposé un simulateur complet d'apprentissage, reposant sur la reconnaissance des tissus à partir d'une image échographique. Un système de label et des descriptions détaillées permettent de s'entraîner à situer des muscles, tissus gras, nerfs et vaisseaux sanguins.

D'autres travaux ont aussi vu le jour avec pour objectif de proposer un rendu échographique sur des objets élastiques déformables. C'est le cas, par exemple, des travaux de Bürger *et al*. [Bur+13], qui proposent un rendu à partir de modèles 3D déformables. La déformation est assurée par le moteur physique PhysX®, tandis que le simulateur d'ultrason est assuré par le moteur OptiX®. Les deux moteurs ont été créés par Nvidia®, et tirent profit de la parallélisation possible sur GPU pour accélérer les temps de calcul. Ainsi, la puissance de calcul GPU permet d'obtenir des images haute qualité en temps réel, avec plus de 5000 rayons à travers un modèle de plus de 2 millions de triangles. Le modèle peut assurer la déformation de 200 000 triangles à chaque image, selon les auteurs.

Le modèle utilisé est basé sur des volumes CT-scan qui ont été segmentés. Puis, chaque partie du modèle se voit attribuer les caractéristiques suivantes : une vitesse du son dans le milieu, une impédance acoustique Z, un coefficient d'atténuation, et des coefficients de distribution de bruit pour recréer la granularité (*speckle*). Toutes les caractéristiques, sauf la dernière, sont utilisées lors du lancer de rayon. Les mêmes équations physiques qu'en optique sont utilisées pour simuler l'atténuation, la réflexion, la réfraction et les ombres. Les auteurs utilisent ainsi un lancer de rayon pour recréer physiquement le chemin de l'onde échographique. Le lancer de rayon suit un chemin déterministe, et nous verrons plus tard une amélioration de cette méthode.

Cependant, à l'inverse de Law *et al*., Bürger *et al*. n'utilisent pas de modèle de bruit simple pour recréer les caractéristiques propres aux images échographiques. Ils utilisent leurs coefficients de distribution de bruit pour d'abord créer des textures de bruit 3D, et ensuite faire la convolution de cette texture avec la fonction d'étalement du point de la sonde, tout comme pour la génération d'images. La fonction est ici une gaussienne 3D modulée par une sinusoïde.

Cette approche hybride (voir figure 2.6) a l'avantage certain de pouvoir être utilisée en temps réel, même si elle requiert une parallélisation des calculs et un matériel

de haute qualité avec notamment des logiciels spécifiques aux cartes graphiques Nvidia®.

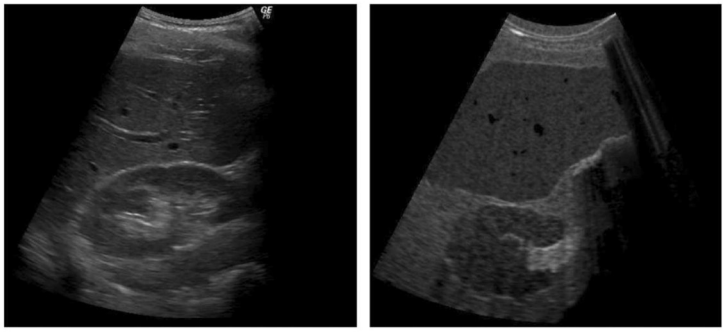


Fig. 2.6.: Image originale (haut) et résultat des travaux de Bürger *et al.* (bas) [Bur+13].

Une amélioration des travaux de Bürger *et al.* a été ensuite faite sur la partie lancer de rayon. En effet, les rayons suivaient un chemin déterministe aux interfaces entre les tissus. Mattausch *et al.* [MG16] ont proposé un modèle plus réaliste basé sur les techniques d'échantillonnement de Monte-Carlo : à l'interface entre les tissus, les rayons vont suivre une direction générée en respectant une distribution de probabilité. Cela correspond mieux à un trajet réaliste des rayons au niveau d'une interface. Dans la réalité, les interfaces ne sont pas lisses, et il existe une probabilité non nulle que le rayon parte dans une direction aléatoire. Cette technique n'est pas nouvelle, mais n'avait pas encore été utilisée pour du rendu échographique. L'apport de qualité visuelle de cette méthode a été validée par un expert échographiste, et peut être observé figure 2.7.

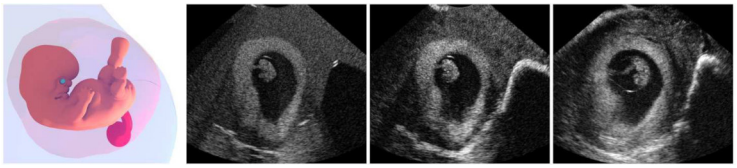


Fig. 2.7.: De gauche à droite : modèle du fœtus; approche déterministe; approche Monte-Carlo; image originale.

Très récemment, Starkov *et al.* ont proposé deux travaux liés entre eux pour détailler d'une part comment diminuer le temps de création de l'image finale [Sta+19a] et d'autre part comment augmenter le réalisme des déformations [Sta+19b]. Pour le premier travail, la zone de travail a été découpée en deux : une zone provenant d'images échographiques réelles, et une zone qui subira l'algorithme de *ray-tracing* avec l'approche Monte-Carlo des travaux précédents. Les deux zones sont ensuite fusionnées, pour donner l'illusion de n'être qu'une image. Ainsi, ils peuvent simuler le rendu échographique d'un fœtus dans son environnement en n'employant leur algorithme que sur la partie fœtus. Le reste de l'image provient d'une véritable

échographie d'un sac gestationnel (voir figure 2.8). Cette approche vise à améliorer le temps de calcul du lancer de rayon en minimisant le volume de travail (ici uniquement le fœtus). Elle nécessite néanmoins un volume échographique de l'anatomie autour de cette zone de travail réduite (ici le sac gestationnel).

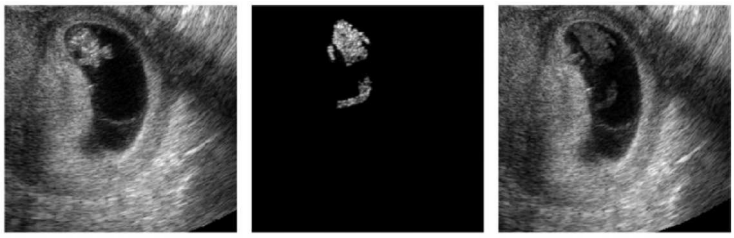


Fig. 2.8.: De gauche à droite : volume échographique original; algorithme de lancer de rayon sur le foetus; reconstruction de l'image [Sta+19a].

Concernant les déformations, les textures de diffuseurs utilisées pour faire la convolution sont interpolées avec la déformation des tissus pour éviter que les structures présentes dans l'image échographique produisent des impressions visuelles faussées. Autrement dit, la texture de diffuseurs se déforme elle aussi lorsque les tissus se déforment. Une limitation assez importante présente dans ces travaux est la manipulation "à la main" des propriétés des tissus pour faire concorder les zones de travail, ainsi que les différentes textures de diffuseurs.

Nous pouvons retenir que l'approche basée sur le lancer de rayon est une méthode très intéressante pour reproduire les caractéristiques d'une image échographique, comme les ombres et les réflexions. Un des points négatifs du réalisme se retrouve dans la déformation des éléments, où les textures utilisées pour créer le rendu propre à l'image échographique sont souvent affichées telles quelles, sans subir de transformation. Il en résulte une déformation des modèles où le bruit ne suit pas correctement ces déformations, visible surtout au niveau des interfaces des tissus. Par ailleurs, le temps de calcul est souvent un désavantage majeur, 'autant plus que celui-ci augmente lorsque la scène est complexifiée. Des tentatives de réduire ce temps en diminuant la zone de travail sont proposées, au détriment d'un travail manuel pour faire respecter les frontières entre la zone de travail et des images (ou volumes) provenant de véritables échographies.

L'utilisation d'un modèle 3D pour effectuer des déformations réalistes semble néanmoins être la meilleure approche pour respecter les mouvements des différents éléments. Ce modèle géométrique peut être associé à un modèle de type masse ressort, ou éléments finis, selon que l'on privilégie la rapidité du calcul de la déformation, ou la précision de celle-ci. L'utilisation d'algorithmes de lancer de rayon, et de textures de bruit permet d'améliorer le réalisme des images produites. Dans

le cadre du simulateur, il est nécessaire de trouver une solution de déformation des différents éléments, tout en respectant la contrainte temps-réel.

Nous allons maintenant nous intéresser au geste médical qui est effectué sous échographie, l'insertion d'aiguille.

2.2 L'insertion d'aiguille

2.2.1 L'insertion d'aiguille dans le contexte médical

L'insertion d'aiguille dans les tissus mous est un des gestes médicaux les plus pratiqués, que ce soit pour l'observation, le diagnostic, l'injection, l'anesthésie, la pose de cathéter... L'avantage principal de ces dispositifs est de permettre une intervention généralement peu invasive pour le patient. Cependant, l'efficacité d'un traitement [Nat+00] et la justesse du diagnostic sont fortement liés à la précision de l'insertion per-cutanée [SSH08]. S'il est difficile de quantifier la précision nécessaire pour l'insertion de l'aiguille, cela est dû au fait que la précision peut varier considérablement entre les différentes procédures. Les biopsies, les anesthésies et les curiethérapies nécessitent des précisions de l'ordre du millimètre, tandis que les procédures médicales pour la neurochirurgie, l'ophtalmologie ou la chirurgie du fœtus peuvent demander des précisions micrométriques. Pour répondre à cette précision, les procédures d'insertion d'aiguille peuvent être couplées avec un dispositif de visualisation des tissus, comme l'échographie.

Des études cliniques ont révélé que les causes du manquement de la cible dans la procédure pouvait être dues aux dispositifs d'imageries médicales eux-mêmes, à l'erreur humaine, ou encore au mouvement de la cible due à la déformation des tissus lors de l'insertion de l'aiguille [Tas+00; Rob+97].

Les enjeux de l'apprentissage de ce geste médical sont donc considérables. Tout comme pour l'enseignement de la lecture des images échographiques, l'apprentissage du geste médical de l'insertion d'aiguille bénéficie aujourd'hui des simulateurs de réalité virtuelle pour améliorer et renforcer le transfert de connaissance. Les simulateurs se doivent donc d'être le plus réaliste possible dans le comportement des tissus aux passages de l'aiguille et des forces mises en jeu.

2.2.2 Les différentes forces de l'insertion d'aiguille

La bonne connaissance des forces engendrées lors de l'insertion d'aiguille est indispensable non seulement pour la reproduction des déformations et des interactions entre l'aiguille et les tissus mous, mais aussi si l'on veut retranscrire ces forces par l'intermédiaire d'une interface haptique.

Lors de l'insertion d'aiguille, celle-ci traverse plusieurs couches de tissus, comme la peau, les tissus graisseux, musculaires et conjonctifs. Il faut savoir que la force nécessaire pour les traverser varie non seulement de par la nature du tissu, mais aussi de l'état de ces tissus (inflammés ou non) et de l'âge. Un état de l'art sur l'insertion d'aiguille dans les tissus mous a été effectué par Abolhassani *et al*. [APM07], présentant les problématiques de l'insertion d'aiguille et les consensus de la communauté sur la séparation des forces. En effet, les travaux précédents s'accordent à dire que différentes forces sont appliquées sur l'aiguille, résultant des interactions entre l'aiguille elle-même et les tissus mous qu'elle traverse. Plus récemment, un état de l'art effectué par Yang *et al*. [Yan+18] fait état des différentes modélisations de force, et leur identification. On distingue usuellement 3 forces principales :

- **Ponction**. À l'interface entre les différents tissus ou lors de la première interaction de l'aiguille avec la peau, l'aiguille doit tout d'abord percer la membrane du tissu. La force nécessaire pour traverser cette membrane s'appelle la force de ponction. Cette force peut être mesurée par des capteurs, et dépend du matériau constitutif de la membrane, de la forme de l'aiguille et de sa pointe ;
- **Découpe**. Une fois que la membrane du tissu est traversée, l'aiguille se retrouve à l'intérieur du tissu. La pointe de l'aiguille va alors découper le tissu si l'on applique une force supérieure à ce qu'on appelle la force de découpe. Cette force est généralement plus faible que la force de ponction ;
- **Frottement**. La force de frottement agit sur le corps de l'aiguille tout au long de son insertion dans les tissus. En effet, son contact avec les tissus provoque un frottement introduisant cette force, appelée aussi force de friction.

La figure 2.9 montre le profil de force d'une aiguille lors de l'insertion et de la rétractation d'une aiguille, obtenue lors de l'insertion *in vivo* dans un foie par Maurin *et al*. [Mau+04]. Cette insertion se déroule en plusieurs étapes : tout d'abord, l'aiguille appuie sur la surface du foie, avec une force croissante. Puis, lorsqu'une certaine force est obtenue, l'aiguille traverse la capsule de la surface. L'aiguille est encore insérée jusqu'à une phase de relaxation. Enfin, l'aiguille est rétractée.

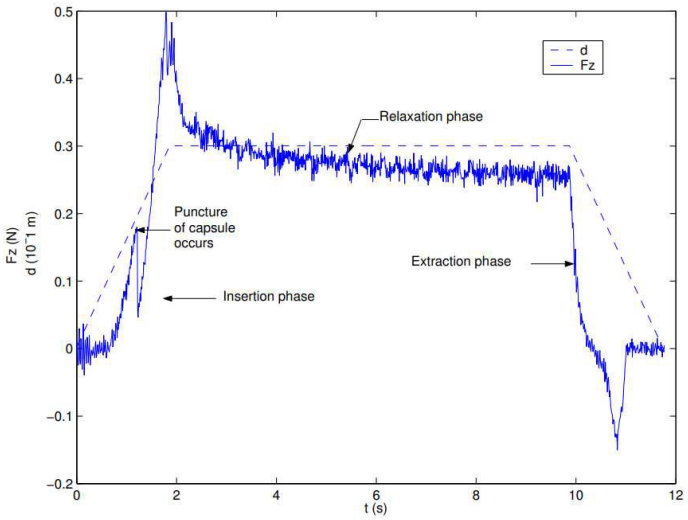


Fig. 2.9.: Insertion et rétractation *in vivo* de l'aiguille dans un foie [Mau+04].

Isoler les différentes forces permet de simplifier leurs modélisations. Cependant, les premiers articles d'identification des forces faisaient état d'une unique force axiale qui regroupait la force de découpe et la force de frottement [SW98; Wes+94], tout en isolant le pic lors de la mesure de la force lors de la pénétration. Brett *et al*. en 1997 [Bre+97] puis en 2000 [BHT00] ont modélisé la résistance de l'insertion d'aiguille en fonction de la profondeur de pénétration et de la vitesse, à partir de données réelles (échantillons porcins et cadavres) pour la péridurale. Ils en ont conclu que même si la force pouvait beaucoup varier en absolu, le *pattern*, ou la forme de la courbe de force lors de la pénétration présente des similarités, pour tous les tissus : augmentation de la force à l'interface, puis perte de résistance lors de la ponction.

Kataoka *et al*. [Kat+01; Kat+02] ont développé un modèle force-déflexion de la pénétration de l'aiguille. Celui-ci est ensuite évalué expérimentalement à partir d'un capteur de force et un système d'imagerie radiographique. La force de la pointe de l'aiguille et sa déviation sont ainsi évaluées dans le cas d'une insertion d'aiguille dans une prostate canine. Leur système permet d'identifier 3 types de forces, et de pouvoir déterminer les caractéristiques des différents tissus traversés par le passage de l'aiguille, ainsi que la détection de la perforation des membranes. Les forces mises en évidence sont alors découpées en zones : une force à la pointe de l'aiguille, et deux forces sur le corps de l'aiguille, la force de pincement et la force de friction. La force de pincement correspond à la résistance du tissu et est normale à la direction de l'aiguille, tandis que la force de frottement correspond à la somme de deux termes, un frottement de Coulomb et un frottement visqueux (voir figure 2.10).

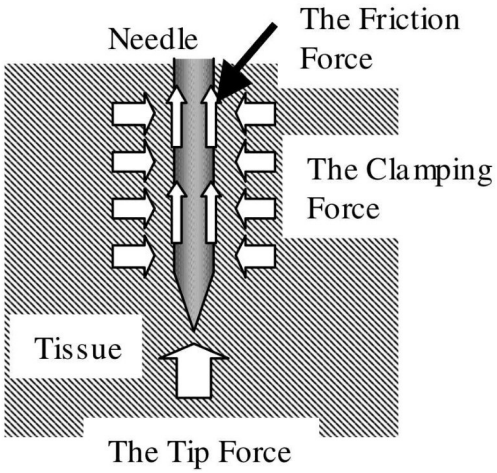


Fig. 2.10.: Modèle de force de Kataoka *et al.* [Kat+01].

Un des travaux pionniers dans la séparation des forces d'insertion de l'aiguille et de leur modélisation a été effectué par Simone *et al.* [SO02], puis explicité par Okamura *et al.* [OSO04]. Grâce à l'insertion motorisée d'aiguilles dans des tissus biologiques (ici le foie d'un bœuf) à l'aide d'un robot à un degré de liberté, leur travaux ont pu séparer la force d'insertion en trois parties (friction, découpe et ponction), et une séparation est faite entre la phase d'avant rupture de la membrane et après rupture. La perte de résistance à l'insertion d'une membrane est aussi notée. Si les valeurs des résultats varient d'un foie à l'autre et même d'une insertion à l'autre, leur modèle théorique propose tout de même un découplage intéressant : la force globale mesurée sur l'aiguille correspond à la somme des force de ponction (appelé *stiffness force* ou force de raideur dans leurs articles), des forces de frottement et des forces de découpe, et un modèle pour chaque composante est proposé.

Le force de ponction est modélisée par le modèle suivant :

$$f_{stiffness}(x) = \begin{cases} 0, & x \leq 0 \\ K_1 x + K_2 x^2, & x > 0 \\ 0, & x \geq x_{max} \end{cases} \tag{2.2}$$

avec x la position de la pointe de l'aiguille, dans un repère où l'origine est placée sur le point d'insertion de la membrane au repos, et l'axe dans la direction de pénétration de l'aiguille. x_{max} est la position maximale à partir de laquelle l'aiguille ponctionne la membrane. Les valeurs K_1 et K_2 correspondent à la raideur des tissus et dépendent du tissu ponctionné, et sont issues des essais des auteurs sur foie bovin. Elles peuvent donc varier significativement d'un tissu à l'autre. L'incertitude

sur les valeurs des données expérimentales a été mise en évidence par Van Gerwen *et al.* [GDD12] : sans de nombreux et rigoureux essais cliniques, des valeurs biomécaniques absolues des tissus sont difficiles à donner. Pour pallier ce problème, de nombreux développeurs de simulateurs médicaux choisissent de s'associer avec des experts du geste médical, et calibrent leurs données pour satisfaire les sensations que doivent retrouver les experts dans le geste.

La force de découpe ou *cutting* apparaît après la ponction de la première membrane du tissu et correspond à la force nécessaire pour que l'aiguille avance dans le tissu. Elle est la combinaison de la force de fracture nécessaire pour se frayer un chemin dans le tissu, et une force de raideur qui dépend de l'élasticité du matériau. Comme la force de découpe modifie la structure interne du tissu de façon permanente, elle est isolée en pénétrant le tissu deux fois par le même chemin et en comparant les deux forces mesurées. La force de découpe est souvent approximée par une constante, uniquement quand la vitesse de l'aiguille est non nulle. Son expression est :

$$f_{cutting}(x) = f_c \tag{2.3}$$

avec f_c la constante dépendant du tissu que l'aiguille est en train de découper.

Les forces de frictions ou de frottements résultent de l'adhésion de l'aiguille sur la paroi des tissus biologiques. Plusieurs modélisations sont identifiées dans l'état de l'art de Yang *et al.* [Yan+18], notamment une représentation en Karnopp modifié [RCM99; OSO04] (voir figure 2.11). Les équations de modélisation du Karnopp modifié sont :

$$f_f(\dot{x}) = \begin{cases} C_n\ sgn(\dot{x}) + b_n\ \dot{x}, & \dot{x} \leq -\Delta v/2 \\ max(D_n, F_a), & -\Delta v/2 < \dot{x} \leq 0 \\ min(D_p, F_a), & 0 < \dot{x} < \Delta v/2 \\ C_p\ sgn(\dot{x}) + b_p\ \dot{x}, & \dot{x} \geq \Delta v/2 \end{cases} \tag{2.4}$$

où C_n, C_p sont des valeurs négatives et positives de friction dynamique ; b_n, b_p sont des coefficients d'amortissement négatifs et positifs (selon le diamètre de l'aiguille et la profondeur de l'aiguille dans le tissu) ; D_n, D_p sont des valeurs négatives et positives de friction statique ; $\dot{x}$ est la vitesse relative entre l'aiguille et le tissu ; $\Delta v/2$ est la valeur en dessous de laquelle la vitesse est considérée comme nulle ; F_a est la somme des forces non frictionnelles appliquées au système.

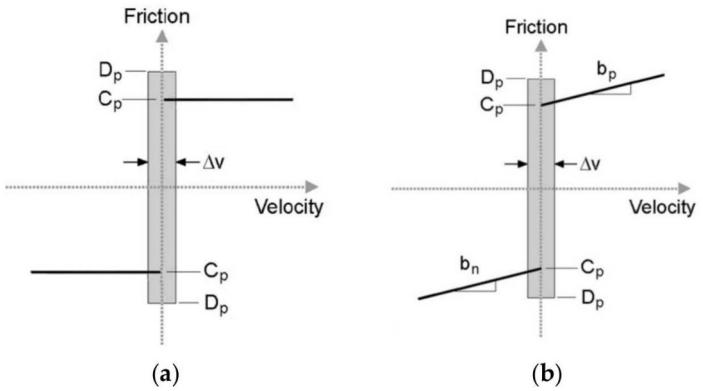


Fig. 2.11.: Modèle de Karnopp (gauche) et Karnopp modifié (droite) [OSO04].

DiMaio et Salducean ont proposé une méthode de modélisation de l'insertion d'aiguille dans un tissu test [DS03]. Un modèle élastique linéaire 2D d'éléments finis est créé à partir d'une véritable insertion, capturée grâce à un système d'imagerie basé sur des *trackers*. Leur modèle 2D, composé de triangles, est raffiné le long du passage de l'aiguille pour créer des points le long du passage de l'aiguille (voir figure 2.12). Ils appliquent ensuite à ces points une force qui dépend de la profondeur de pénétration. Sous certaines conditions, comme une vitesse qui correspond à la vitesse utilisée lors de la création du modèle, la force des points en contact avec l'aiguille permet une simulation haptique.

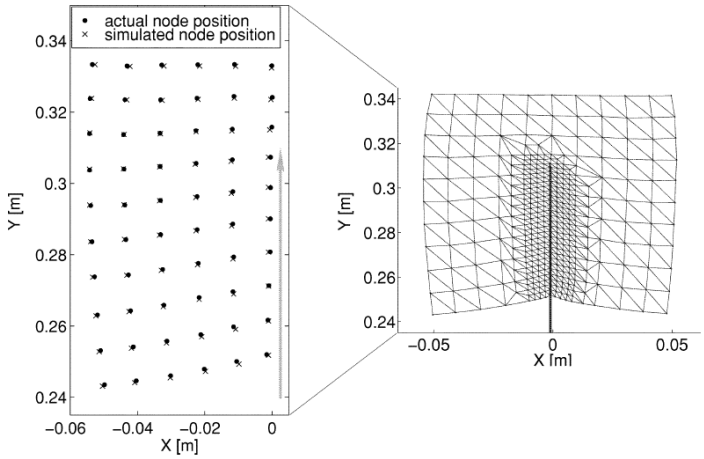


Fig. 2.12.: Comparaison entre la mesure et la simulation (gauche) et raffinement du maillage (droite) [DS03].

Une extension 3D de ces travaux a été faite par Goksel *et al.* [GSD06] et présente un modèle d'interaction aiguille-tissus. L'utilisation d'aiguilles flexibles nécessite un remaillage du tissu lors de leur simulation d'insertion, à savoir le repositionnement et l'ajout de nœuds. Les auteurs présentent deux approches pour la mise à jour

de leur simulation : l'algorithme de Woodbury et le *Boundary Condition Switch*. Le premier possède de meilleurs performances et permet même une utilisation avec des interfaces haptiques. On peut observer une insertion d'aiguille dans une prostate sur la figure 2.13.

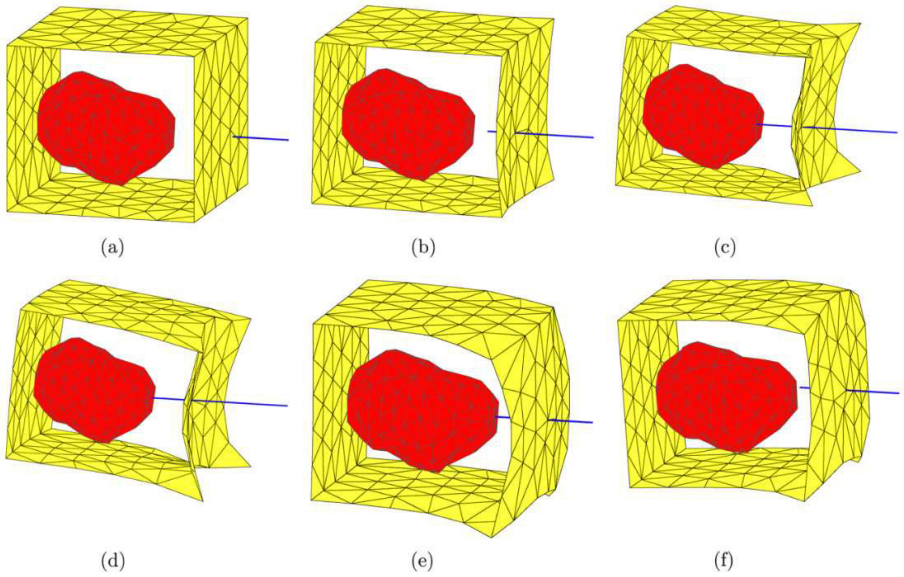


Fig. 2.13.: Tissu avant déformation (a), insertion et avancement de l'aiguille (b,c,d) et retrait (e,f) [GSD06].

Alterovitz *et al*. [Alt+03] proposent de prendre en compte la déformation des tissus dans la simulation interactive de l'insertion d'aiguille pour la curiethérapie, c'est-à-dire le traitement local de cancer par radiation. Ils décrivent un nouveau modèle éléments finis 2D élastique linéaire basé sur un ensemble réduit de paramètres scalaires, tels que le frottement de l'aiguille, son biseau, ou encore sa vitesse. Le maillage est mis à jour lors du déplacement de l'aiguille pour placer les nœuds le long du trajet de l'aiguille. Pour un modèle à 1250 éléments, ils obtiennent une simulation temps réel qui leur permet de quantifier les erreurs principales de placement de semence radioactives. Les aiguilles sont alors considérées comme rigides. Plus tard Alterovitz *et al*. [AGO05] explorent la simulation pour des aiguilles très souples à la pointe biseautée dans les tissus mous déformables. Cette caractéristique des aiguilles leur permet de faire de la planification de trajectoire et de l'évitement d'obstacles. Leur planification est formulée comme un problème d'optimisation non linéaire contraint, minimisé localement en utilisant la méthode des pénalités. Une validation sur tissu fantôme a été effectuée par Chentanez *et al*. [Che+09], basée sur ces travaux, pour quantifier les différences entre la simulation et l'expérience, lors d'une planification de trajectoire avec évitement d'obstacles. Ce simulateur présente aussi un modèle de prostate complet, avec plus de 13 000 tétraèdres, et une simulation tournant à 25 images par seconde.

Nienhuys et van der Stappense [NS01] se sont d'abord intéressés à la déformation et la découpe des éléments pour la chirurgie grâce à la méthode des éléments finis avec une loi de comportement élastique linéaire. Les auteurs proposent un processus itératif qui ne nécessite pas de pré-calcul. Ainsi, les découpes de maillages peuvent être effectuées pendant la simulation. Pour éviter de modifier la taille du maillage, les éléments sont découpés le long d'une face du maillage. Pour cela, les nœuds sont relocalisés le long de la surface de découpe. Ils se sont ensuite tournés vers l'insertion d'aiguille et la découpe qui en résulte [NS04] en utilisant la même approche de découpe de maillage. Si la géométrie de l'aiguille n'est pas prise en compte dans la frontière du maillage découpée, celle-ci est tout de même considérée dans le calcul des forces de frictions lors de son passage. L'interaction entre les tissus et l'aiguille, et le calcul des forces de frictions sont intégrés à un modèle de frottement frottant-glissant (*stick-slip*) quasi-statique. Cependant, comme présenté par les auteurs, la méthode, adaptable en 3D, n'est pas suffisamment performante pour des performances temps réel en haptique.

Glozman et Shoham [GS04; GS07] présentent l'insertion d'une aiguille flexible dans un tissu viscoélastique grâce à l'utilisation d'un ensemble de ressorts virtuels (voir figure 2.14). La raideur des ressorts est définie expérimentalement, à partir d'images médicales, et peut s'apparenter à un module de Young local. La simplicité de leur modèle leur permet de résoudre analytiquement la cinématique inverse de l'aiguille pour permettre une simulation et une planification de trajectoire en temps réel. À partir de la position et de la trajectoire de la pointe de l'aiguille, ils montrent que la trajectoire du corps de l'aiguille n'est pas unique et répond à un système à optimiser pour minimiser la pression latérale du corps de l'aiguille sur le tissu. Les résultats expérimentaux d'une aiguille flexible montée sur un robot étayent leur propos. Nous pouvons retenir de ces travaux l'utilisation d'un module de Young local, et la volonté de faire coïncider les valeurs de ce dernier avec des images médicales.

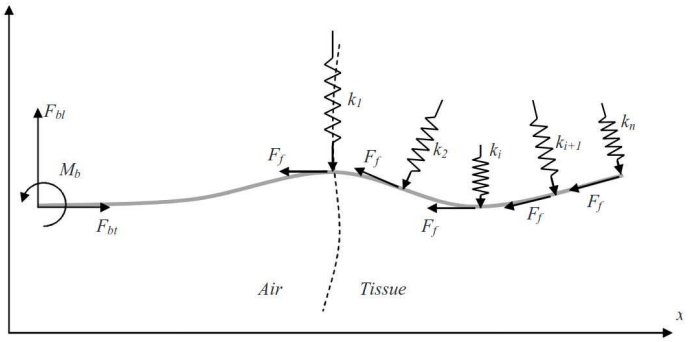


Fig. 2.14.: Ressorts virtuels [GS04].

Marchal *et al*. [MPT06; Mar06] ont simulé l'insertion d'aiguille dans les tissus mous, et plus précisément dans les tissus de la prostate pour la curiethérapie. Leur modèle répond à la problématique du remaillage, qui peut être un point bloquant dans la rapidité des simulations. En effet, leur modèle de tissu mou discret est un modèle 3D sans maillage. Il est basé sur le principe de zone d'intérêt dans les interactions de l'aiguille avec son environnement. Ces zones vont activer des particules distribuées dans le modèle de tissus mou, qui possèdent des caractéristiques particulières du tissu auquel ils sont rattachés. On va retrouver des informations de découpe et de frottement. Ainsi, lors du passage de l'aiguille, ces particules vont tour à tour s'activer pour créer la force totale de découpe et de frottement liée aux mouvement de l'aiguille. Les paramètres proviennent des modèles d'insertion d'aiguille de DiMaio *et al*. [DS03]. L'avantage de cette méthode, outre le gain de temps gagné à ne pas remailler le modèle du tissu mou, est de pouvoir insérer plusieurs aiguilles, quelles que soient leurs orientations et leurs points d'origine d'insertion. Une simulation de plusieurs aiguilles simultanées dans la prostate pour une opération de curiethérapie est ainsi proposée.

Guébert et Duriez *et al*. [Gué10; Dur+09] ont aussi voulu se détacher du besoin de remailler le modèle 3D du tissu à ponctionner. En effet, le remaillage est souvent vu comme le goulot d'étranglement de la simulation interactive : plus le nombre d'éléments augmente, plus les temps de calcul de chaque pas de temps de la simulation augmentent. Pour cela, ils ont proposé une insertion d'aiguille basée sur contraintes sur des modèles éléments finis. Leur approche se veut suffisamment générique pour proposer différents modèles d'interactions entre l'aiguille et le tissu. Les aiguilles présentées sont fines et flexibles, ce qui implique qu'elles peuvent se déformer pendant la simulation. Ainsi, des contraintes sont créées à la fois sur l'aiguille, et dans le tissu. Pour éviter de créer une nouvelle topologie au niveau de la contrainte à appliquer sur le tissu, un élément simple (type tétraèdre) peut se voir attribuer un point virtuel, défini comme un barycentre des sommets du tétraèdre. Le déplacement de ce point est donc soumis aux déplacements des sommets et est obtenu par interpolation. Trois types de contraintes peuvent être ainsi créées :

- **les contraintes unilatérales**. La violation de la contrainte est orientée. Si la violation est négative, une force proportionnelle opposée est ajoutée. Sinon, la force est nulle. Cette contrainte est particulièrement intéressante lorsque l'on désire simuler la première ponction de l'aiguille dans un tissu. Tant que l'aiguille ne touche pas le tissu, la force est nulle. Lorsque l'aiguille s'insère dans le tissu, une force non nulle proportionnelle est créée (voir figure 2.15) ;
- **les contraintes bilatérales**. La résolution de la contrainte consiste à considérer la violation de la contrainte et à ajouter une force proportionnelle à la

violation, dans le sens opposées. Cette contrainte est particulièrement utile pour représenter les forces à l'intérieur du tissu ;

- **les contraintes de frottements**. Cette contrainte est complémentaire à une contrainte unilatérale ou bilatérale. Lorsque celle-ci est résolue, la force tangentielle de frottement ou de friction est calculée à partir de la force normale selon une loi de Coulomb (voir figure 2.16).

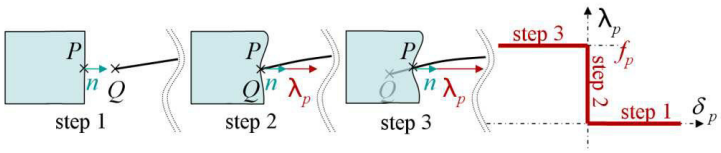


Fig. 2.15.: Insertion de l'aiguille et force de ponction en tant que contrainte [Dur+09].

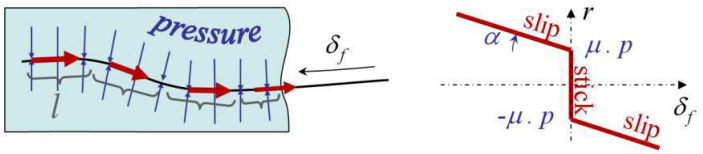


Fig. 2.16.: Contrainte de frottement lors de l'insertion d'aiguille [Dur+09].

Ainsi, à chaque pas de temps, l'algorithme passe par quatre étapes principales. Tout d'abord, les forces de contraintes sont ignorées pour former ce que les auteurs appellent un mouvement libre. Ce mouvement libre va créer des contacts entre les différents objets, ce qui va initialiser la deuxième étape qui est la création des différentes contraintes. La violation des contraintes suite au mouvement libre va permettre, dans la troisième étape, de résoudre les contraintes et créer les forces à appliquer sur chaque contrainte. La quatrième étape est l'intégration des forces pour remonter d'abord aux déplacements des contraintes, et du système complet ensuite [Gué10]. Une loi de Hooke avec des paramètres tels que le modèle de Young et un coefficient de Poisson incompressible (0,49) a été utilisé pour le modèle éléments finis.

Pour garantir un temps interactif entre les tissus et l'aiguille, les auteurs ont recouru à la méthode de la matrice de compliance [Sau+08]. Cependant, seules des formes et un modèle de tissu simples ont été initialement présentés. Les auteurs concluent en précisant que des modèles de déformations et des maillages plus complexes pourraient être utilisés.

Nous pouvons retenir de cette méthode l'utilisation de points de contraintes pour définir des points particuliers de la simulation, comme les points d'insertions de l'aiguille aux différentes interfaces de tissu. Ces points sont définis en fonction du maillage pré-existant au modèle pour éviter de devoir remailler les modèles. Une

certaine importance est donnée à la possibilité d'utiliser des aiguilles souples lors de la simulation.

Crouch *et al*. [Cro+05] ont décidé d'étudier la déformation des tissus aux alentours de l'aiguille en fonction de la vitesse d'insertion de l'aiguille. Pour cela, ils modélisent les forces d'interaction de l'aiguille avec son environnement de façon dynamique. Leur modèle provient de données expérimentales d'insertion d'aiguille dans un tissu mou fantôme. Les mesures de déplacement sont effectuées pour donner des informations volumiques sur le déplacement. Leur modèle éléments finis avec un matériau élastique linéaire n'est cependant pas adapté à la relaxation des tissus lors de l'arrêt de l'aiguille, et les auteurs proposent plutôt d'utiliser un modèle viscoélastique pour simuler plus précisément cette relaxation. Ces travaux sont particulièrement intéressants puisqu'ils proposent une autre manière de générer des déformations, c'est-à-dire à partir d'informations que l'on peut récupérer facilement lors d'une simulation interactive avec interfaces haptiques. En effet, la position, la vitesse et le dimensionnement de l'aiguille sont autant de paramètres identifiables lors de la simulation.

Gao *et al*. [DYB13] ont présenté un modèle dynamique de déformation des tissus basé sur une analyse énergétique. Grâce à une caméra qui permettait de suivre la déformation de la surface d'un tissu fantôme, ils ont mesuré le rayon et la profondeur des déformations de surface. Ce changement de volume est ensuite mis en relation avec les paramètres d'insertion de l'aiguille grâce à un modèle basé sur la conservation de l'énergie. Les résultats expérimentaux montrent que leur modèle énergétique permet de prédire analytiquement le volume de tissus déformé, et que ce volume correspond au volume mesuré par leur système optique. Tout comme les travaux précédents [Cro+05], cette approche est d'un intérêt certain pour la simulation interactive. En effet, la connaissance d'une formule analytique de la déformation permet de se passer du calcul, souvent gourmand en ressources, d'une véritable insertion d'aiguille.

Nous pouvons retenir de ces travaux sur l'insertion d'aiguille que, pour proposer des modèles interactifs avec des interfaces haptiques, une solution usuelle est de ne pas retravailler les modèles lors de la simulation. Pour une approche sans maillage [MPT06; Mar06], cela est intégré directement à la méthode utilisée. Pour une approche avec maillage, la solution semble être ne pas changer la topologie des maillages lors de l'insertion [Gué10; Dur+09]. Ces modèles génériques permettent de présenter une multitude de cas d'insertion : plusieurs aiguilles, des aiguilles flexibles, des tissus avec des caractéristiques non connues à l'avance. D'autres modèles s'intéressent à expliciter analytiquement des fonctions de forces/déplacements en fonction des caractéristiques de l'aiguille et de l'insertion comme la vitesse [Cro+05; DYB13]. Ces modèles nous semblent les plus intéressants quant au compromis

temps de calcul et précision des déplacements des tissus, même s'ils doivent être validés par de nombreuses expériences sur tissus fantômes et/ou biologiques.

2.3 Conclusion sur l'état de l'art

Cet état de l'art permet de situer dans quel contexte nos travaux de ponction des grosses articulations sous échographie vont se dérouler. La volonté de pouvoir présenter de nombreux cas pathologiques et morphologiques oriente la façon dont nous allons effectuer la coupe et l'affichage de l'image échographique. Se détacher d'une banque d'images échographiques se présente comme la meilleure solution, aux vues des inconvénients majeurs qu'une telle utilisation peut engendrer. En effet, la rigidité des images obtenues, suivant une orientation et avec une sonde particulière, ne permet pas de proposer facilement des variations dans le geste médical effectué. Or, un panel le plus large possible doit pouvoir être proposé aux apprenants pour les préparer à la majorité des situations auxquelles ils seront confrontées, notamment les cas rares qu'ils n'auront pas toujours la possibilité d'observer pendant la formation continue.

La nécessité de proposer des orientations particulières et la contrainte temps réel nous ont dirigées vers l'utilisation du lancer de rayon pour prendre en compte les différentes surfaces et les caractéristiques propres des tissus. Les particularités des images échographiques, comme la granularité, et les structures internes des tissus, comme les fibres, devront aussi être affichées. Une utilisation liant bruit, orientation, et texture de structures particulières sera utilisée.

Concernant l'insertion d'aiguille, la contrainte d'utilisation d'interfaces haptiques nous dirige aussi vers des modèles simples de découplage de force en trois composantes. La séparation usuelle en force de pénétration, force de coupe et force de frottement sera donc utilisée. Par ailleurs, nous prenons le parti pris de ne pas utiliser d'aiguilles flexibles, peu utilisées dans nos cas d'école d'infiltration des grosses articulations telle que l'épaule. Pour améliorer le réalisme de la visualisation de l'insertion d'aiguille, des déformations de tissus seront affichées en temps réel dans la simulation. Elles seront intimement liées à des modèles analytiques reliant la déformation à certaines caractéristiques de l'aiguille (vitesse, diamètre, profondeur) et au tissu (module de Young).

3 Rendu d'une image ultrasonore en temps réel

Dans ce chapitre, nous allons présenter notre démarche pour reproduire un rendu ultrasonore en temps réel. Chacune des particularités visuelles du rendu ultrasonore sera détaillée, en présentant tout d'abord le phénomène physique, puis notre démarche pour le reproduire de façon efficiente.

3.1 La sonoanatomie

La sonoanatomie se réfère à l'apparence des objets anatomiques, et de leurs structures, lorsqu'ils sont vus au travers d'une image échographique. Pour pouvoir reconnaître le type de tissus et situer précisément la zone à étudier, deux composantes sont indispensables : une bonne connaissance de l'anatomie de la zone, ainsi que les différentes caractéristiques acoustiques des tissus à étudier. Les médecins doivent ainsi tout d'abord se projeter dans l'espace pour transposer leur connaissance anatomique 3D en une image 2D, puisque l'image affichée par la sonde échographique est une vue en coupe des tissus. Puis, ils doivent reconnaître les caractéristiques visuelles de chacun des tissus pour identifier précisément les tissus observés.

Une description non exhaustive des différents tissus observables est donnée ci-après, et certains de ces tissus sont observables sur la figure 3.1 :

- *Vaisseau sanguin*. Les veines et les artères sont des structures anéchoïques, c'est-à-dire qu'ils ne réfléchissent pas d'énergie à la sonde, et donc apparaissent noirs à l'image. Ce comportement est aussi visible dans le cas d'inflammation de certains tissus, de par la présence importante de liquide.
- *Nerf*. Les nerfs ont des caractéristiques anisotropes, c'est-à-dire que suivant l'orientation de la sonde, ils apparaîtront puis ou moins clairs à l'image.
- *Muscle*. Les muscles qui nous intéressent sont les muscles striés squelettiques, c'est-à-dire ceux qui permettent le mouvement chez l'homme, et non pas le muscle cardiaque ou la langue par exemple. Ils sont composés de plusieurs

faisceaux (voir figure 3.2), eux-mêmes composés de fibres musculaires. Les muscles et les faisceaux sont revêtus d'un tissu conjonctif appelé l'épimysium pour l'un et le périmysium pour l'autre. Ces tissus sont nécessaires pour protéger le muscle des frottements avec les autres tissus (épimysium), ou assurer le passage des nerfs et de la circulation sanguine (périmysium). Les tissus conjonctifs sont particulièrement importants en échographie puisque leur impédance acoustique permet de définir les frontières du tissu par une zone plus claire sur l'image. L'impédance acoustique sera présentée plus en détails dans la section 3.3. À noter que ces frontières sont bien définies pour des patients jeunes et en bonne forme physique. Chez les personnes âgées, ou en mauvaise forme physique, des tissus adipeux aux alentours des frontières peuvent réduire leur bonne définition.

- *Tendon*. Les tendons sont le prolongement du muscle, et sont aussi recouverts du même tissu conjonctif (l'epimysium). Les tendons sont des tissus fibreux, et l'orientation des fibres est une information visuelle importante dans la reconnaissance de ce tissu.

- *Os*. Si la majorité des tissus observés sont considérés comme des tissus mous, les os, de par leur densité plus importante, possèdent une impédance acoustique très différente des autres tissus. On considérera que les os sont des objets solides, tandis que les autres tissus, composés en majorité d'eau, seront considérés acoustiquement comme des fluides. Les os présentent ainsi une surface très réflective et l'on observe une zone blanche au niveau de cette surface, suivie d'une zone noire ou d'ombre derrière celle-ci.

En dehors des tissus, le praticien doit aussi connaître les caractéristiques ultrasonores de l'aiguille. En effet, l'apparence de l'aiguille sur l'échographie dépend fortement de l'angle que celle-ci possède avec la sonde. Par exemple, l'aiguille A de la figure 3.3 sera peu visible sur l'image mais n'aura pas de réverbération, tandis que l'aiguille C au contraire sera bien visible mais une importante réverbération sera également visible. En effet, la réverbération est un phénomène qui apparaît lorsque l'onde acoustique est prise entre deux surfaces très réfléchissantes. À chaque rebond, une partie de l'énergie est renvoyée à la sonde. Or, le temps de propagation entre les deux surfaces fait apparaître un écho dans l'image. Les aiguilles A, B et C sont dans le plan de coupe échographique, donc tout le corps de l'aiguille sera visible sur l'image échographique. En revanche, si l'aiguille est perpendiculaire au plan de la coupe échographique, on n'observera que la partie de l'aiguille présente dans le plan de coupe (l'aiguille D). On n'observe à ce moment là qu'un point clair intense (hyperéchoïque).

Nous allons maintenant décrire les différentes étapes que nous avons mis en place pour créer le rendu ultrasonore, dans le cadre du développement du simulateur de ponction.

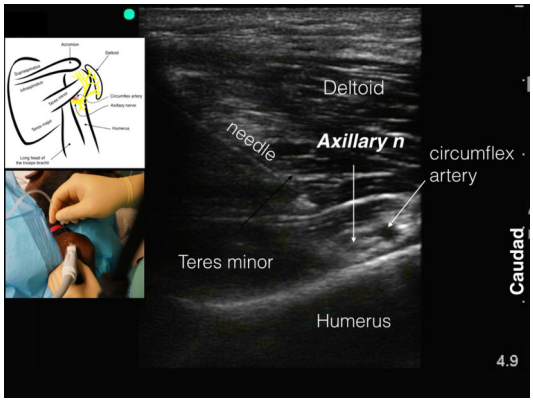


Fig. 3.1.: Différents tissus anatomiques vus sous échographie - Highland Ultrasound.

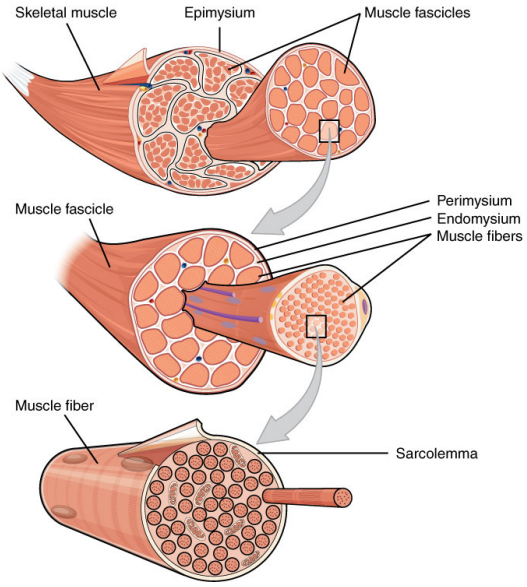


Fig. 3.2.: Composition d'un muscle squelettique
OpenStax — https://cnx.org/contents/FPtK1zmh@8.25:fEI3C8Ot@10/Preface, CC BY 4.0.

3.2 La vue en coupe

L'élément de départ de notre algorithme de rendu est une scène graphique 3D, constituée de modèles 3D. La première étape du rendu échographique sur le simulateur consiste à découper les modèles 3D pour créer la coupe 2D en fonction de

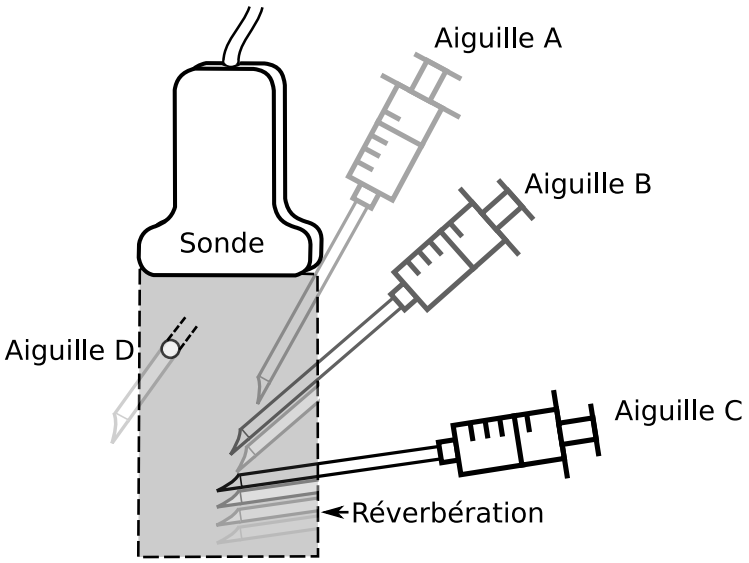


Fig. 3.3.: Différentes orientations possibles pour le positionnement de l'aiguille. L'aiguille C aura un phénomène de réverbération maximale.

la position de la sonde dans la scène. Cette découpe doit être suffisamment rapide pour respecter le caractère temps réel de la simulation. Pour cela, il est nécessaire de définir le type d'objet 3D avec lequel nous travaillons. En effet, il existe des objets 3D surfaciques et des objets 3D volumiques. La surface de ces objets sera toujours considérée comme fermée.

3.2.1 Vue en coupe d'un objet 3D volumique

Un objet 3D volumique est constitué d'éléments volumiques simples, comme des tétraèdres ou des hexaèdres. Ces éléments, appelés couramment éléments finis, permettent de travailler sur des géométries connues lorsque l'on veut effectuer le calcul des efforts sur l'objet 3D volumique. Par ailleurs, la surface de ces objets 3D volumiques est un ensemble d'éléments 2D. Par exemple, pour un volume constitué de tétraèdres, ces éléments de surface sont des triangles. Nous n'allons pas rentrer en détail ici sur l'utilité des éléments finis, mais uniquement comment effectuer une vue en coupe d'un de ces éléments, le tétraèdre.

Un tétraèdre est un polyèdre à quatre faces triangulaires très utilisé dans les éléments finis. Lors d'une vue en coupe, la découpe du tétraèdre peut donner soit un triangle, soit un quadrangle (voir figure 3.4). Ainsi, la découpe d'objets 3D volumiques, s'ils sont constitués de tétraèdres, donne une surface composée de triangles et de quadrangles (voir figure 3.5). Dans le cadre de notre simulation, cette nouvelle surface deviendrait le support d'affichage de l'image échographique.

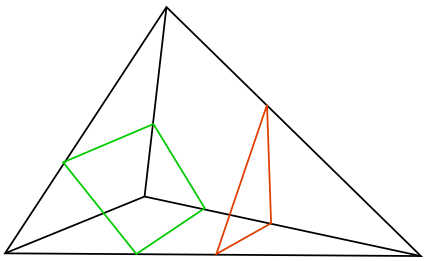
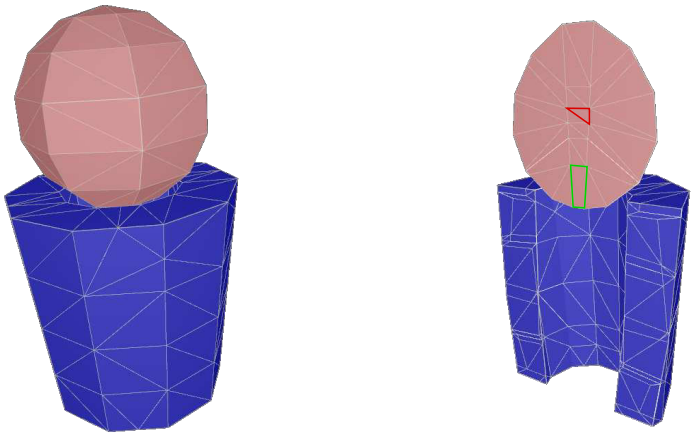


Fig. 3.4.: La découpe d'un tétraèdre peut donner un triangle (en rouge) ou un quadrangle (en vert).



(a) Sphère et cylindre entiers (b) Sphère et cylindre découpés

Fig. 3.5.: Découpe de deux objets tétraédriques, une sphère et un cylindre. La surface issue de la coupe de ces deux objets est composée d'un mélange de triangles (rouge) et de quadrangles (vert).

Pour chaque tétraèdre composant l'objet, l'algorithme de coupe doit effectuer les étapes ci-après :

- vérifier de quel côté du plan de coupe sont situés les points du tétraèdre ;
- si tous les points sont du côté à afficher, ne rien faire ;
- si tous les points sont du côté à découper, détruire tous les points ;
- sinon, transformer le tétraèdre en un nouvel élément avec une frontière triangle ou quadrangle.

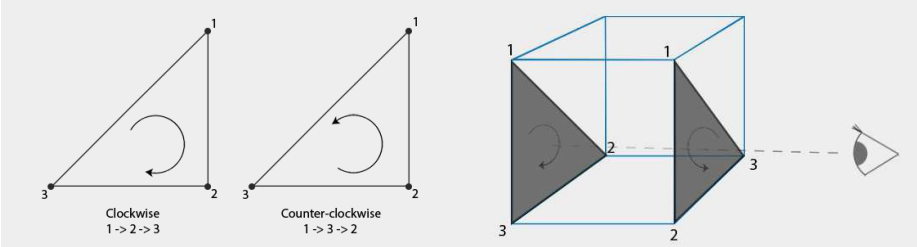
Cependant, cette procédure peut s'avérer coûteuse lorsque le nombre d'éléments augmente fortement. Non seulement il est nécessaire de recalculer la surface à chaque changement du plan de coupe, puisque la sonde échographique peut bouger lors du geste, mais il est aussi nécessaire d'envoyer ces points à la carte graphique (GPU). En effet, le rendu lui-même est effectué sur GPU. Sachant que ce plan de coupe est recalculé à chaque itération graphique dans notre application, cette méthode de vue en coupe a rapidement été délaissée au profit d'une méthode basée graphique, la découpe d'objet surfacique par la méthode *Capping Clipped Solids* [MB05], que nous allons présenter ci-après.

3.2.2 Vue en coupe d'un objet 3D surfacique

Un objet 3D surfacique n'est défini que par sa surface. Il est donc uniquement constitué d'éléments surfaciques et il n'y a aucun élément à l'intérieur de cette surface. On peut obtenir un objet surfacique à partir d'un objet volumique en ne considérant que les éléments 2D composant sa surface. Ainsi, un objet constitué de tétraèdres aura une surface uniquement composée de triangles.

La méthode *Capping Clipped Solids* [MB05] peut être utilisée pour créer la nouvelle surface de la vue de coupe. Nous avons pour cela besoin d'un postulat sur l'orientation des triangles de notre surface (voir figure 3.6). Cette information permet, au moment de l'affichage, de savoir si le triangle que l'on voit est "face avant" ou "face arrière". Dans le cas d'une surface fermée, tous les triangles que l'on doit observer sont en "face avant". En revanche, si l'on crée un plan de coupe, la surface n'est alors plus fermée, et des triangles "face arrière" peuvent être observés. Pour illustrer notre propos, nous allons utiliser en exemple un objet sphérique, dont on va observer sa vue en coupe (voir figure 3.7).

Lors de l'affichage de la vue en coupe, seuls les points d'un côté du plan de coupe sont affichés. Les triangles face avant ont été coloriés en bleu, et arrière en rouge. Ensuite, par soustraction des zones créées par ces éléments dans le repère de



(a) Orientation des triangles.

(b) Triangle vu face avant et face arrière.

Fig. 3.6.: Définition de l'orientation d'un triangle - www.learnopengl.com.

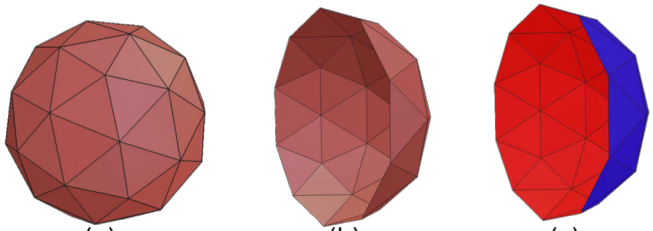


Fig. 3.7.: Un objet 3D sphérique (a) ayant subit une coupe (b). À droite on peut observer les triangles face avant (bleu) et arrière (c)

l'écran, nous obtenons une zone, qui correspond à la surface du plan de coupe. Par ailleurs, si une surface est créée de la même dimension que cette zone, et qui est affichée en même temps que l'objet, celui-ci peut être fermé (voir figure 3.8).

L'inconvénient, et à la fois l'avantage de cette méthode, est que les points qui composent la nouvelle zone ne sont jamais calculés, ni stockés, puisque toutes ces opérations sont effectuées directement sur la carte graphique. Plus de précision sur cet algorithme avec son implémentation grâce à l'API graphique OpenGL pourra être trouvé en annexe A.1. L'algorithme est ainsi rapide, mais cette zone ne peut pas servir telle quelle pour afficher la surface qui va correspondre au plan de coupe. En effet, cette zone n'est qu'un masque qui indique les pixels qui doivent être rendus lors du prochain appel d'affichage, c'est-à-dire la véritable surface, sur laquelle seront affichés nos effets échographiques. Il ne sera affiché à l'écran que la partie de la surface qui correspond à la zone du masque. La surface en elle-même peut être simpliste, comme un simple triangle composé de 3 points. La seule contrainte est que la surface de ce triangle recouvre entièrement la zone du masque (voir figure 3.9). Le résultat est que la surface n'est affichée que dans la zone du masque, et est invisible en dehors de la zone du masque.

Cette vue en coupe d'un objet 3D surfacique possède l'avantage de ne pas recalculer ni d'envoyer de nouveaux points aux buffers de la carte graphique. Elle est donc

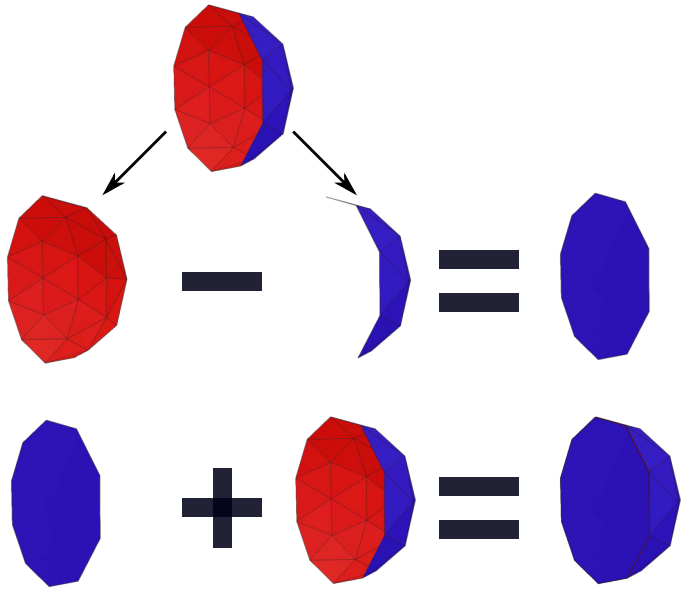


Fig. 3.8.: L'algorithme de création d'une zone correspondant à une nouvelle surface, qui peut fermer l'objet découpé.

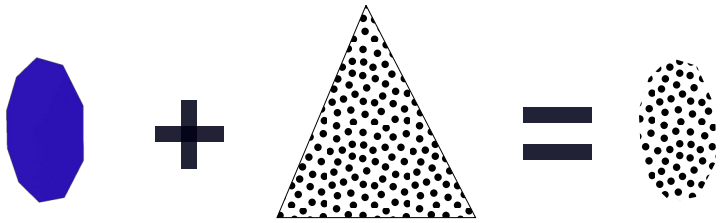
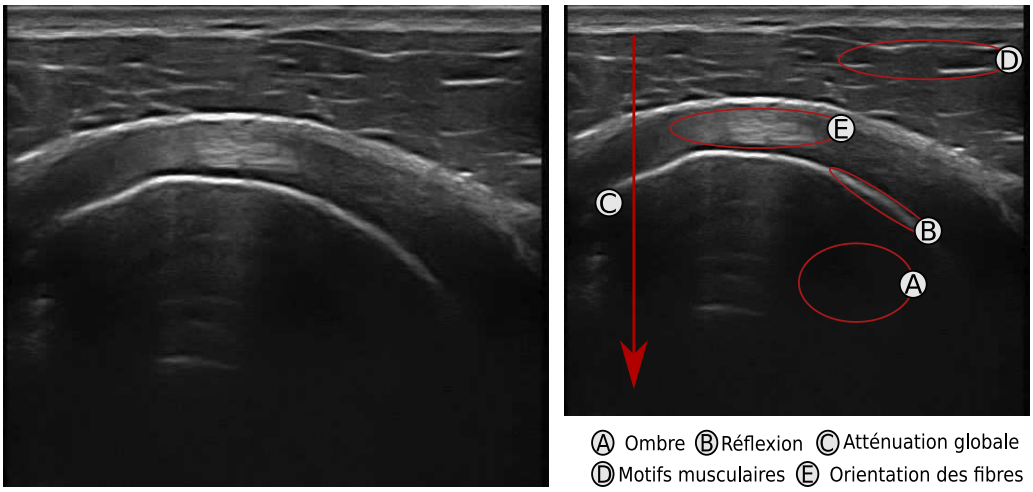


Fig. 3.9.: Principe du masque (en bleu) lors de l'affichage d'un triangle sur lequel un effet a été appliqué.

adaptée à un comportement temps réel de l'application. De plus, elle permet de découpler la partie 3D de l'objet, et la partie surfacique de la coupe. Ainsi, tous les effets échographiques pourront être calculés uniquement sur la surface de découpe, tout en conservant un pipeline graphique classique pour l'affichage des objets 3D. Des calculs, comme des déplacements peuvent donc être effectués en 3D, tout en conservant un affichage en 2D.

3.2.3 Les effets à reproduire

Nous allons maintenant présenter les différents effets appliqués aux images échographiques. Pour mieux illustrer notre propos, considérons l'image de référence de la figure 3.10. Les différents effets que nous voulons reproduire y sont illustrés. Cette image provient de l'échographie de l'épaule d'un jeune homme sain et en bonne santé physique.



(a) Image de référence. (b) Mise en avant des différents effets.

Fig. 3.10.: Présentation des effets à reproduire dans une image échographique.

Nous pouvons observer sur cette figure différents les effets échographiques, que nous expliciterons plus en détails tout au long de ce chapitre :

- (A) *ombre*. L'ombre est importante dans la lecture des images échographiques car elle permet d'identifier des objets denses, comme les os. Elle se repère par une zone sombre étendue ;
- (B) *réflexion*. La réflexion permet d'identifier des interfaces entre les tissus biologiques, et se reconnaît par une forte intensité lumineuse sur ces interfaces ;

- (C) *atténuation globale*. L'atténuation est le phénomène de diminution de l'intensité lumineuse lorsque l'on s'éloigne de la surface (haut de l'image échographique). Elle est aussi responsable du grain échographique (*speckle*) ;
- (D) *motifs musculaires*. Ces motifs sont importants puisqu'ils permettent d'identifier un type de tissus, les muscles ;
- (E) *orientation des fibres*. Les fibres sont importantes dans l'interprétation de l'image puisqu'elles permettent d'identifier des types de tissus (tendon ou ligament), ainsi que leur orientation sur le plan de coupe.

Nous allons maintenant expliciter les méthodes utilisées pour produire ces effets. Pour chacun de ces effets, le phénomène physique sera décrit, puis nous verrons comment le reproduire.

3.3 Les ombres et les réflexions

3.3.1 Le phénomène physique

Le phénomène de réflexion et de réfraction est un phénomène physique issu de la propagation des ondes dans un milieu. Pour les ondes ultrasonores, il est nécessaire de séparer deux milieux disjoints : les milieux du type fluide, et les milieux du type solide. Les tissus mous biologiques sont à majoritairement constitués d'eau, et peuvent ainsi être rapportés à un fluide. Les os, au contraire, comportent une partie minérale importante (l'hydroxyapatite au niveau de leur surface), et sont donc assimilés à un solide. Les interfaces fluide/fluide et fluide/solide sont très différentiables sur une image échographique, car la seconde fait apparaître un phénomène d'ombre. En dessous de la surface avec un os, l'image échographique est sombre, car la majorité des ondes atteignant la surface de l'os sont réfléchies.

Physiquement, au niveau d'une interface entre deux milieux homogènes, l'intensité de l'onde réfléchie I_r va dépendre de l'intensité de l'onde incidente I_i et de l'impédance acoustique des deux milieux Z_1, Z_2. Nous avons :

$$I_r = I_i \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 . \tag{3.1}$$

L'impédance acoustique caractérise la résistance de ce milieu au passage de l'onde ultrasonore. Plus la différence d'impédance est grande, plus l'énergie réfléchie sera donc importante. Par conséquent, plus l'énergie transmise sera faible. C'est ce

phénomène qui forme les ombres en dessous des tissus osseux. Ce phénomène est aussi la raison de l'utilisation de gel échographique pour obtenir des images ultrasonores. En effet, le gel permet d'éviter une transmission directe entre l'air et la peau du patient, et donc de réduire la différence d'impédance acoustique entre les milieux.

Même si les milieux acoustiques tels que les tissus mous ne sont en réalité pas homogènes, les différences acoustiques les plus importantes se retrouvent tout de même aux interfaces entre les tissus. Nous allons utiliser cette information pour calculer les ombres et les réflexions.

3.3.2 Méthode de génération d'ombres temps réel, la carte de profondeur

Si l'on se réfère aux différentes méthodes de génération d'images échographiques présentées dans la section 2.1, vouloir reproduire la physique complète de cette transmission aux interfaces reviendrait à faire de la génération d'image avec lancer de rayons, à l'instar des travaux de Law *et al*. [Law+11]. Pour rappel, la méthode présentée dans ce travail de recherche permettait de construire chaque pixel de l'image échographique en envoyant 2 rayons, 1 vers la sonde et 1 vers la direction opposée. Cependant, ils ont donné au deuxième rayon une distance limite, ajustée à la main pour savoir si le point est dans une zone de réflexion ou non, et calculent ensuite l'intensité de la réflexion en fonction de la différence d'impédance acoustique du milieu atteint.

Nous nous sommes inspirés de cette méthode pour générer les ombres et les réflexions. Cependant, à l'inverse de ces travaux, nous avons choisi de créer des ombres dynamiques à moindre coût de calcul en stockant l'information des interfaces entres les différents milieux dans des textures. Ces textures sont appelées "carte de profondeur" (*depth map*) ou carte des ombres (*shadow map*).

Le principe est de stocker dans une texture la distance du premier élément touché vue par la source lumineuse, pour chaque pixel de la carte de profondeur. Ici, la source est la sonde échographique émettant les ondes ultrasonores. La figure 3.11 illustre ce phénomène. Les pixels d1, d2 et d3 de la carte de profondeur vont par exemple stocker la distance entre la source et le premier obstacle (le cube ou le sol). Puis, pour chaque point de l'image, un test est effectué pour savoir si la distance entre le point et la source est supérieure à la distance stockée dans la carte de profondeur. Si oui, le point est dans l'ombre.

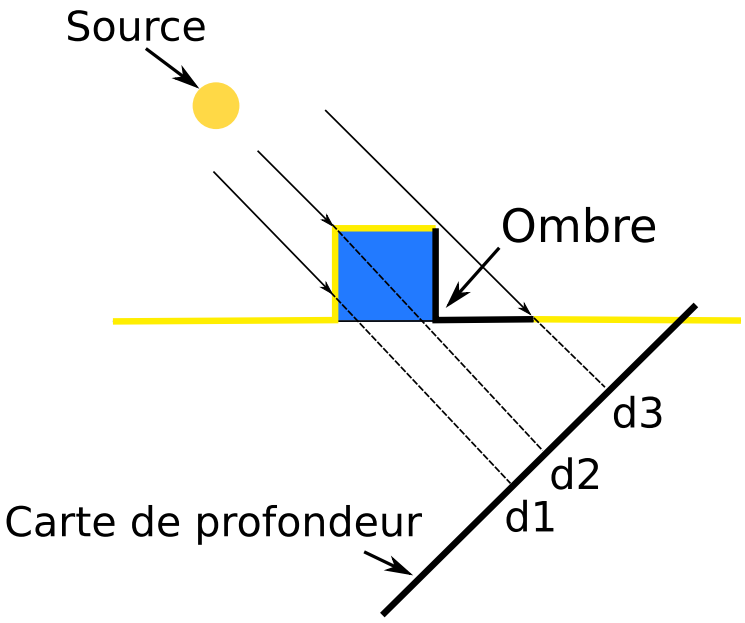
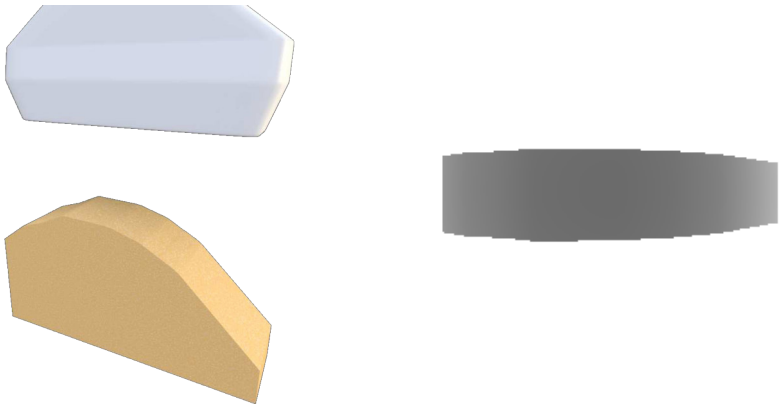


Fig. 3.11.: Principe du remplissage de la carte de profondeur. Chaque pixel de la texture stocke la distance du premier élément touché par la source lumineuse.

Ensuite, pour chaque objet à afficher lors du rendu, la distance de cet objet avec la source lumineuse est calculée. Si la distance est plus grande que la distance stockée dans la carte de profondeur, cela signifie que la source n'atteint pas directement l'objet, et celui-ci est donc dans l'ombre d'un autre objet.

Nous utilisons ainsi cette information pour définir quels objets sont en dessous des tissus osseux, et créer une zone d'ombre lorsque la condition est atteinte. Pour au contraire créer la zone claire de réflexion, nous introduisons un biais de distance sur nos interfaces. Si la zone à afficher est incluse entre l'interface et ce biais, la zone sera plus claire. À l'instar de Law *et al*. [Law+11], la longueur de ce biais par tissu est contrôlable, ainsi que l'intensité de la zone réflexion.

Cette méthode permet de créer, dans une même passe graphique, le phénomène de réflexion et d'ombre. Pour une interface fluide/solide, les ombres et la réflexion sont calculées, tandis que pour les interfaces fluide/fluide, seule la réflexion est prise en compte. Par exemple, la surface d'un tendon apparaîtra comme hyperéchoïque (très claire) mais ne créera pas d'ombre. La carte de profondeur pour un objet de type os est présentée à la figure 3.12. La sonde étant juste au dessus de l'objet, la carte des profondeur est ici une vue du dessus de l'objet. La couleur donne la distance part rapport à la source (ici la sonde). Le blanc correspond à une distance "infinie", et défini donc la frontière de l'objet. Plus le pixel est sombre, plus petite est la distance à l'objet.



(a) Scène 3D avec sonde et os. (b) Carte des profondeur de l'os.

Fig. 3.12.: Carte des profondeurs pour l'élément jaune (os). La source (sonde blanche) est au dessus de celui-ci.

Fig. 3.13.: Crénelage due à la basse résolution de la carte des profondeurs.

Un inconvénient de travailler avec des cartes de profondeur est que la qualité des ombres dépend de la résolution de la texture stockée. Si la résolution est trop basse, un phénomène de crénelage ou d'*aliasing* peut apparaître (voir figure 3.13). Cependant, améliorer la qualité des ombres se fait généralement au détriment de la performance. Dans notre application, nous avons choisi une carte de profondeur avec 2048 x 2048 pixels.

3.4 L'atténuation

Lorsque l'onde ultrasonore se propage, la pression acoustique subit une atténuation de son amplitude globale. L'atténuation regroupe deux phénomènes distincts, l'absorption et la diffusion. Ces deux phénomènes ont été introduits dans le chapitre 1, mais nous allons ici les détailler plus en profondeur.

3.4.1 L'absorption

Le phénomène physique

Lors du passage de l'onde ultrasonore dans les différents tissus biologiques, celle-ci perd de l'énergie. Si l'on néglige la diffusion, les causes de la dissipation d'énergie sont la viscosité et la conduction thermique des milieux. Cette dissipation est perçue sous forme de perte de chaleur et est due à l'amortissement de l'onde ultrasonore au passage dans un environnement de densité variable. Autrement dit, ce processus transforme les vibrations en chaleur. Le coefficient d'atténuation est généralement simplifié en ne prenant en compte que deux facteurs : le matériau traversé et la fréquence de l'onde sonore. Ainsi, le coefficient d'absorption α (en Décibel) permet d'évaluer la diminution d'intensité selon la formule suivante :

$$I_a = I_i \cdot 10^{-\alpha z f/20}, \tag{3.2}$$

où I_i est l'intensité de départ, I_a est l'intensité à une profondeur z.

L'intensité diminue plus rapidement en fonction de la fréquence d'utilisation (environs $15MHz$ pour l'échographie de l'épaule), et en fonction du coefficient α. Ainsi, pour observer les tissus en profondeur, la fréquence de l'onde ultrasonore est diminuée. L'avantage d'augmenter la fréquence (et donc de diminuer la longueur d'onde) est d'obtenir des détails plus précis sur l'image car les structures de l'ordre de grandeur de la longueur d'onde deviennent observables.

En observant les différentes valeurs du coefficient α en fonction des tissus biologiques du tableau ci-dessous, nous pouvons observer que α dépend des tissus traversés. Cependant, dans un ensemble inhomogène de tissus mous, ce coefficient peut être considéré comme une constante à 0.54 dB/(MHz.cm).

Matériau	**α(dB/(MHz.cm))**
Air	1.64
Sang	0.2
Graisse	0.48
Foie	0.5
Muscle	1.09
Tendon	4.7
Tissus mous (moyenne)	**0.54**
Eau	0.0022

Tab. 3.1.: Valeurs du coefficient d'atténuation en fonction du matériau [Cul+10].

Génération de l'atténuation

Partant du postulat d'un coefficient α constant, nous allons utiliser la distance de l'élément à afficher avec la source (la sonde) pour générer l'absorption dans l'image échographique. L'équation 3.2 nous indique que l'absorption ne dépend que de la distance à la source z, une fois que le coefficient d'atténuation α et la fréquence de la sonde utilisée f sont fixés en début de simulation. Il est alors possible de générer cette atténuation dans la même passe graphique que lors du calcul d'ombre et de réflexion. En effet, comme la seule variable utile pour la réduction d'intensité est la distance à la source, et que cette distance est calculée pour savoir si un élément est dans l'ombre d'un autre élément, les informations sont redondantes. Visuellement, les pixels sont assombris en fonction de la distance à la source.

3.4.2 La diffusion

Le phénomène physique

La diffusion est le résultat de la structure interne des tissus biologiques. En effet, ceux-ci contiennent de petites structures, de petits défauts, parfois de l'ordre de grandeur de la longueur d'onde de l'onde ultrasonore. Ces structures sont appelées diffuseurs. Au contact de l'onde ultrasonore, les diffuseurs vont être excités et émettre une onde de plus faible amplitude mais de même fréquence dans toutes les directions. Ces ondes parasites vont créer des interférences destructives et constructives avec les ondes incidentes, et altérer l'amplitude du signal. Suivant la qualité du débruitage et des filtres présents dans les récepteurs de la sonde, ces signaux parasites vont plus ou moins bruiter l'image finale. Visuellement, ces diffuseurs vont créer le grain, ou bruit contenu dans les images ultrasonores.

Pour reproduire une image ultrasonore, il est alors nécessaire de disposer de la carte de ces diffuseurs, c'est-à-dire leur répartition dans chacun des tissus. Pour rappel, la méthode générative classique d'image échographique utilise cette carte des diffuseurs, et effectue une opération de convolution entre les diffuseurs et la réponse impulsionnelle de la sonde. Mais cette méthode demande des calculs intensifs et n'est pas encore prête pour les simulations temps réel. C'est pourquoi nous allons présenter ici une méthode alternative pour générer ce phénomène, sans devoir calculer, ni avoir à disposition préalable la carte des diffuseurs.

Génération de bruit en temps réel

La méthode présentée ici part d'un postulat sur la carte de diffuseur et l'apparence des images échographiques : l'apparence des vraies images échographiques dépend fortement de l'appareil utilisé et de l'efficacité de son débruitage. Suivant celui-ci, l'image apparaîtra plus ou moins bruitée. S'il est nécessaire que ce bruit apparaisse réaliste, dans le cadre de notre simulateur d'entraînement, il n'est en revanche pas nécessaire que ce bruit soit identique aux vraies images échographiques. Ainsi, nous avons choisi d'approximer le bruit ou *speckle* par un bruit de Perlin. Plus précisément, nous nous basons sur une amélioration de l'algorithme de Perlin présenté par Perlin lui-même en 1985 appelé "bruit de gradient" [Per85]. Pour créer ce bruit, une grille virtuelle est plaquée sur la surface échographique, et chaque point de la grille se voit dotée d'un vecteur aléatoire. Puis, pour chaque point (ou pixel) de l'image à l'intérieur d'une case, une interpolation bilinéaire est faite avec les 4 coins de la case pour définir son vecteur de valeur. L'intensité du bruit en ce point est ensuite la moyenne des deux valeurs du vecteur.

Une implémentation GPU de de bruit a été effectuée en 2013 par Inigo Quilez[1] et a été réutilisé dans nos travaux. Cette implémentation présente plusieurs avantages, notamment son caractère temps réel et la faculté de paramétrer l'intensité du bruit et la taille des cellules de la grille virtuelle. Ces paramètres seront par ailleurs importants pour la génération des tissus fibreux.

3.5 L'orientation des fibres

L'orientation des fibres fait partie des enjeux majeurs de notre modèle d'image échographique en temps réel, car elle est considérée nécessaire par les rhumatologues avec qui nous collaborons au sein de notre projet. À notre connaissance, cette orientation n'a jamais été abordée auparavant dans les simulateurs temps réel d'image échographique.

Comme présenté dans la section 3.1, certains tissus biologiques, comme les muscles ou les tendons, présentent des caractéristiques fibreuses importantes. Ces caractéristiques permettent de savoir si le plan échographique se situe le long des fibres ou en revanche perpendiculaire aux fibres. La figure 3.14 montre ces fibres dans le cas d'une image échographique du tendon du long biceps en transversal, et en longitudinal [Plo+18].

[1] https://www.shadertoy.com/view/XdXGW8

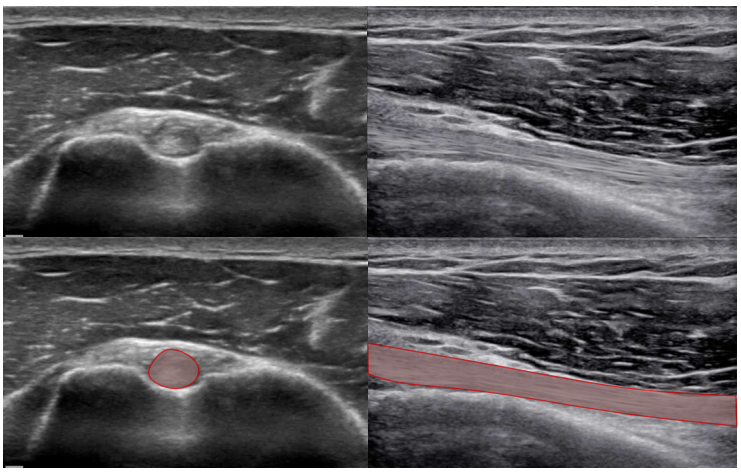


Fig. 3.14.: Différence dans le visuel d'un tissu fibreux, ici le tendon du long biceps. En transversal à gauche et en longitudinal à droite. La géométrie est mise en avant en bas. Image issue de [Plo+18]

On comprend alors que cet effet visuel est indispensable au bon réalisme des images échographiques. Ces effets échographiques étant produits par le nombre important de fibres existantes dans les tissus fibreux, la réponse qui pourrait être présentée par les méthodes usuelles de génération d'images échographiques serait de modéliser l'ensemble des fibres composant un tissu. Cependant, cette modélisation augmenterait considérablement le nombre d'éléments de la scène et donc le nombre de surface à traverser pour créer le rendu. Sans même évoquer le temps de création des différents éléments, il n'est donc pas réaliste de procéder ainsi pour faire apparaître l'information de l'orientation des tissus fibreux. Ce constat a motivé la volonté de créer cet effet, à bas coût de calcul, et sans modéliser l'ensemble des fibres qui constituerait un tissu.

Plusieurs pistes ont été envisagées pour parvenir à produire cet effet. Elles ont ensuite été séparées pour répondre aux différents types de tissus fibreux. En effet, deux types de tissus fibreux, avec des comportements différents sur le visuel échographique, ont été observés : les tissus fibreux larges, comme les muscles, et les tissus fibreux fins, comme les tendons. Nous allons maintenant décrire ces deux approches.

3.5.1 Orientation des fibres dans les muscles

La composition des muscles en faisceaux musculaires a été évoquée dans la section 3.1. Si le contour du muscle lui-même par le tissu conjonctif épimysium a d'ores et déjà été traité dans la section 3.3, la taille importante des faisceaux et la séparation des faisceaux grâce au tissu conjonctif périmysium permet d'obtenir

certains motifs dans le visuel échographique d'un muscle. En effet, l'impédance acoustique du tissu conjonctif permet de facilement différencier les contours des faisceaux.

Les faisceaux eux-mêmes suivent la direction générale du muscle, de part et d'autre de son accroche sur les tissus osseux. Ainsi, on observe des zones de réflexion relativement courtes, qui correspondent environ au diamètre des faisceaux lorsque le plan échographique est perpendiculaire à la direction générale du muscle, tandis que l'on peut observer des zones de réflexion plus longues et dirigées lorsque le plan échographique est au contraire dans la direction du muscle. On peut observer sur la figure 3.15 la différence entre ces motifs.

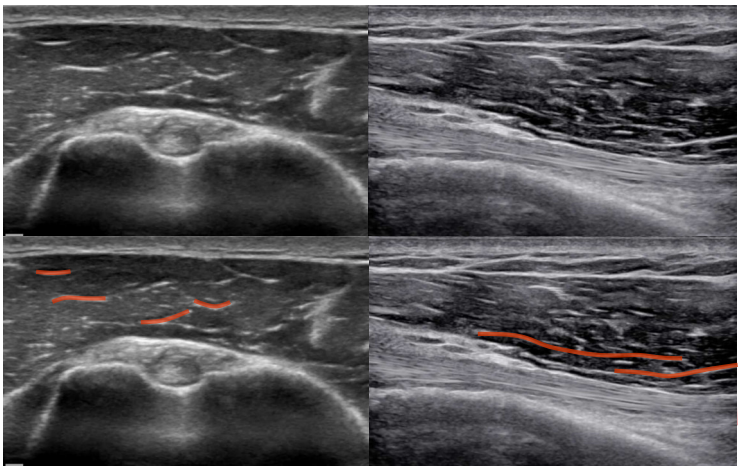


Fig. 3.15.: Différence dans le visuel d'un tissu fibreux, ici le muscle. En transversal à gauche et en longitudinal à droite. La géométrie est mise en avant en bas. Image issue de [Plo+18].

Ces motifs distincts se retrouvent dans les différents tissus musculaires du corps humain et permettent d'orienter le muscle à partir de l'image échographique. Pour recréer ce motif, la synthèse de textures, c'est-à-dire créer une texture à partir d'images échographiques existantes, s'est avérée une méthode efficace. En effet, la possibilité de réutiliser les motifs d'un muscle particulier pour afficher l'orientation de n'importe quel muscle strié squelettique s'est imposée. De plus, la taille relativement imposante de ces structures sur une image échographique complète permet d'utiliser une surface de référence importante dans la génération de la texture, pour rester le plus fidèle possible à la structure de départ. Les textures ont été générées à partir d'un algorithme de synthèse de texture [Har01].

Ainsi, les deux orientations, longitudinale et transversale ont été synthétisées, et stockées dans une banque de textures. Au moment du remplissage des surfaces, l'orientation de la sonde en fonction de la direction du muscle est calculée pour savoir quelle est la texture affichée (voir figure 3.16). Pour pouvoir permettre à des

objets d'avoir une surface plus importante que la taille de la texture, les textures ont été rendu pavables, c'est-à-dire que la texture se répète avec une transition douce.

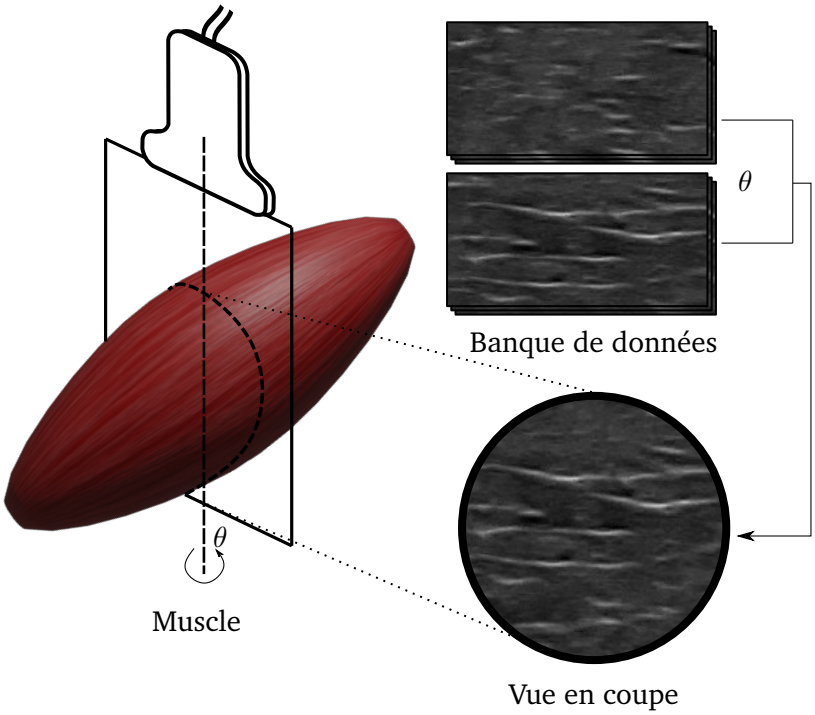


Fig. 3.16.: Création de l'image d'un muscle grâce à l'utilisation d'une banque de textures (longitudinales et transversales) par rapport à l'angle θ.

Cette solution comporte plusieurs avantages et inconvénients. Tout d'abord, elle permet de reproduire des motifs à la fois complexes et orientés des muscles striés, pour prendre en compte le sens de leurs faisceaux et fibres. Elle a en outre l'avantage, tout comme l'interpolation d'image échographique, de produire des motifs réalistes puisqu'ils proviennent de véritables images échographiques. Par contre, au contraire de l'interpolation, il n'est pas nécessaire de prendre un volume échographique, ni d'effectuer l'acquisition sur plusieurs muscles différents. Il existe donc une facilité certaine sur l'acquisition des textures par rapport aux autres méthodes.

Cependant, certains désavantages de l'interpolation se retrouvent dans cette solution : le bruit et l'atténuation présents sur les textures dépendent de la sonde d'acquisition. Nous avons choisi des images échographiques qui étaient déjà fortement débruitées par leur système d'acquisition, pour au besoin pouvoir rajouter du bruit sur ces textures. De plus, pour l'atténuation, il est possible d'éclairer la texture avant de l'utiliser dans une scène, et d'appliquer l'atténuation globale ensuite.

3.5.2 Orientation des fibres dans les tendons

Les tendons sont des tissus biologiques possédant une géométrie particulière : ils sont de forme cylindrique, et possèdent un rayon très inférieur à leur longueur totale. Du fait de leur taille, la synthèse de texture ne fonctionne pas car les données de départ sont insuffisantes. Une autre méthode a ainsi été développée pour pallier ce problème, et qui réutilise le bruit présent dans les images échographiques. Cette méthode lie le bruit et la géométrie particulière des tendons pour créer un effet de flou ("*blur*") orienté en fonction de la géométrie, sur la zone du tendon.

Cette méthode fonctionne en 3 étapes :

- une étape de récupération de la direction des fibres en chacun des points du maillage du tendon. Cette étape est faite hors simulation du rendu de l'image échographique et deux méthodes sont proposées : l'Analyse en Composantes Principales (ACP) et un calcul de courbure à la surface du tendon ;
- une étape de récupération de la zone du tendon à flouter en fonction de l'orientation de la sonde avec stockage de l'information de la direction des fibres dans une texture couleur RGB (*Red Green Blue*) ;
- une étape de flou orienté sur la section bruitée du tendon.

Pour faciliter l'évaluation visuelle des méthodes de calcul de directions des fibres, nous allons discuter des deux derniers points en premier lieu.

Récupération de l'orientation et stockage de l'information

La zone à flouter en fonction de la sonde est donnée au même moment que la création de la vue en coupe. En effet, la sonde crée un plan échographique, qui va correspondre aux dimensions de l'image (ou texture) RGB que l'on va stocker. Sur chaque pixel de cette texture, l'information de la direction des fibres pour la zone correspondant aux tissus fibreux de type tendons est enregistrée.

Nous allons maintenant détailler comment ce stockage d'information de direction dans des textures est effectué. Rappelons que les textures 2D sont des images en deux dimensions qui comportent 4 canaux d'information par pixel : *R,G,B,alpha*. Nous n'allons pas nous intéresser ici au 4ème canal. Ces canaux peuvent prendre une valeur entre 0 et 1. Pour pouvoir stocker un vecteur (x, y, z) normalisé de direction dans cette texture, il est nécessaire d'effectuer un changement de base du vecteur. L'information correspondant à la composante x va être entièrement

stockée dans le canal R de la texture. Ainsi, il est nécessaire de transformer la composante géométrique d'un domaine allant de $[-1,1]$ à $[0,1]$ par la fonction linéaire f bijective suivante :

$$\begin{aligned} f\colon [0,1] &\to [-1,1] \\ t &\mapsto 0.5\,t + 0.5. \end{aligned}$$

Sa bijection est trivialement :

$$\begin{aligned} f^{-1}\colon [-1,1] &\to [0,1] \\ t &\mapsto 2\,t - 1. \end{aligned}$$

Cette manipulation permet de stocker l'information d'un vecteur normalisé de direction pour tous les sommets du maillage dans une texture. Le remplissage des triangles est alors une interpolation bilinéaire des nœuds du maillage (voir figure 3.17). Cette image est ensuite utilisée comme donnée pour effectuer le flou orienté contrôlé.

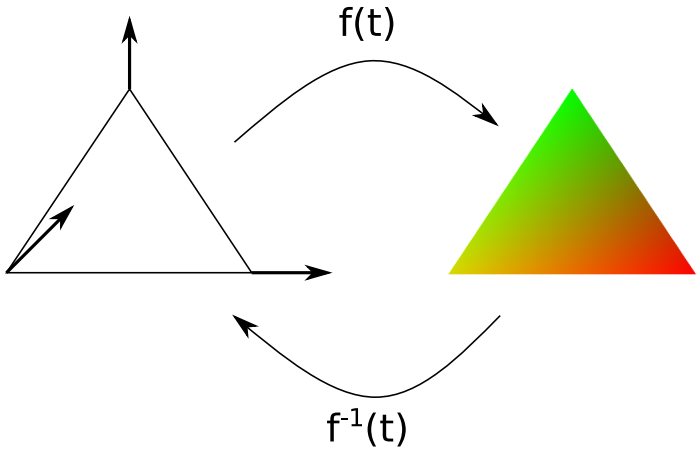


Fig. 3.17.: Transformation de l'information vecteur, contenue dans les sommets, en une information contenue dans une texture.

Flou orienté contrôlé

Nous allons présenter différentes méthodes de flou, pour mieux comprendre le contrôle du flou orienté.

Flou gaussien. Le flou le plus connu est le flou gaussien. C'est un filtre qui agit sur les pixels d'une image pour leur faire subir un post-traitement, c'est-à-dire que ces pixels vont subir une transformation, ou plus exactement un changement de couleur. Dans le cas du flou gaussien, chaque pixel va voir sa couleur dépendre de tous les pixels voisins présents dans un rayon défini. Sa valeur finale va donc être la moyenne (avec poids) de tous les pixels présents dans ce rayon. Numériquement, le rayon correspond à un noyau (ou *kernel*), qui n'est autre qu'une matrice carrée de dimension $2n+1$ avec $n \in \mathbb{N}$. Le bloc central de la matrice correspond au pixel lui-même, et les autres blocs aux pixels avoisinants. La valeur présente dans les blocs correspond aux poids qui vont être donnés sur l'influence des pixels voisins. Par exemple une matrice de flou 3x3 gaussien ($n = 1$) aura la forme suivante :

$$1/16 \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}. \tag{3.3}$$

À noter qu'il est possible de donner une influence plus importante dans une direction particulière, en changeant les poids dans la direction que l'on souhaite privilégier, comme pour la matrice suivante :

$$1/12 \begin{bmatrix} 0.5 & 1 & 0.5 \\ 2 & 4 & 2 \\ 0.5 & 1 & 0.5 \end{bmatrix}. \tag{3.4}$$

Lorsqu'une unique direction est prise en compte, on parle de noyau à une dimension, et il n'est alors plus nécessaire de définir une matrice complète, mais uniquement les valeurs non nulles dans la direction. Lors d'un flou classique, la direction à privilégier peut être définie par l'utilisateur, et elle est généralement la même pour tous les pixels. La méthode suivante permet de prendre en compte une direction particulière pour chacun des pixels.

Flou orienté contrôlé. Le flou est calculé sur GPU à partir de deux données d'entrée : la texture RGB présentée à la section 3.5.2, qui va être la texture de contrôle, et une image ayant subi le bruit présenté dans la section 3.4.2.

Rappelons que la texture RGB possède l'information de la direction des fibres pour chaque pixel de l'image bruité, grâce à la couleur présente sur la texture. La première étape est de transformer la couleur de la texture en un vecteur unitaire de direction grâce à la transformée inverse f^{-1}. Ce vecteur unitaire donne la direction de la fibre à ce pixel. Un flou, grâce à un noyau une dimension dans la direction donnée, est alors effectué. Les poids donnés aux pixels voisins ne suivent pas une

courbe gaussienne, mais sont unitaires. La figure 3.18 montre le résultat de ce flou orienté contrôlé :

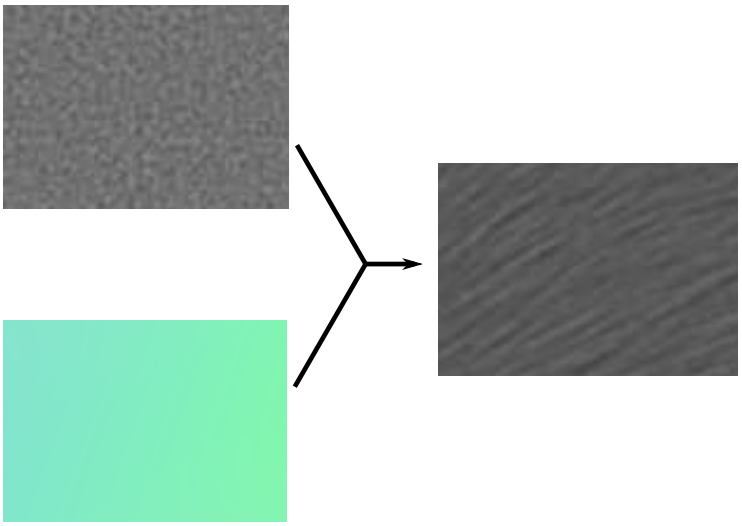


Fig. 3.18.: Flou directionnel à noyau 1D et poids unitaires, contrôlé par une texture RGB.

La création de la texture de contrôle concernant la direction des fibres va maintenant être détaillée.

Récupération de la géométrie des éléments, ACP et calcul de courbure

Cette étape de récupération des informations géométriques peut être effectuée hors simulation du rendu de l'image échographique. Nous n'allons donc pas nous intéresser ici aux performances des algorithmes utilisés.

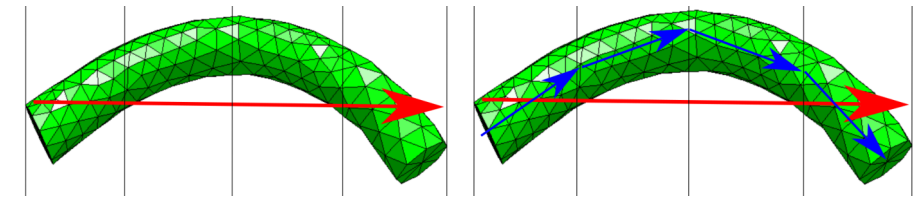
Analyse en Composantes Principales

L'Analyse en Composantes Principales (ACP) est une méthode provenant de l'analyse de donnée statistique. Cette méthode est généralement utilisée pour pouvoir réduire plusieurs variables en un nombre réduit de variables décorrélées entre elles. Ces nouvelles variables sont les composantes principales. Elle permet généralement d'éliminer les variables redondantes et de présenter l'information sous une forme plus synthétique, notamment pour la présenter sous forme visuelle. Elle permet la formation de groupes (ou *clusters*) pour pouvoir classifier des entités.

Cependant, elle peut aussi être utilisée pour faire ressurgir des directions géométriques particulières lorsque l'on manipule des objets 2D ou 3D. En effet, l'ACP permet de compresser les données géométriques dans les directions qui maximisent l'inertie, c'est-à-dire dans la direction où la distance entre les points et un nouvel axe est minimisée. Pour des objets géométriques comme les tendons, cet axe est

justement centré le long du tendon. Les variables manipulées sont alors les composantes (x, y, z) des sommets de l'objet.

Cependant, une ACP unique n'est pas suffisante pour définir la courbure. Comme on peut l'observer dans la figure 3.19, une première ACP va définir la direction générale du tendon et va permettre de compartimenter le tendon en zones de plus petites tailles, pour que la direction principale donnée par d'autres ACP soit plus précise et suive au plus près la courbure du tendon.



(a) Première ACP (b) ACP successives

Fig. 3.19.: Séparation d'un maillage en zones grâce à une première ACP (a) et directions principales des sous-zones (b).

Ensuite, pour stocker l'information de direction, chaque sommet du maillage reçoit la valeur du vecteur directeur principale de la dernière ACP qui a été effectuée, autrement dit, le vecteur qui correspond à l'axe maximisant l'inertie des sommets.

Nous allons prendre l'exemple d'un tendon factice (voir figure 3.20), qui n'est autre qu'un cylindre dont un des disques a été élevé. Une transition douce a été faite dans cette translation.

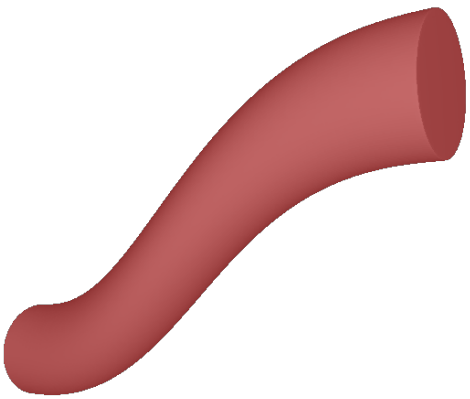
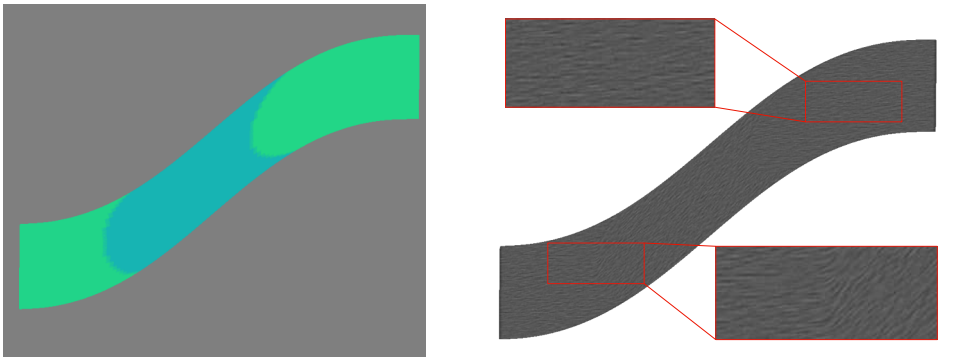


Fig. 3.20.: Tendon test pour les calculs de l'orientation des fibres.

La figure 3.21a présente le résultat obtenu après avoir décomposé le tendon en 3 sous-zones. À noter que cette figure présente une vue en coupe dans le sens de la longueur. La couleur grise autour de la forme géométrique correspond à un vecteur de direction nulle.

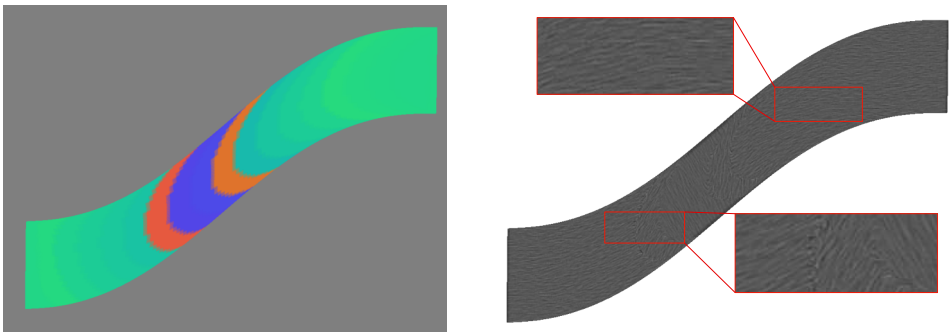


(a) Texture avec information de courbure

(b) Résultat du flou orienté avec zooms

Fig. 3.21.: ACP pour un cylindre surfacique avec courbure. Cas de 3 sous-zones d'ACP supplémentaires. Texture de contrôle (a) et flou orienté contrôlé (b).

On peut observer une discrétisation dans les valeurs de couleurs données à chaque point du sommet. Cette discrétisation correspond aux zones où les ACP secondaires sont effectuées. Pour améliorer le résultat, on pourrait penser diminuer la taille de la zone dans laquelle l'ACP est effectuée, et donc augmenter le nombre d'ACP supplémentaires(voir figure 3.22). Cependant, si la zone comporte trop peu de points, cela augmente le risque que l'ACP trouve une maximisation de l'inertie qui ne correspond pas à l'orientation réelle du tendon, comme on peut l'observer sur le milieu du maillage test.

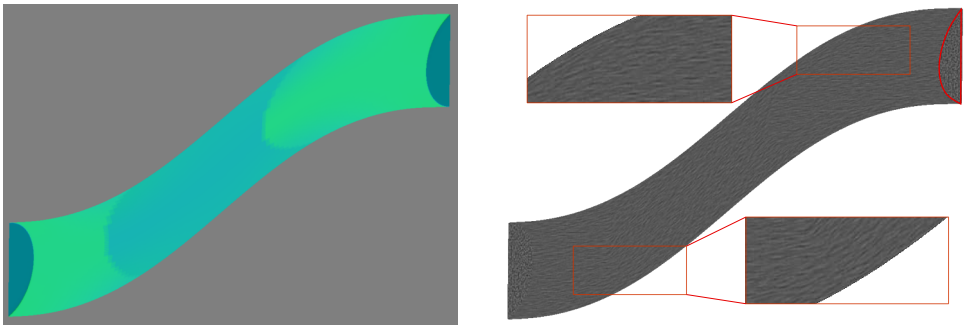


(a) Texture avec information de courbure

(b) Résultat du flou orienté avec zooms

Fig. 3.22.: ACP pour un cylindre surfacique avec courbure Cas de 20 sous-zones d'ACP supplémentaires. Texture de contrôle (a) et flou orienté contrôlé (b).

Une autre solution pour diminuer cette discrétisation consiste à projeter la composante associée à chaque sommet dans le plan tangent du triangle. Ainsi, la direction donnée par l'ACP suit les directions données par la surface de l'objet. L'effet est surtout visible dans les zones de transition et sur les côtés du cylindre. On peut aussi observer que les extrémités du tendon, dont les triangles ont leur vecteur tangent perpendiculaire à la direction principale, n'ont pas de flou.



(a) Texture avec information de courbure

(b) Résultat du flou orienté avec zooms

Fig. 3.23.: ACP pour un cylindre surfacique avec courbure avec 3 sous-zones d'ACP supplémentaires. Un redressement par projection sur le plan tangent des triangles a été effectué. Texture de contrôle (a) et flou orienté contrôlé (b).

Cette dernière solution utilise une nouvelle information géométrique, qui est le plan tangent des triangles qui compose la surface du cylindre. Nous allons voir que la méthode suivante de calcul de courbure prend aussi en compte ces informations géométriques locales pour trouver l'orientation des fibres. En effet, un désavantage de l'ACP et qu'elle ne donne que des informations de géométrie globale (la direction principale).

Calcul de courbure

Le calcul de courbure et notamment la direction des courbures principales est un champ de recherches de la géométrie différentielle. Nous n'allons pas détailler ici les différentes méthodes existantes mais expliquer les termes utilisés et présenter rapidement la méthode retenue.

Pour une surface, le terme de courbure est définie en un point de la surface, dans une direction particulière. Soit X un point de la surface, N la normale en ce point et $df(X)$ une direction quelconque dans le plan tangent. Si l'on considère le plan défini par N et $df(X)$, alors la courbure κ_n au point X est appelé la courbure normale dans la direction $df(X)$ (voir figure 3.24).

Deux courbures normales particulières aident à définir la géométrie de la surface en un point : la courbure normale maximale κ_1 et la courbure normale minimale

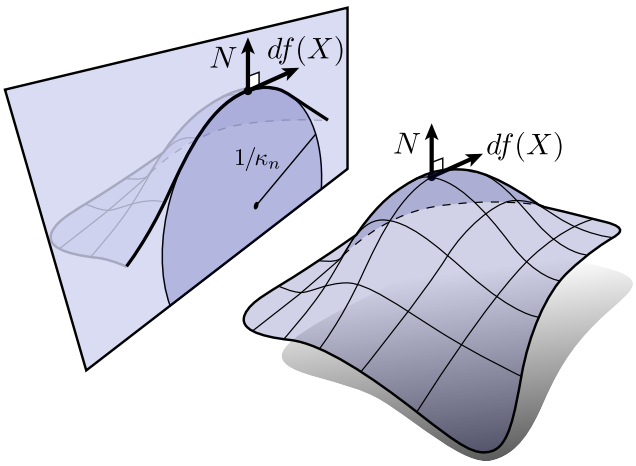


Fig. 3.24.: Courbure normale - http://brickisland.net, licence (CC BY-NC-ND 3.0).

κ_2. Les directions correspondantes à ces deux courbures particulières s'appellent les directions principales (voir figure 3.25).

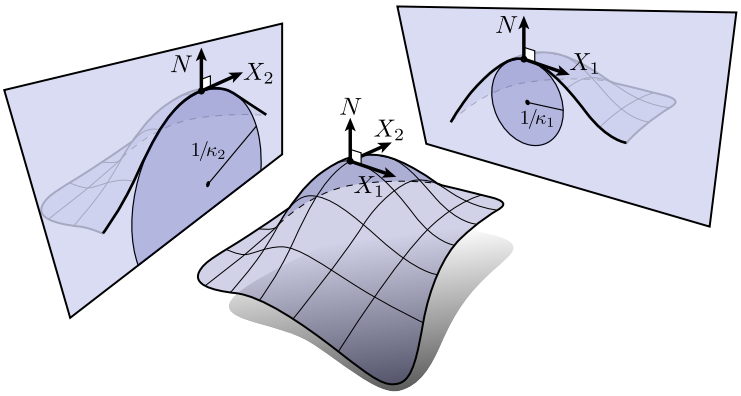


Fig. 3.25.: Directions principales de courbure - http://brickisland.net, licence (CC BY-NC-ND 3.0)

Ces directions sont particulièrement importantes pour les surfaces de la géométrie particulière des tendons. En effet, de par leur forme cylindrique, la direction principale minimale correspond exactement à la direction de l'orientation des fibres.

Pour pouvoir trouver cette direction principale minimale, l'algorithme présenté par Panozzo *et al.* [PPR10] a été utilisé, au sein de la librairie IGL [2], car celui-ci fonctionne pour des maillages triangulaires surfaciques. L'objectif est, pour chaque sommet du maillage, de récupérer les sommets voisins dans un rayon donné, et de trouver le polynôme de degré 2 qui ajuste la meilleure surface. Il suffit ensuite de récupérer pour cette surface les courbures normales minimale et maximale. Une fois la direction principale minimale récupérée, celle-ci est, comme pour l'ACP,

[2] https://libigl.github.io/

stockée dans un vecteur normalisé à 3 dimensions. Le résultat final de ce calcul de courbure et du flou orienté contrôlé correspondant est présenté à la figure 3.26. On peut observer sur cette figure les différentes étapes d'affichage de l'orientation des fibres. Tout d'abord, le calcul de la courbure minimale est effectuée en amont. Ensuite, lors de la coupe du tendon, deux images sont extraites : la coupe avec l'ajout d'un bruit de Perlin, et la coupe avec la texture de contrôle. La texture de contrôle est ensuite utilisée pour lisser le bruit de Perlin dans la direction correspondante.

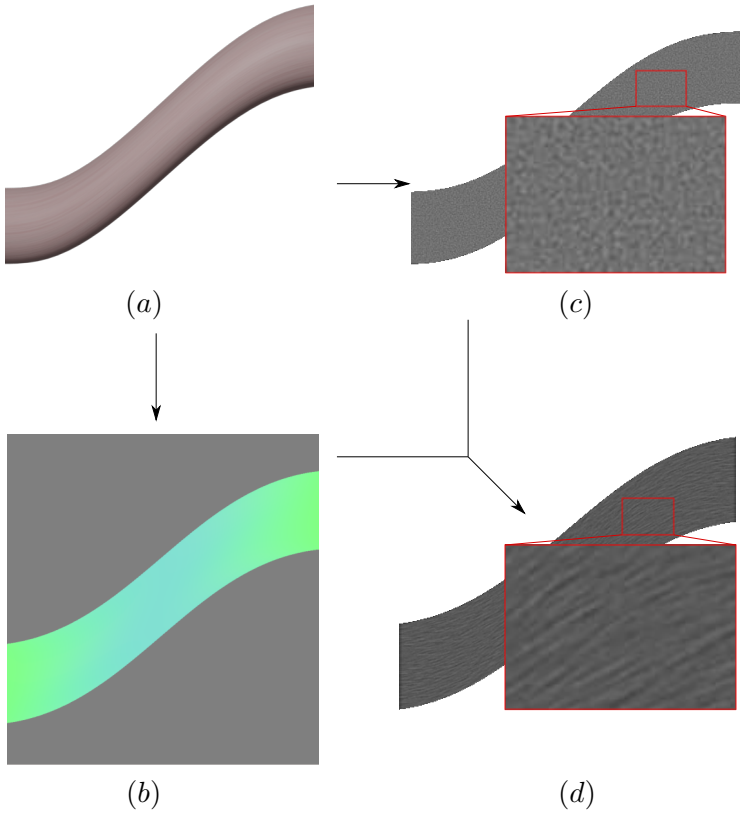
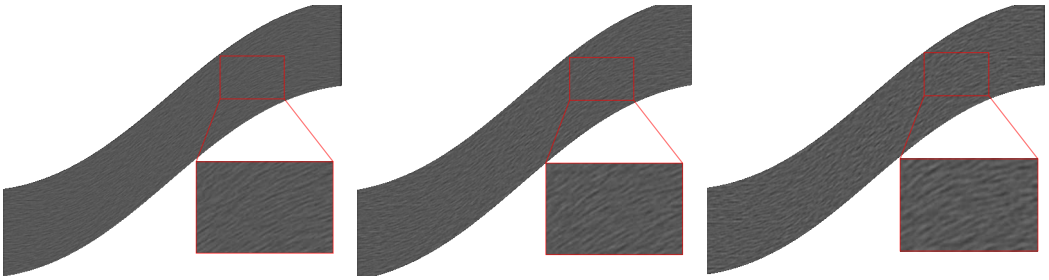


Fig. 3.26.: Calcul de courbure du tendon (a) et stockage dans la texture RGB (b). La coupe bruitée du tendon (c) subit le flou orienté contrôlé (d)

On observe que la direction est lissée, et que le flou orienté contrôlé crée bien visuellement une impression de fibres, avec une orientation correcte par rapport à la géométrie du tendon. Rappelons que l'intensité du bruit et la distribution du bruit de l'image originale est paramétrable, ce qui peut permettre de créer des fibres plus ou moins visibles ou avec une épaisseur différente. Ces réglages sont effectués sur l'intensité et la taille du grain du bruit.

On peut ainsi observer sur la figure 3.27 différentes tailles de fibres.



(a) Fibres fines (b) Fibres moyennes (c) Fibres larges

Fig. 3.27.: Différentes tailles de grains induisent différentes tailles de fibres.

Choix entre ACP et calcul de courbure

Le calcul de courbure, grâce aux informations locales, permet d'obtenir des résultats qui suivent au plus près la forme du tendon, avec un gradient de couleur dans les changements de directions plus lisses et uniformes, au contraire de l'ACP où les changements de directions sont visibles. C'est donc la première méthode qui a été retenue pour produire des fibres dans un rendu échographique temps réel. Cependant, cette méthode possède le désavantage de nécessiter des maillages denses, car il est nécessaire de posséder un nombre important de sommets voisins pour ajuster au mieux la surface. Panozzo *et al*. conseillent une cinquantaine de voisins pour des résultats de qualité. Pour des maillages éparses, où l'information locale est de mauvaise qualité, l'ACP pourra être utilisée.

3.5.3 Flou radial

Le flou radial n'est réellement visible que pour les échographies profondes avec des sondes convexes, comme les échographies abdominales. Cependant, on peut aussi observer un étalement de l'image échographique sur les côtés dans les zones les plus en profondeur. Cela est dû à la résolution spatiale des sondes échographiques. Pour reproduire cet effet et pouvoir s'adapter à la simulation d'une échographie avec une sonde convexe, un flou radial a été ajouté à l'image. Ce flou est réalisé dans une étape de post-traitement en affichant l'image originale plusieurs fois avec un décalage radial. Le centre de rotation est donné par la sonde, et plus la rotation est grande, moins l'image a de poids dans le rendu final (voir figure 3.28).

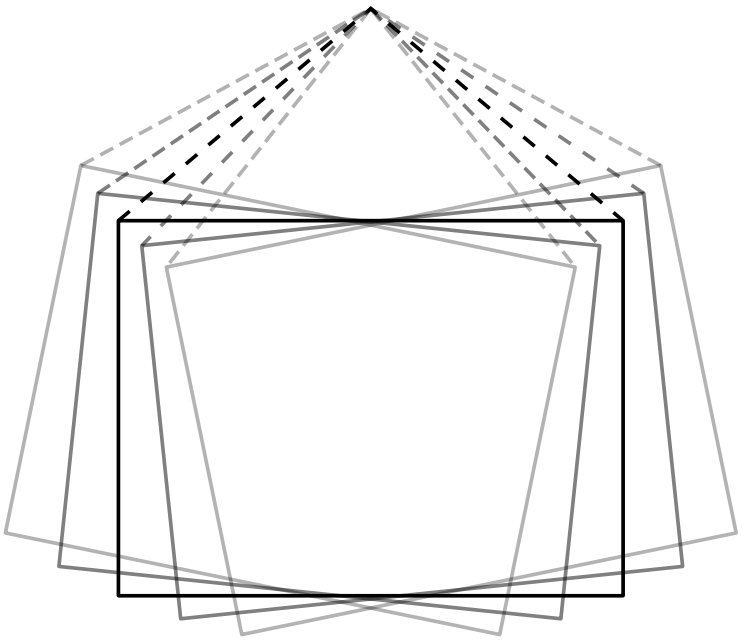


Fig. 3.28.: Flou radial : affichage de l'image avec décalage radial et opacité décroissante.

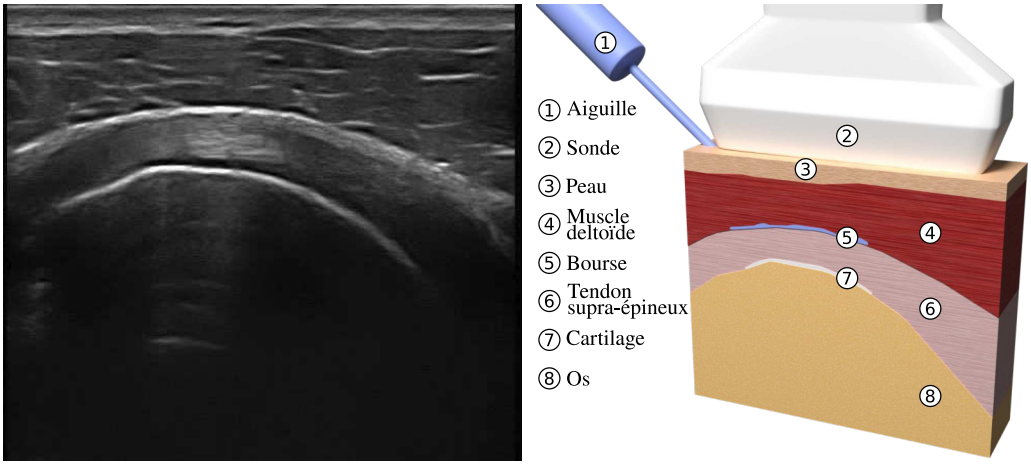
3.6 Résultats

Nous allons maintenant observer les résultats que nous avons obtenus pour les différentes étapes du pipeline graphique pour récréer une image échographique à partir d'une scène simplifiée de l'épaule. Cette image de référence, déjà présentée plus tôt, provient donc d'une image échographique d'une épaule jeune et en bonne santé. Ainsi, les interfaces des tissus sont bien démarquées. La scène a été créée par segmentation des différents tissus présents sur l'image pour former une surface 2D. Cette surface a ensuite été extrudée pour former une scène 3D et comporte 4 004 tétraèdres. L'image de référence et la scène correspondante peuvent être observées sur la figure 3.29.

Sur cette image de référence, on peut observer les différents effets que l'on souhaite mettre en avant lors de ce rendu échographique. Pour plus de visibilité, ils ont été soulignés sur la figure 3.30.

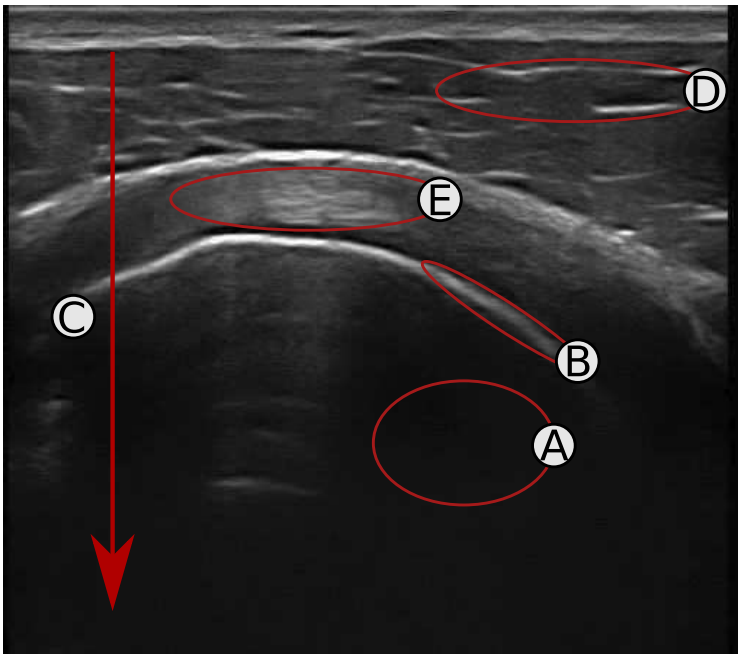
Le modèle a subi les différentes étapes de rendu présentées dans cette section, dans l'ordre suivant :

- stockage des cartes de profondeur pour les ombres et les réflexions, en fonction de la position de la sonde échographique ;
- découpe de l'objet 3D pour former la surface 2D correspondant au plan de coupe de la sonde échographique ;



(a) Image de référence (b) Scène reconstruite et légende

Fig. 3.29.: Création de la scène à partir de l'image de référence.

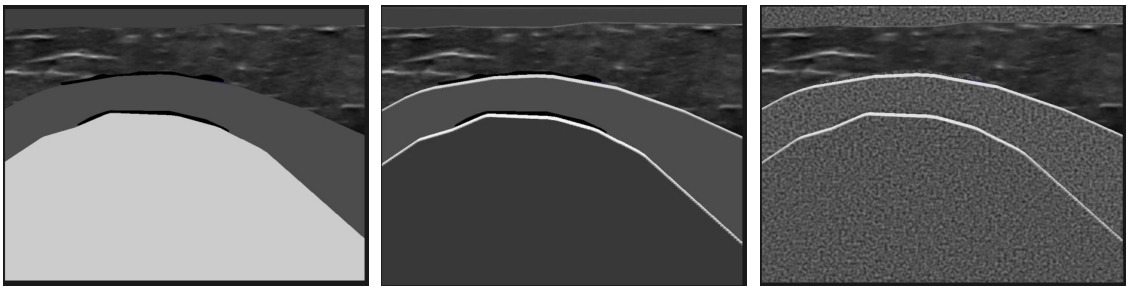


Ⓐ Ombre Ⓑ Réflexion Ⓒ Atténuation globale
Ⓓ Motifs musculaires Ⓔ Orientation des fibres

Fig. 3.30.: Mise en avant des différents effets échographiques. Le bruit (*speckle*) est présent sur toute l'image.

- ajout de texture pour les tissus musculaires (voir figure 3.31a) ;
- ajout des ombres et des réflexions (voir figure 3.31b) ;
- ajout du bruit (voir figure 3.31c) ;
- enregistrement de la texture 2D RGB pour stocker l'information de courbure des tissus fibreux en fonction de l'orientation de la sonde échographique (voir figure 3.31d) ;
- ajout de l'atténuation ;
- stockage de l'image ainsi créée ;
- post-traitement d'ajout du flou orienté contrôlé et du flou radial (voir figure 3.31e et figure 3.31f).

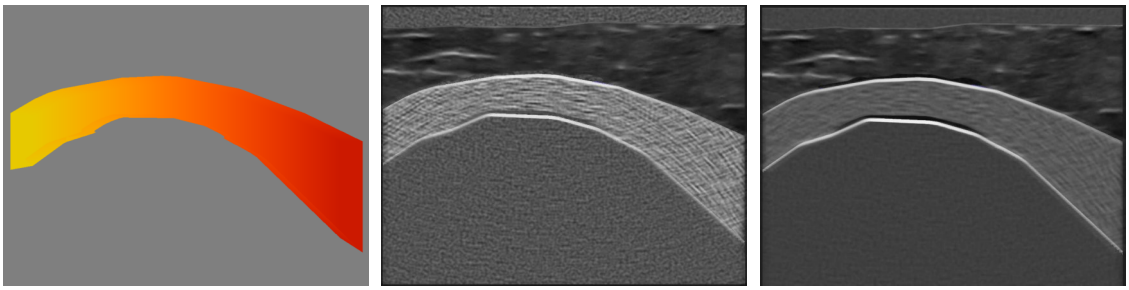
Le résultat visuel est disponible à la figure 3.31. L'effet d'atténuation n'a pas été mis sur ces images, pour plus de visibilité.



(a) Texture musculaire et couleurs uniformes

(b) Ajout des ombres et de la réflexion

(c) Bruit seul (sans ombres ou couleur uniforme)



(d) Texture 2D RGB du tendon

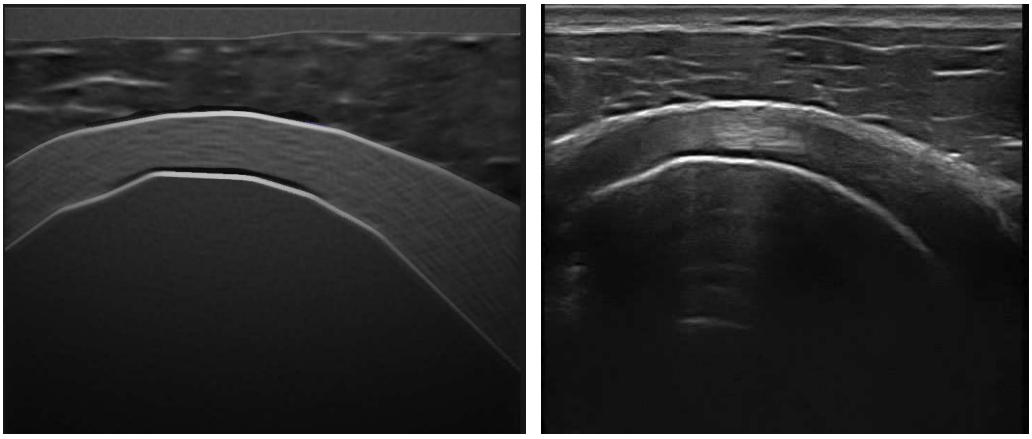
(e) Flou orienté contrôlé et flou radial avec un bruit seul

(f) Flous pour un bruit mixé avec les ombres et couleurs uniformes

Fig. 3.31.: Les différents effets échographiques obtenus à chaque étape du rendu ultrasonore de la scène simplifiée de l'épaule. Le contraste a été modifié et l'atténuation non ajoutée pour améliorer la visibilité des effets.

Une fois l'effet d'atténuation ajouté, nous obtenons l'image finale de la figure 3.32a, mise en comparaison avec la figure 3.32b de référence. Nous pouvons vérifier que les différents effets normalement présents sur une image échographique sont bien reproduits :

- les ombres (A) et les réflexions (B) aux interfaces des tissus ;
- le bruit (*speckle*) - sur toute l'image ;
- l'atténuation (C) ;
- l'orientation des fibres musculaires (D) par la texture sont visibles, notamment la réflexion des tissus conjonctifs ;
- l'orientation des fibres dans le tendon (E) sont visibles pour définir son orientation.



(a) (b)

Fig. 3.32.: L'image finale échographique avec l'atténuation (gauche) et l'image de référence (droite).

3.7 Remarques et conclusion sur le rendu échographique

L'avantage de la méthode proposée est qu'elle est entièrement adaptée au rendu sur carte graphique, et que la majorité des effets sont paramétrables directement lors de la génération de l'image pour changer le rendu des différents tissus. Ces effets regroupent les différentes particularités observables sur une véritable image échographique : les ombres, les réflexions, le grain de l'image échographique, l'atténuation,

ainsi que les structures internes des tissus orientés, comme les muscles et les tendonss. Cette dernière caractéristique n'a, à notre connaissance, jamais été mise en avant dans une simulation de rendu échographique temps réel.

La génération d'image est imbriquée au sein d'une simulation d'insertion sous échographie, elle-même en temps réel, mais nous verrons cela plus en détail dans la section 5.3.3 performance. De plus, le pipeline est adapté et automatisé pour n'importe quelle scène, tant que les modèles 3D ont été créés au préalable. Cela signifie que le rendu de plusieurs morphotypes ou pathologies est possible, comme l'inflammation de la bourse sous deltoïdienne (gonflement de la bourse). Mais aussi, la méthode est adaptable à d'autres articulations, et à d'autres moyens de visualisation de coupe 2D, comme la tomographie. Il serait alors nécessaire de retravailler le visuel pour correspondre à ce type de méthode, mais le principe de découpe et d'affichage de l'orientation de fibres resterait identique. L'avantage d'une méthode de génération basée modèle est qu'elle permet de reproduire de nombreux effets et de nombreux cas sans être tributaire de bases de données imposantes et souvent difficiles à remplir. La méthode n'est cependant pas dépourvue d'inconvénient.

Par exemple, nous pouvons observer que certains tissus sont relativement différents entre les deux images. Notamment l'hypoderme (entre la peau et le muscle) n'a pas subi d'effet plus poussé que l'ajout de bruit et la réflexion de l'épimysium. Nous discuterons dans la section 6.2 Perspectives de l'ajout de structures qui se rapportent à ce tissu, qui possède plus ou moins de tissus adipeux (la graisse) selon les endroits et la morphologie des personnes.

Un autre effet est aussi présent sur cette image, la réverbération discutée dans la section 3.1. En effet, on peut observer qu'à l'endroit où la surface du tendon est presque à l'horizontale, l'intensité de l'image est plus grande. Cela est dû aux surfaces de forte réflexion entre l'os et le tendon, et que les surfaces font face à la direction de propagation de l'onde ultrasonore. Alors, la majorité de l'énergie est renvoyée à la sonde, et la zone apparaît plus intense. Cette réverbération n'est cependant pas primordiale à la bonne lecture de l'image échographique et n'a pas été étudiée dans le cadre du simulateur d'échographie.

Rappelons que le simulateur n'est pas un simulateur d'apprentissage de la lecture d'images échographiques, mais un simulateur d'apprentissage du geste sous échographie. Cela veut dire que ce qui est recherché est une qualité d'image suffisante pour le réalisme du geste. Le geste doit donc avoir une influence sur l'image échographique. L'interaction des outils médicaux sur l'image échographique va maintenant être détaillée, grâce à la déformation des tissus lorsqu'ils subissent la pression de la sonde ou le déplacement de l'aiguille.

4 Déformation des images échographiques

Les déformations des tissus biologiques induites par les dispositifs médicaux, comme la sonde et l'aiguille, lors d'une infiltration ou ponction sous échographie sont des informations importantes. En effet, les rhumatologues peuvent juger de l'élasticité de certains tissus grâce à une pression de la sonde et ainsi identifier à quelle famille de tissu biologique il appartient. Par exemple, les veines se déforment facilement sous la pression, tandis que les artères ne se déforment presque pas. Par ailleurs, les épanchements de liquide, synonyme d'inflammation, peuvent être "chassés" par la pression de la sonde : le liquide se déplace, et les zones biologiques deviennent plus identifiables. Les déformations contribuent à une meilleure lecture de l'image échographique.

Les déplacements dus à l'aiguille sont également une source d'information. En effet, lors du passage de l'aiguille dans les tissus biologiques, ceux-ci vont se déplacer et modifier l'image échographique. Cela est particulièrement intéressant lorsque le rhumatologue perd l'aiguille de vue, ou que celle-ci n'est presque pas visible sur l'image échographique. Il peut alors effectuer un mouvement de va-et-vient avec l'aiguille, et les tissus alentours affectés par ce déplacement de l'aiguille vont pouvoir être détectés sur l'image, ce qui permet d'identifier la zone où se situe l'aiguille. Les déplacements permettent ainsi de situer l'aiguille, même quand celle-ci n'est pas directement visible dans le plan échographique. Cette perte de visibilité peut être dangereuse pour le patient car alors, l'aiguille pourrait toucher des structures sensibles.

Ainsi, dans le cadre d'un simulateur d'apprentissage du geste de la ponction, il est nécessaire de reproduire les déformations dues à la sonde, et celles dues à l'aiguille. Ces deux dispositifs médicaux sont par ailleurs manipulés dans le simulateur par l'intermédiaire d'interfaces haptiques, qui possèdent leurs propres contraintes.

Dans ce chapitre, nous allons ainsi tout d'abord discuter des interfaces haptiques et des particularités qu'elles représentent, puis nous verrons comment utiliser les informations fournies par ces interfaces lors du geste pour déformer l'image échographique. Cette déformation, calculée en 3D, sera appliquée directement sur les

pixels de l'image échographique dont la réalisation a été présentée au chapitre précédent.

4.1 Les interfaces haptiques

Les interfaces haptiques dont nous allons parler sont des dispositifs robotiques tactilo-kinesthésiques qui permettent une communication entre un opérateur et un environnement virtuel. Les interfaces utilisées permettent de rendre des efforts lors de la manipulation d'objets virtuels dans la scène. C'est-à-dire que l'utilisateur ressent une sensation tactile qui correspond à une réelle manipulation de l'objet. Ainsi, pour la sonde par exemple, l'utilisateur ressent les contacts de celle-ci avec les tissus biologiques de la scène.

4.1.1 Contraintes des interfaces haptiques

Le travail avec les interfaces haptiques n'est pas sans contraintes. En effet, la sensation haptique ou tactile est bien plus sensible temporellement que d'autres sensations, comme la vue. Là ou un œil humain perçoit une animation comme fluide aux alentours de 25 images par seconde, le corps perçoit kinesthétiquement un mouvement comme fluide aux environs de 1000 Hz. Cela implique que les itérations de la partie haptique de la simulation puisse se mettre à jour à cette vitesse pour éviter toute sensation de vibration.

La première étape est donc de séparer les différentes parties du programme en fils d'exécution, pour éviter que la partie haptique n'attende qu'un autre fil ne finisse. En effet, la partie visuelle du programme, par exemple, n'a aucun besoin de tourner à ces fréquences, puisque l'œil humain ne perçoit pas la différence.

La deuxième étape est de trouver des algorithmes performants pour mettre à jour les forces à renvoyer à l'utilisateur en fonction des mouvements de celui-ci dans la scène. Une des premières interactions de celui-ci avec son environnement est la collision de l'objet haptique virtuel avec les objets virtuels de la scène. C'est pourquoi nous allons tout d'abord détailler l'algorithme de collision, puis séparer le comportement de l'aiguille et de la sonde pour le calcul du retour d'effort. En effet, l'aiguille, au contraire de la sonde, pénètre dans les tissus biologiques, et donc a un comportement différent une fois à l'intérieur du tissu.

4.1.2 Détection de collision

La détection de collision est particulièrement importante pour connaître avec précision le point de contact de l'objet haptique avec les objets virtuels de la scène. En effet, les efforts renvoyés à l'utilisateur vont fortement dépendre de ce point de collision. La même détection de collision a été mise en place pour la sonde et pour l'aiguille, et la seule contrainte est que le point de la collision soit détecté précisément. Il existe plusieurs méthodes pour trouver le point de collision de l'objet, notamment des méthodes par interpénétration de volumes, ou des tests de plus petite distance avec la surface, une fois à l'intérieur de l'objet.

Le problème de ces méthodes est qu'elles ne prennent pas en compte la direction du mouvement, et peuvent se révéler inexactes sur le véritable point de pénétration. Prenons l'exemple de la figure 4.1 qui illustre la détection de collision d'une aiguille ayant une vitesse $\mathbf{v}$. Si l'algorithme de détection se lance une fois que la pointe de l'aiguille est détectée à l'intérieur du tissu, on peut déduire un point de collision en cherchant la plus petite distance à la surface de tissu pour donner le point C. On peut aussi chercher ce point à l'intersection du corps de l'aiguille et de la surface du tissu, cela donne le point B. Mais aucun des deux points ne prend en compte la direction du mouvement de l'aiguille.

En effet, le véritable point d'intersection est en réalité le point A. Il est calculé en tant qu'intersection d'un rayon correspondant au vecteur vitesse de la pointe avec les triangles de la surface du tissu. Par ailleurs, pour que cette intersection réponde au besoin de la mise à jour rapide de l'haptique, une structure accélératrice du type BVH (*Bounding Volume Hierarchy*) permet de détecter précisément et rapidement le point d'insertion. Celui-ci est calculé et stocké comme le barycentre des 3 points du triangle subissant l'intersection, suivant l'algorithme présenté par Möller *et al.* [MT05].

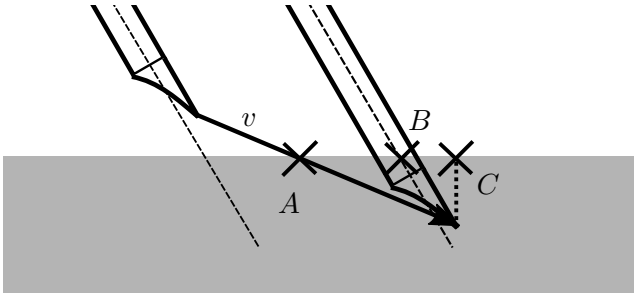


Fig. 4.1.: Détection du point de collision pour l'aiguille ayant une vitesse $\mathbf{v}$. A est le point de détection voulu, B est le point de détection le long du corps de l'aiguille, C est le point de collision lorsque l'on considère la distance minimale à la surface de l'objet.

Nous avons ainsi employé cet algorithme de détection de collision pour l'aiguille. Le point de collision est cherché et stocké avant que la collision n'ait réellement lieu. Il servira à effectuer les déformations visuelles dues à l'aiguille, que nous détaillerons dans la section 4.2. À noter que pour la sonde haptique, la localisation aussi précise du point de collision n'est pas nécessaire.

Une fois la collision détectée et le point stocké, le plan du triangle auquel appartient le point est récupéré pour savoir à chaque itération si l'objet haptique est au dessus ou en dessous du point de collision. Tant que l'objet est au dessus, l'algorithme de détection est relancé pour savoir si l'utilisateur a changé la direction de l'aiguille, auquel cas il est nécessaire de recalculer la collision probable la plus précise. Si l'objet est en dessous du plan, le comportement change suivant que l'objet est une sonde, qui va rester à la surface des tissus, ou si l'objet est une aiguille et peut pénétrer les tissus biologiques.

4.1.3 Comportement de la sonde

La sonde reste à la surface de la peau et ne pénètre pas les tissus. Au moment du contact, un objet virtuel est créé, appelé *god-object*. Cette notion de *god-object* a été inventée par Zilles *et al.* [ZS95] et permet de donner l'illusion que l'objet soit correctement placé à la surface, même si le véritable objet, appelé *proxy* lié à l'interface haptique a pénétré la surface. La figure 4.2 illustre le principe de la méthode.

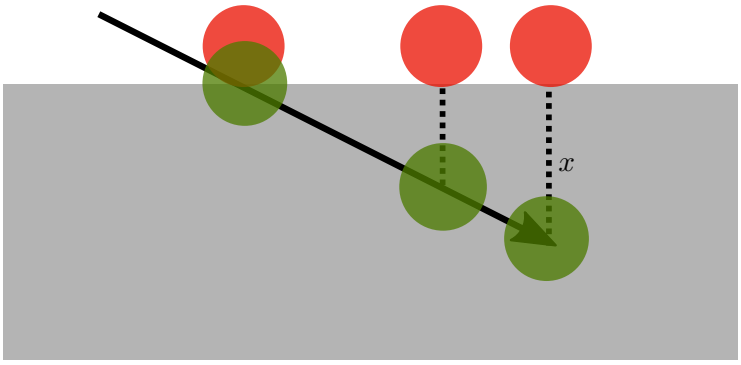


Fig. 4.2.: Lors du contact avec une surface, un *god-object* (rouge) est créé à partir du *proxy* (vert) pour donner l'illusion que l'objet reste à la surface.

Le retour de force F renvoyé à l'utilisateur est alors une fonction de la distance x entre le *proxy* et le *god-object*, généralement une loi de Hooke définie par :

$$F = Kx \tag{4.1}$$

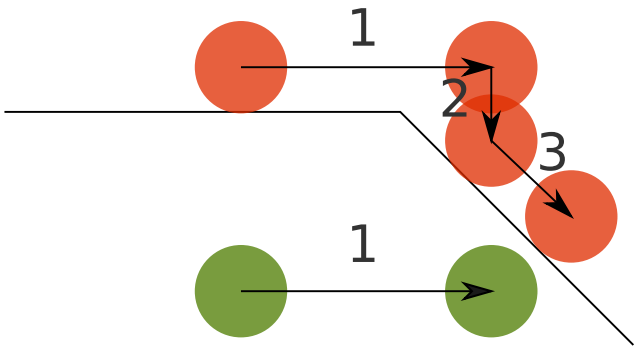


Fig. 4.3.: (1) Le *proxy* (vert) se déplace, et le *god-object* (rouge) suit le mouvement le long de la surface.
(2) Le *god-object* se retrouve en dehors de la surface. La nouvelle surface de contact est trouvée.
(3) La nouvelle distance minimale est trouvée et le *god-object* se déplace pour refléter la position.

avec K la raideur du matériau. Cette manière de procéder est nécessaire car les interfaces haptiques usuelles ne peuvent pas créer de contact dur et forcer le *proxy* à la surface. En effet, le retour de force n'est qu'une réaction au mouvement de l'utilisateur. S'il n'y a pas de mouvement (et donc si le *proxy* ne traverse pas la surface), aucune force ne peut être créée. Or il n'est pas souhaitable visuellement que le *proxy* rentre dans la surface car cela diminuerait l'immersion dans l'environnement virtuel. L'utilisation d'un nouvel objet, dont l'impact est purement visuel, est donc nécessaire à cette immersion. Tant que le *proxy* est en dessous de la surface de contact, le *god-object* remplace la sonde dans la boucle de rendu. La position et la rotation du *god-object* est mis à jour en fonction des mouvements du *proxy*, et suit la surface, même lorsque celle-ci est courbe (voir figure 4.3). Ces différentes itérations n'entraînent pas de "saut" visuel de l'objet, car le pas de temps de la boucle haptique est bien inférieur au pas de temps de la boucle visuelle.

Le retour de force de la sonde est basée sur la loi de Hooke présentée à l'équation 4.1, où la raideur correspond à l'élasticité des tissus biologiques. À noter que la direction de la force est orthogonale à la surface de contact, et x correspond à la distance entre le *proxy* et le *god-object*. Dans le simulateur, la raideur a été fixée à $K = 0.5N/mm$ pour la peau [Ni+11]. De plus, aucune force tangentielle à la surface n'est envoyée à l'interface haptique. En effet, un gel est appliqué entre la sonde et la peau, ce qui permet à la sonde de glisser sans ou avec très peu de frottement. La sonde peut ainsi bouger librement sur la surface de la peau.

4.1.4 Comportement de l'aiguille

Après la détection de collision, l'aiguille peut, au contraire de la sonde, pénétrer la peau. Nous avons choisi de suivre les travaux, présentés dans l'état de l'art, de Okamura *et al*. [OSO04] sur l'insertion de foie bovin, et de séparer la force d'insertion en trois forces distinctes : la force de raideur, la force de découpe et la force de friction. La force globale d'insertion est la somme de ces différentes forces. Au contraire de la force de contact de la sonde, dont la direction est orthogonale à la surface, toutes les forces de l'insertion ont pour direction le corps de l'aiguille. Nous travaillons ici uniquement avec des aiguilles rigides.

Ces différentes forces, et les modèles correspondants, ont déjà été présentés dans la section 2.2. Par ailleurs, un profil de force peut être observé sur la figure 4.4. Cette courbe vient d'un résultat partiel d'une étude numérique du laboratoire partenaire LBMC, financé par SAMSEI et supervisée par Yoann Lafon. On peut observer sur cette courbe différentes zones, qui correspondent à des profils de force différents suivant la profondeur de l'aiguille, et les différentes surfaces traversées. La courbe rouge correspond à une insertion, tandis que la courbe verte correspond à une réinsertion sur le même trajet. Les différentes couches sont mise en valeur avec un code couleur. Les "pics" de force de la courbe rouge entre deux couleurs correspondent à la ponction d'une surface d'un des tissus. On peut remarquer que le comportement de la force lors de la première insertion dans le tendon est en dent de scie, ce qui est dû à la rigidité du tendon par rapport aux autres tissus mous. Ce comportement particulier n'a pas été reproduit dans le simulateur, car des variations trop importante de la force ne sont pas compatible avec l'utilisation d'interfaces haptiques (risque de vibrations).

Nous allons maintenant nous intéresser à la manière dont les forces sont mises en place avec une interface haptique, lors de l'insertion d'aiguille dans plusieurs couches de matériaux. Pour simplifier, les quatre différentes étapes dont nous allons discuter sont :

1. contact et avancement de l'aiguille jusqu'à ponction de la première surface de tissu biologique ;
2. avancement de l'aiguille jusqu'à la prochaine surface de tissu biologique ;
3. ponction de la nouvelle surface ;
4. retrait de l'aiguille.

En effet, les étapes 2 et 3 peuvent se succéder autant de fois qu'il y a de couche de tissus mous biologiques.

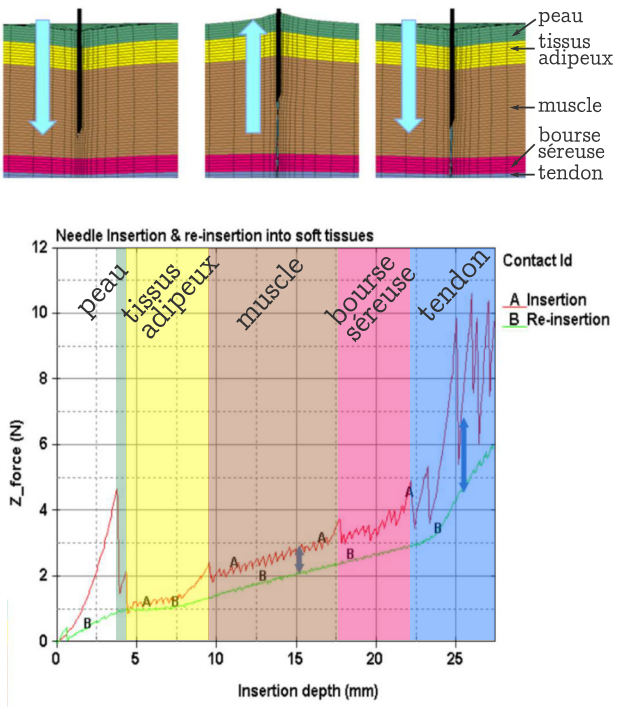


Fig. 4.4.: Courbe de force lors de l'insertion et réinsertion d'une aiguille dans différents tissus biologiques - étude numérique du LBMC.

Contact et ponction de la première surface. Lors du contact avec la première couche de tissu biologique, le point de collision (P_1 sur la figure 4.5), est stocké. Ce point correspond au premier point de contrainte. Au fur et à mesure que l'aiguille avance, la force de raideur va elle aussi augmenter, jusqu'à atteindre la valeur nécessaire à la ponction. La force de raideur devient alors nulle, et les forces de découpe et de friction prennent le relais.

Avancement dans le tissu. Une fois la première surface de tissu ponctionnée, l'algorithme de détection de collision se relance pour trouver le point de contact probable pour la surface suivante. Le retour d'effort est calculé pour la force de coupe et pour la force de friction. La force de découpe ne dépend que du matériau traversé et est assimilable à une constante, tandis que la force de friction suit un modèle de Karnopp (présenté dans la section 2.2), et dépend donc du matériau, mais aussi de la profondeur de pénétration et de la vitesse de l'aiguille. Tant que l'aiguille se situe entre les deux interfaces, ou que la profondeur de pénétration est inférieure à une valeur fixée, la rotation de l'aiguille est libre. Cela signifie que l'utilisateur peut modifier le trajet de l'insertion, et n'est contraint que par le premier point de contact. Lors du contact avec la deuxième surface, le deuxième point de collision (P_2) est stocké. Ce point est aussi stocké si l'aiguille dépasse une valeur de distance fixe (P_2').

Ponction de la deuxième surface. Lorsque l'aiguille touche le deuxième point de collision, la force de raideur pour la deuxième surface s'ajoute à la force de friction, et la force de coupe est temporairement nulle. De même que précédemment, cette force de raideur augmente jusqu'à atteindre la valeur nécessaire à la ponction, puis devient nulle. Alors, la pointe de l'aiguille rentre dans le deuxième tissu. La force de coupe pour le deuxième matériau s'active, et les forces de friction sont calculées pour chaque tissu, puis ajoutées. En effet, le corps de l'aiguille touche alors plusieurs matériaux, avec des coefficients de friction différents.

À noter que le point de collision se transforme en point de contrainte pour que l'aiguille soit forcée à suivre une direction. Cet effet, que nous avons appelé *effet tunnel*, se rajoute aux forces usuelles de l'insertion d'aiguille, et permet de rendre compte de l'élasticité des tissus traversés. En effet, la peau est suffisamment élastique pour que l'utilisateur puisse modifier l'orientation de l'aiguille, mais la raideur du muscle ne permet pas de changer cette orientation. La figure 4.5 illustre cet effet.

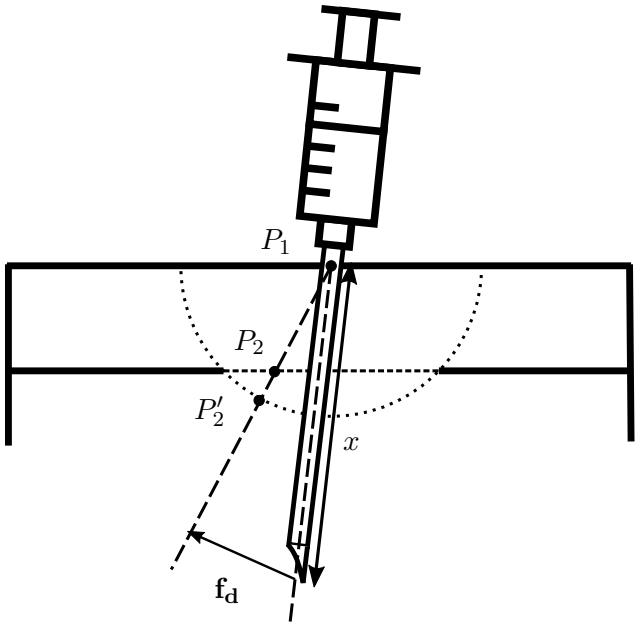


Fig. 4.5.: Points de contrainte et *effet tunnel*.

La valeur du retour d'effort de l'*effet tunnel* est défini par :

$$\mathbf{f_d} = -\frac{K}{l}\, x \left(\mathbf{x} - (\mathbf{x} \cdot \mathbf{P_1P_2})\, \frac{\mathbf{P_1P_2}}{||\mathbf{P_1P_2}||^2}\right), \tag{4.2}$$

où l est la longueur totale du corps de l'aiguille, et K est la raideur moyenne des tissus traversés.

Retrait de l'aiguille. Lors du retrait de l'aiguille, seules les forces de friction sont prises en compte. La profondeur maximum de l'aiguille est stockée tant que l'*effet tunnel* est en place. En effet, si l'aiguille est de nouveau enfoncée dans les tissus, la force de coupe n'est rajoutée que lorsque la profondeur maximale stockée est dépassée.

Pour pouvoir restituer les sensations tactiles perçues durant l'insertion d'aiguille, les efforts de l'aiguille sont transmis à l'interface haptique. Cependant, ces efforts haptiques ne déforment pour autant pas les maillages de la scène virtuelle. C'est pourquoi, nous allons maintenant nous intéresser à comment transcrire les efforts des dispositifs médicaux, pour pouvoir observer les déformations de la sonde et de l'aiguille sur l'image échographique.

4.2 Déformation visuelle contrôlée

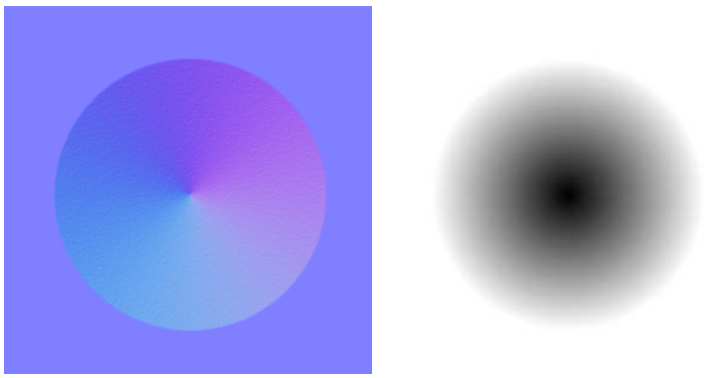
Il existe deux types de déformations qui peuvent être visibles dans la scène : les déformations de la peau dans la scène 3D, et la déformation visible sur l'image échographique. Les déformations de la peau dans la scène 3D ne sont pas indispensables pour l'apprentissage du geste échographique mais peuvent permettre une plus grande immersion. Elles seront détaillées dans la section suivante. En revanche, les déformations sur l'image échographique sont indispensables au simulateur pour les raisons que nous avons déjà détaillées : déplacement des tissus particuliers comme les veines et améliorer la visibilité de l'aiguille lors de l'insertion. Rappelons qu'au chapitre précédent, nous avons montré comment produire une image échographique 2D à partir de la position de la sonde et des tissus biologiques de la scène 3D. Nous désirons maintenant déformer cette image 2D, en déplaçant les pixels qui la composent. La méthode utilisée repose sur des modèles 3D de déformations en fonction des interactions entre les tissus biologiques et les outils médicaux. Ces modèles de déformations sont évalués sur GPU dans le plan de coupe de la sonde, en fonction de la raideur des tissus alentours. Cette méthode a été choisie pour sa rapidité d'évaluation et d'affichage des déformations.

4.2.1 Déformation de la peau dans la scène 3D

Des travaux détaillés sur la déformation de la peau ont été réalisé par Gao *et al*. [DYB13]. Bien que l'expérience se soit déroulée avec un tissu artificiel et à une vitesse fixe de 2,5 mm/s, le résultat montre une relation entre le déplacement de l'aiguille, et le volume déformé de la peau. Les résultats ont été obtenus en filmant

la déformation lors de l'insertion. Le changement d'intensité lumineuse due aux déplacements de la surface ont permis de définir la zone d'influence de l'aiguille sur la déformation de la peau. Nous allons ici réutiliser ce principe pour rendre compte de cette déformation, sans pour autant déplacer les nœuds du maillage, mais uniquement en jouant avec l'intensité perçue de la zone entourant l'aiguille, c'est-à-dire en modifiant l'intensité des pixels de cette zone. Nous ne désirons pas déplacer les nœuds du maillage car les déplacer pourrait entraîner des problèmes visuels d'interpénétrations des tissus. De plus, ne pas déplacer les nœuds permet d'économiser du temps de calcul.

Plusieurs choix peuvent être faits pour créer l'illusion de la déformation grâce aux changements d'intensités. On peut par exemple changer localement la normale de la surface en utilisant une texture de carte des normales pré-calculée (voir figure 4.6a) ou changer l'intensité des pixels qui correspondent à la zone de ponction (voir figure 4.6b).



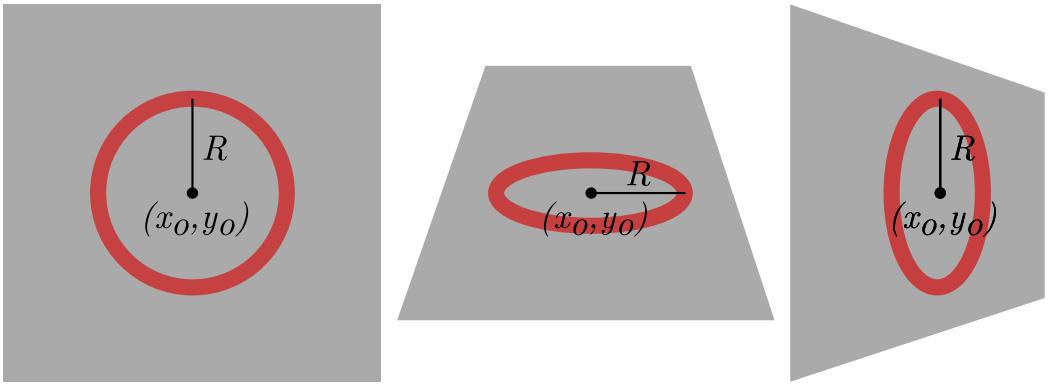
(a) Carte des normales (b) Changement d'intensité

Fig. 4.6.: (a) Carte des normales d'un cône avec des bords solides. (b) Changement d'intensité pour le même cône.

La deuxième option a été choisie, car plus flexible : l'intensité des pixels peut être modifiée à la volée sur GPU en fonction de la distance entre la caméra et l'aiguille, l'orientation de la surface de contact par rapport à la caméra, et le rayon d'influence de l'aiguille étudié par Gao *et al.* [DYB13]. L'orientation est particulièrement importante, car celle-ci va définir la forme de la zone où les pixels vont être assombris. En effet, comme on peut l'observer sur la figure 4.7, la forme de la zone est en réalité une ellipse dans le repère de l'écran, dont l'équation est :

$$\frac{((x-x_0)cos\theta+(y-y_0)sin\theta)^2}{(Rcos\alpha)^2}+\frac{((x-x_0)sin\theta-(y-y_0)cos\theta)^2}{R^2}=1, \qquad (4.3)$$

où (x_0, y_0) est le centre de l'ellipse, c'est-à-dire la position du point de contact dans le repère de l'écran, θ est l'angle entre le projeté de la normale dans le repère de l'écran avec l'horizontale de l'écran, α est l'angle entre la normale et la droite entre la caméra et le point de contact, et R est le rayon d'influence dans le repère de l'écran.



(a) Face à la caméra : $\alpha = \theta = 0°$

(b) À 45° par rapport à l'horizontale : $\theta = 90°, \alpha = 45°$

(c) À 45° par rapport à la verticale : $\theta = 0°, \alpha = 45°$

Fig. 4.7.: Différentes configurations de la zone de l'ellipse.

Le membre gauche de cette équation permet de donner pour chaque pixel une valeur en fonction de la distance aux bords de l'ellipse. Cette valeur est inférieure à 1 si le pixel se trouve à l'intérieur de l'ellipse et supérieure à 1 sinon. De plus, cette valeur est croissante lorsqu'on s'éloigne du point central de l'ellipse. Une fonction d'assombrissement du pixel est donc possible en fonction de cette valeur, par exemple en multipliant l'intensité du pixel par la valeur si cette valeur est inférieure à 1 et ne pas toucher le pixel sinon, à la manière d'un masque. La figure 4.8 illustre ce phénomène.

Nous allons maintenant nous intéresser aux déplacements des tissus dus à la sonde et à l'aiguille sur l'image échographique, afin de restituer les déformations dues à la manipulation de ces dispositifs médicaux sur le rendu échographique.

4.2.2 Fonction de déplacement

Nous avons vu que les gestes faits à travers les interfaces haptiques doivent être pris en compte lors de la déformation de l'image échographique, car ces déformations ont un impact sur la lecture de l'image. Nous allons ici utiliser le fait que l'image qui apparaît à l'écran est une coupe 2D de l'anatomie. Ainsi, les déformations, même

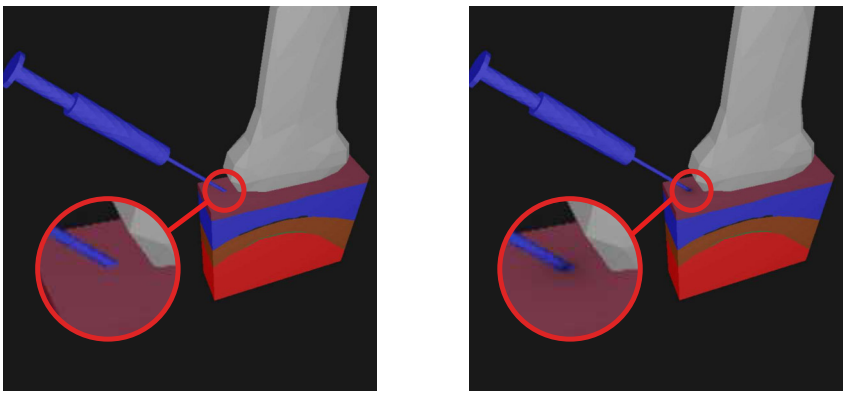


Fig. 4.8.: Zoom sur l'interaction de l'aiguille sur la peau en 3D. Sans (gauche) et avec (droite) assombrissement de la surface de la peau

si elles agissent dans un espace 3D, pourront être directement appliquées visuellement dans cet espace 2D. Le principe est d'éviter de devoir simuler la déformation de tissus biologique en 3D lors de l'exercice, car celle-ci est coûteuse en calcul et peine à atteindre le temps réel avec des scènes comportant de nombreux éléments. Ces simulations de déformations sont donc faites en amont, lorsque le critère de temps n'est pas une barrière, et les résultats de cette simulation sont extrapolés pour créer des fonctions de déplacement continues qui ne dépendent que de certains paramètres comme la vitesse de l'aiguille, la raideur des tissus traversés et les forces précédemment calculées. Cette approche de relier le déplacement des tissus biologiques autour de l'aiguille, basée sur l'observation et l'ajustement de fonction, a été étudiée par Gao *et al.* [DYB13] et Crouch *et al.* [Cro+05]. Pour une vitesse d'insertion et un type de tissu donné, le déplacement des tissus en fonction de la distance à l'aiguille peut ainsi être mesuré. Les premiers résultats que nous allons présenter sont issus d'une analyse empirique de ces travaux. Nous parlerons plus en détails dans la section 4.2.6 du choix des fonctions de déplacement.

Les différentes étapes de la déformation de l'image échographique sont alors :

- création de l'image échographique (vue au chapitre 3), sans prendre en compte les déformations ;
- création des fonctions de déplacement, en fonction des interactions des dispositifs médicaux sur les tissus biologiques en 3D ;
- récupération des valeurs de ces fonctions de déplacement dans le plan de la coupe échographique ;
- post-traitement de l'image pour prendre en compte ces déplacements, c'est-à-dire le déplacement de chacun des pixels de l'image pour refléter les fonctions de déplacement.

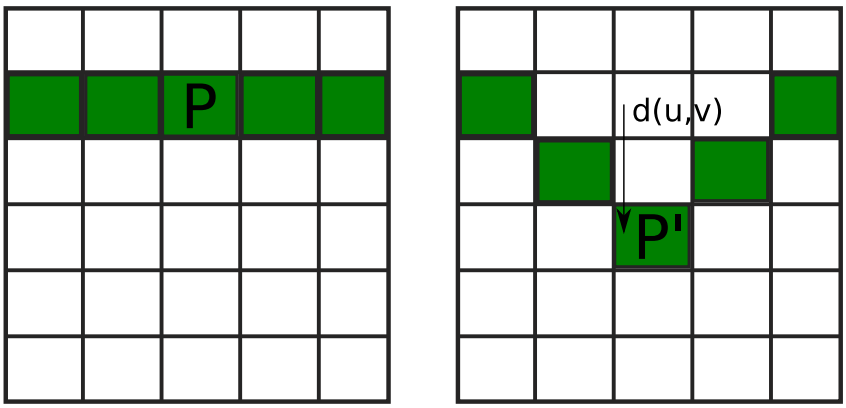


Fig. 4.9.: Le pixel P est soumis à une fonction de déplacement $d(u, v)$ pour devenir le pixel P'. La fonction de déplacement affecte aussi les pixels avoisinants.

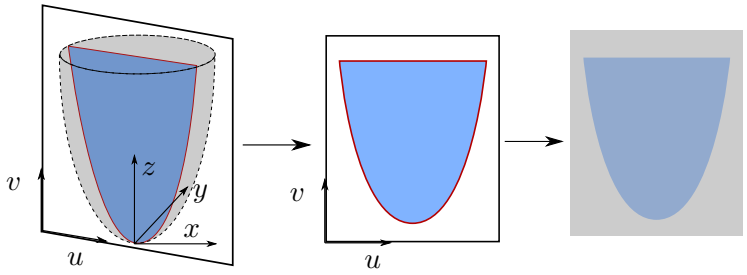
Pour comprendre comment le déplacement des pixels peut être relié aux déformations, considérons un pixel P d'une image (voir figure 4.9), avec des coordonnées (u, v). Si aucune fonction de déplacement n'est appliquée sur ce pixel et les pixels avoisinants, l'image est affichée telle quelle (image de gauche). En revanche, si une fonction de déplacement $d(u, v)$ est appliquée à l'image, celle-ci peut déplacer le pixel P qui devient le pixel P' de coordonnée (u', v'). Cette fonction de déplacement peut aussi agir sur les pixels avoisinants (image de droite).

Déplacer les pixels d'une image avec des fonctions de déplacements adéquates permet de modifier et de déformer l'image. Cependant, les fonctions de déplacement en coordonnées (u, v) ne sont pas disponibles directement, puisque les fonctions de déplacement sont liées aux interactions des dispositifs médicaux. Celles-ci sont donc calculées dans les coordonnées (x, y, z) de la scène tandis que les coordonnées (u, v) de l'image sont liées au plan de coupe. De plus, il est nécessaire de stocker ces informations pour pouvoir les utiliser lors de l'étape de post-traitement.

4.2.3 Stockage des informations utiles

La première information stockée est l'image échographique sans déformation. Cette image est stockée sous forme de texture. La deuxième information à stocker est la fonction de déplacement. Cette information doit être stockée dans un format facilement utilisable par la carte graphique lors du post-traitement. Pour cela, les fonctions de déplacement sont aussi stockées sous forme de texture. Il est alors nécessaire de récupérer les valeurs de la fonction de déplacement dans le plan de la coupe anatomique, puis de stocker ces valeurs pour chacun des pixels dans une texture. Ce stockage est présenté à la figure 4.10. Le stockage est le même que pour le flou orienté, c'est-à-dire que ces valeurs de déplacement dans l'espace vont

être stockées dans l'espace des couleurs (R, G, B). En réalité, seuls deux canaux de stockage seraient nécessaires, puisque le déplacement des pixels s'effectue dans un espace 2D.



(a) $d(x, y, z)$ (b) $d(u, v)$ (c) RGB

Fig. 4.10.: (a) La fonction de $d(x, y, z)$ est définie dans le repère de la scène. (b) les valeurs $d(u, v)$ de l'espace image sont récupérées. (c) La texture correspondant aux valeurs est stockées.

Considérons maintenant la fonction de déplacement d(x,y,z) suivante :

$$d\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ z-1 \end{pmatrix}, \tag{4.4}$$

et prenons un cube de hauteur z=1. Considérons le point A de coordonnées $(0, 0, 0)$ au sommet du cube illustré par la figure 4.11. la fonction de déplacement, appliquée au point A, permet d'obtenir la valeur $d(A) = (0, 0, -1)$. Les coordonnées cartésiennes de la fonction de déplacement sont ensuite transformées et stockées dans une texture $RBG = (0.5, 0.5, 0)$. Cette transformation entre les coordonnées cartésiennes et la texture RGB est la même que celle présentée à la section 3.5.2. La texture correspondante à la déformation de la vue en coupe de ce cube est ainsi créée.

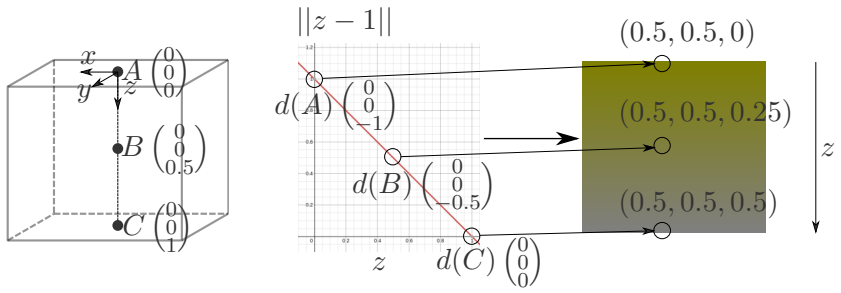


Fig. 4.11.: Transformation d'une fonction de déplacement particulière en texture.

La troisième information à stocker est l'appartenance d'un pixel à un tissu. En effet, au moment du stockage de l'image échographique sous forme d'image, les seules

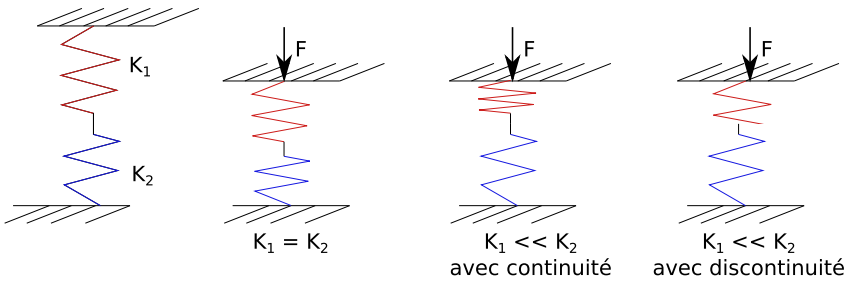


Fig. 4.12.: Système de deux ressorts avec compression. Les déplacements du ressort de raideur k_1 dépendent de la raideur du ressort k_2. Sinon, des discontinuités sont observées.

informations disponibles deviennent la couleur des pixels. Or les déplacements dépendent de la raideur du tissu. Pour connaître l'appartenance des pixels à un tissu biologique, une troisième texture est stockée. Celle-ci, que nous appellerons masque, est stockée lors de la vue en coupe (cf. section 3.2). En effet, lors de la vue en coupe, les différentes surfaces des tissus peuvent être affichées. Un niveau de gris est donné pour la couleur de chaque surface, correspondant à la raideur relative des tissus biologiques. Cette image temporaire est stockée sous forme de texture avant que les véritables couleurs des tissus biologiques soient affichées. Ainsi, pour chaque pixel de l'image échographique, la fonction de déplacement peut être calculée en fonction du tissu auquel ce pixel appartient.

L'inconvénient d'utiliser le masque tel quel est qu'il induit de potentielles discontinuités aux interfaces. En effet, pour le moment, l'information de la déformation n'est interprétée que pixel par pixel. Or, les os rigides influent sur les déformations des tissus mous ambiants. En effet, considérons le système linéaire composé de deux ressorts sur la figure 4.12. Les déplacements du ressort de raideur k_1 lors d'une compression dépendent de la raideur de l'autre ressort. Si l'on ne considère que la raideur en un point donné, des discontinuités apparaissent. Pour pallier ce problème, la raideur en un pixel est calculée en fonction de la valeur moyenne du masque aux alentours de ce pixel. Un kernel de dimension 10 est utilisé pour cette étape.

La quatrième information est la raideur absolue pour pouvoir interpréter le masque. En effet, les informations stockées sont relatives à cette raideur absolue et comprise entre 0 et 1.

La cinquième information est la valeur du déplacement maximal. Cette information permet de travailler avec des fonctions de déplacement normalisées, ce qui facilite la transformation des données cartésiennes en données couleurs.

La méthode est résumée sur la figure 4.13. Une carte de chaleur a été superposée à l'image déformée pour une meilleure visibilité : le rouge correspond à un déplace-

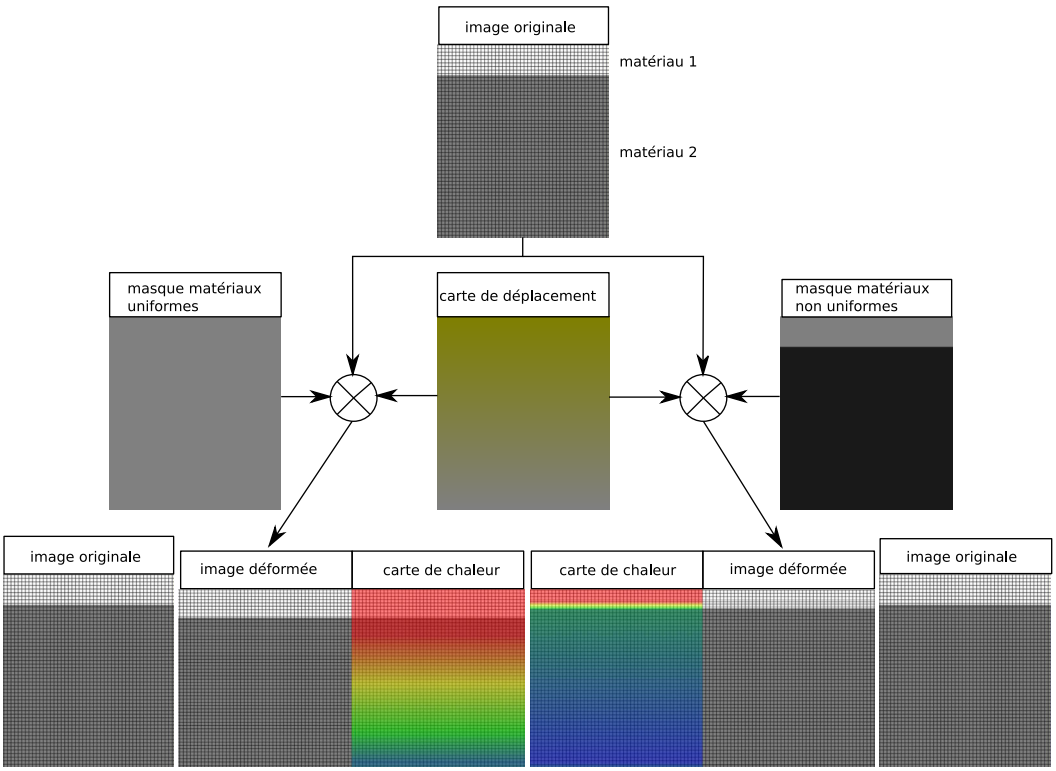


Fig. 4.13.: L'image originale est déformée selon la carte des déplacements, le déplacement est contrôlé par le masque des matériaux, uniforme (gauche) et non uniforme (droite).

ment maximal, et le bleu un déplacement nul. L'image déformée de gauche correspond à un masque uniforme, tandis que l'image déformée de droite correspond à un masque non uniforme. On peut observer qu'avec le masque non uniforme, les tissus du matériaux 1 sont comprimés, car les tissus du matériaux 2 ont une raideur plus élevée.

4.2.4 Déplacements dus à la sonde

Les sondes utilisées pour l'articulation de l'épaule sont des sondes droites, c'est-à-dire que la surface de contact entre la sonde et la peau est un plan. La sonde étant l'émetteur-récepteur des ondes ultrasonores et de la création de l'image, toutes manipulations de la sonde sur les tissus auront un effet sur l'image. La sonde déforme ainsi les tissus sur une échelle globale. Une étude intéressante a été faite par Flack *et al.* [FMG16] qui enregistre la position de la sonde durant l'acquisition pour en déduire la pression exercée et appliquer le déplacement inverse pour reformer les images obtenues. En effet, lors de l'acquisition, la sonde ultrasonore applique une pression constante sur la peau pour que la surface de contact avec la peau soit

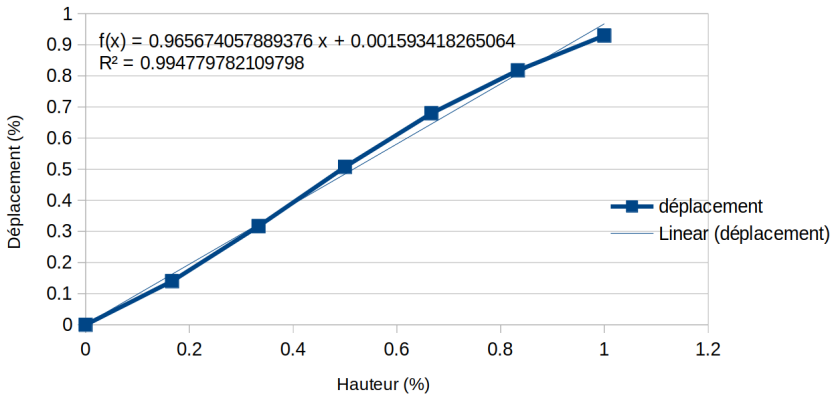


Fig. 4.14.: Déplacement relatif en fonction de la hauteur du cube. Plus l'on s'éloigne de la source de la force, moins les éléments se déplacent.

la meilleure possible pour la transmission des ondes. Le modèle élément fini employé pour faire la simulation de la déformation due à la sonde correspondait à un volume de déformation de la forme d'un cube, et considérait le milieu comme homogène et linéaire. L'étude portait sur le déplacement des sondes courbes et pour des zones abdominales, donc avec des déformations bien plus importantes que notre cas des articulations de l'épaule. Cependant, le même principe, mais inversé, a été appliqué pour au contraire déformer nos images. Nous considérons ainsi que la sonde déforme les tissus sous la sonde avec des déplacements négligeables loin de la zone d'application de la sonde. Ce postulat est justifié par le fait que les os se retrouvent généralement dans la partie inférieure de l'image. Il existe de très nombreux travaux sur la déformation d'un cube, mais nous allons citer ici les travaux sur le *truth cube* par Kerdok *et al.* [Ker+03] dont la volonté est de proposer des standards de déformations pour la simulation des tissus mous. Un cube de silicone avec un *pattern* de perle métallique a subi une compression uni-axiale. Le déplacement des billes a été observé par tomographie, et les données de ces déplacements sont maintenant disponible en ligne[1]. Nous avons étudié le déplacement des billes centrales en fonction de leurs hauteurs et obtenu la régression linéaire présenté à la figure 4.14.

Pour rendre compte de ce phénomène, mais aussi du fait que nous avons ici des tissus biologiques hétérogènes, la fonction de déplacement utilisée pour les pixels est :

$$d(z) = \frac{\|\mathbf{f_s}\|}{E(1+z)}, \tag{4.5}$$

[1] http://biorobotics.harvard.edu/truthcube/

où f_s est la force de raideur donnée par l'interface haptique de la sonde, E est le module de Young du tissu. En réalité, nous travaillons ici à la relation entre force et déplacement, et non pas en terme de contraintes et de déformations de la mécanique des milieux continus. Par abus de langage, la raideur sera associée au module de Young. Cette fonction a été choisie pour plusieurs raisons. Les tissus au niveau de la surface suivent parfaitement le déplacement de la sonde, et plus les tissus sont éloignés, moins ils sont déformés. Cette déformation dépend fortement du module de Young des éléments : les os par exemple ne se déplacent que peu, car ils ont un module de Young élevé. Pour des déplacements faibles, c'est-à-dire lorsque z est faible, le développement limité de la fonction de déplacement permet de retomber sur la fonction quasi linéaire extrapolée des données du *truth cube*. Ce qui nous empêche d'utiliser complètement ce modèle est que la distance à la couche finale, c'est-à-dire l'os, n'est pas connue à l'avance dans notre cas, et son calcul pour chaque colonne de pixels serait trop gourmand en calcul. Ainsi, nous avons choisi une fonction qui tend vers 0, mais sans l'atteindre. Enfin, il est facile de modéliser plusieurs raideurs dues à plusieurs couches de tissus, car il suffit de remplacer le module de Young E dans la fonction de déplacement par un module de Young moyen des pixels aux alentours. À noter que les os sont très peu déplacés grâce à leur module de Young plus important. Ce modèle permet donc de rendre compte des différents comportements attendus tel que le déplacement plus important proche de la sonde, et que ces déplacements dépendent des caractéristiques physiques des matériaux et de la force appliquée. La simplicité du modèle permet aussi de faire ces déplacements en temps réel. L'inconvénient est que le déplacement possède obligatoirement des erreurs géométriques. L'impact ou non de ces erreurs sur la qualité visuelle de la déformation devra être étudié lors des essais avec des praticiens.

La figure 4.15 montre le résultat du déplacement dû à la sonde pour deux couches de tissus différents. Au lieu du rendu échographique, les surfaces des tissus de l'image possèdent une texture grillagée, de couleur différente, pour différencier les deux tissus. Un module de Young de E=0.5N/mm est donné au tissu supérieur, avec deux cas pour le tissu inférieur : soit la même valeur de E=0.5N/mm, soit E=5N/mm. Une carte de chaleur a été mise en superposition pour rendre compte du déplacement relatif : rouge pour le déplacement maximum et bleu pour le déplacement minimum.

4.2.5 Déplacements dus à l'aiguille

La déformation des tissus sous-cutanés doit également être visible sur l'image échographique. Lors du déplacement de l'aiguille, les forces de frottement entre l'aiguille

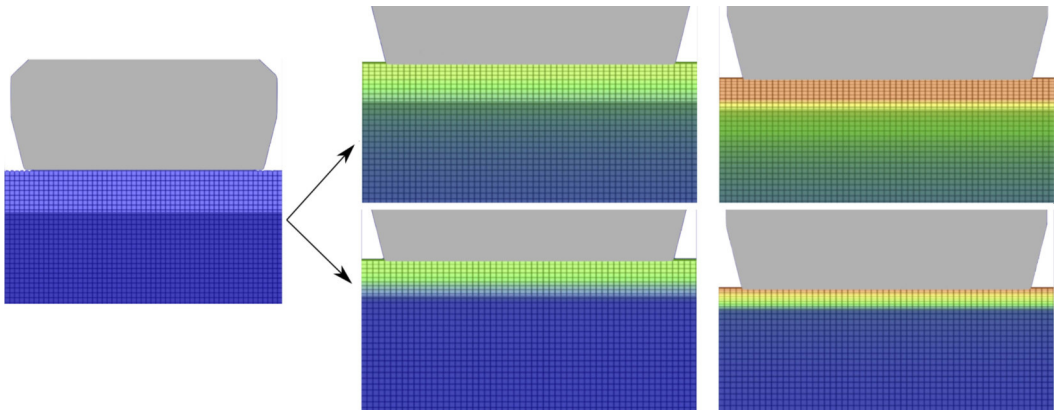


Fig. 4.15.: Déformation due à la sonde lorsque l'on considère la même valeur du module de Young (haut) ou des valeurs différentes (bas).

et les tissus biologiques environnants causent une déformation de ces tissus dans une zone d'influence, et des déformations négligeables en dehors de cette zone d'influence.

L'aire d'influence de l'aiguille a été étudiée par Crouch *et al.* [Cro+05], et rend compte de la déformation des tissus autour de l'aiguille en fonction de la distance à celle-ci. Leur modèle nous permet de créer une fonction de déplacement qui rend compte de la déformation du tissu dans l'aire d'influence. Cette fonction dépend ainsi de la distance au corps de l'aiguille. Afin de mieux correspondre aux forces créées lors de l'insertion d'aiguille pour les interfaces haptiques, cette fonction de déplacement prend en compte les différentes étapes de l'insertion lorsque l'aiguille est insérée dans plusieurs tissus. En effet, la force d'insertion change de forme au niveau des interfaces entre les tissus. De plus, les tissus sous l'aiguille se déforment aussi lors de l'insertion. Cette force correspond à la pression de la pointe de l'aiguille sur les tissus et peut être reliée à la force de coupe des tissus.

La figure 4.16 illustre les différentes zones aux alentours de l'aiguille. Nous appelons $\tilde{r}$ la plus petite distance à l'aiguille.

Avant la ponction, alors que l'aiguille pousse la surface sans la perforer, les tissus au niveau de la pointe de l'aiguille suivent parfaitement le déplacement de l'aiguille. Cela correspond au moment où la force haptique est définie par la force de raideur. Ce déplacement affecte aussi les tissus alentours. Le déplacement est défini par :

$$d(\tilde{r}, z, E) = \begin{cases} z_{max}\ g\left(2 - \frac{\tilde{r}}{R_{max}}\right),\ z < z_{max} \\ \frac{\|\mathbf{f_s}\|}{E}\ g\left(\frac{\tilde{r}}{R_{max}}\right),\ z > z_{max} \\ 0,\ \tilde{r} > R_{max} \end{cases} \tag{4.6}$$

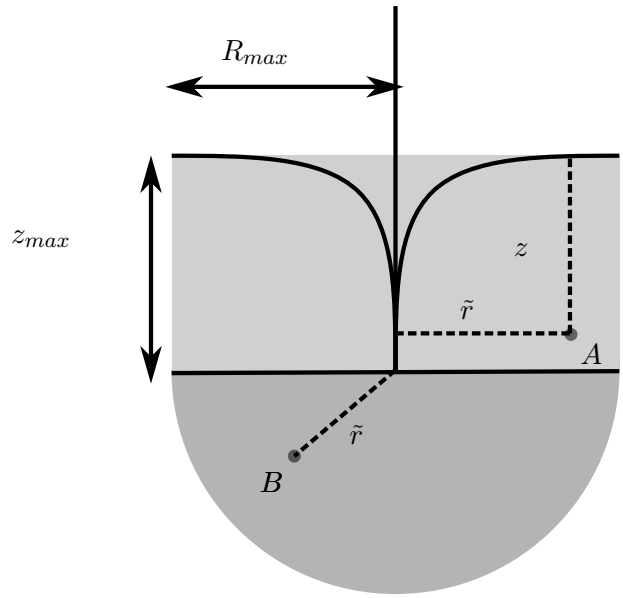


Fig. 4.16.: Les deux zones d'effets de la fonction de déplacement : le long (gris clair) et en dessous (gris foncé) de l'aiguille.

où $\mathbf{f_s}$ est la force de raideur, E est le module de Young du tissu au point $(\tilde{r}, z)$. R_{max} est le rayon d'influence du modèle de Crouch *et al.* (nous utiliserons $R_{max} = 2cm$). La fonction $g(t) = 1 - (3t^2 - 2t^3)$ est l'interpolation d'Hermite cubique. Cette fonction permet de rendre compte de l'atténuation du déplacement loin de la pointe de l'aiguille. De même que pour la fonction de déplacement de la sonde, les fonctions de déplacement de l'aiguille ont pour objectif de rendre compte d'un comportement, tout en sachant qu'il existe une erreur face à un comportement réel.

Après la ponction, la force de raideur $\mathbf{f_s}$ devient donc nulle, et la force de friction $\mathbf{f_f}$ et de coupe $\mathbf{f_c}$ prennent le relais. La force de friction est diffusée le long du corps de l'aiguille tandis que la force coupe est située au niveau de la pointe de l'aiguille. Ainsi, la fonction de déplacement est séparée en deux termes suivant la zone. Elle est définie par :

$$d(\tilde{r}, z, E) = \begin{cases} \dfrac{\|\mathbf{f_f}\|}{z_{max}\ E}\ g\left(2 - \dfrac{\tilde{r}}{R_{max}}\right),\ z < z_{max} \\ \dfrac{\|\mathbf{f_c}\|}{E} g\left(\dfrac{\tilde{r}}{R_{max}}\right),\ z > z_{max} \\ 0,\ \tilde{r} > R_{max} \end{cases} \tag{4.7}$$

où $\mathbf{f_f}$ et $\mathbf{f_c}$ sont les forces de friction et de coupe données par les interfaces haptiques.

La figure 4.17 montre le résultat du déplacement dû à l'aiguille pour deux couches de tissus différents. Nous utilisons les mêmes tissus que pour la déformation due à la sonde. Une carte de chaleur a aussi été mise en superposition pour rendre compte du déplacement relatif : rouge pour le déplacement maximum et bleu pour le déplacement minimum.

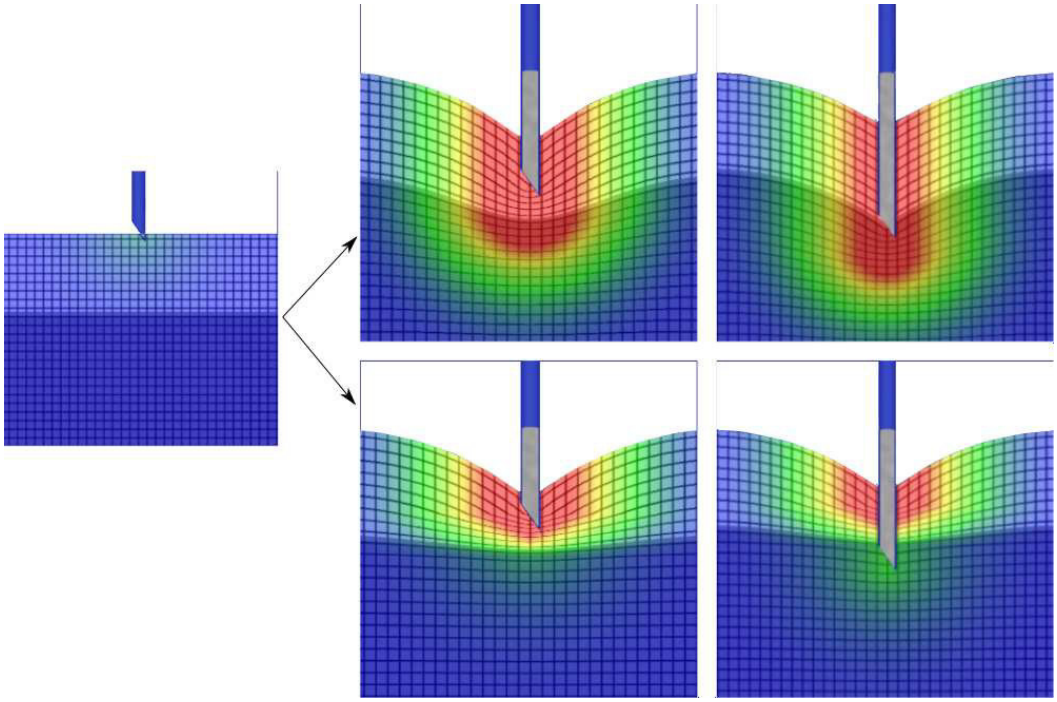


Fig. 4.17.: Déformation due à l'aiguille lorsque l'on considère la même valeur du module de Young (haut) ou des valeurs différentes (bas).

4.2.6 Conclusion et discussion sur le compromis rapidité/précision et choix des fonctions

Les modèles utilisés pour définir le déplacement des tissus aux alentours de la sonde et de l'aiguille ont l'avantage d'être suffisamment simples pour pouvoir être calculés en temps réel, et pour chaque pixel de l'image, grâce au calcul sur carte graphique. Il font de plus lien avec les forces haptiques. Cependant, la précision de ces modèles, dans l'état actuel, n'est pas proche d'un comportement physique réel. Les déformations n'ont pour objectif que de rendre une impression visuelle réaliste et aider l'utilisateur du simulateur soit à se situer dans l'image échographique, soit à identifier un tissu. Ce qui nous intéresse ici est le comportement global des tissus, ainsi que la méthode de déformation des images et ces premières fonctions sont pour le moment suffisantes pour valider le modèle de déformation. Les fonctions

présentées ici sont le résultat d'un travail préliminaire avec un nombre faible de données, et de l'extrapolation à partir de travaux précédents. Néanmoins, nous travaillons actuellement avec un autre laboratoire, dont l'objectif est d'améliorer ces fonctions et se rapprocher d'un comportement réel.

Le projet SAMSEI fait en effet intervenir le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC). Cette équipe est spécialisée dans la simulation des interactions avec des tissus biologiques. Notamment, elle travaille en parallèle sur la définition des fonctions de déplacement plus précises pour l'aiguille. La difficulté d'avoir des données *in-vivo* de l'insertion d'aiguille dans les tissus humain a orienté les travaux sur des simulations numériques d'insertion d'aiguille. Différentes couches de tissus comme la peau, le tissu adipeux, le muscle et la capsule sous-deltoïdienne sont percés par une aiguille à une vitesse donnée. Une modélisation et simulation par *zone cohésive* a été effectuée, cette méthode est vue comme très prometteuse dans l'état de l'art sur les insertions d'aiguille par Takabi *et al*. [TT17]. Cependant, ces simulations sont encore loin du temps réel (parfois plusieurs heures pour quelques secondes de simulation). Pour aider à se rapprocher d'un comportement *in-vivo*, nous collaborons aussi sur ce point avec un autre partenaire SAMSEI, le laboratoire Ampère. Ce laboratoire conduit une étude sur la mesure de la force réelle lors de l'insertion d'une aiguille dans des tissus biologiques au moyen de capteurs placés sur l'aiguille.

À noter qu'un autre désavantage des modèles basés physique, est que les fonctions de déplacement ne correspondent qu'à un certain comportement de l'aiguille. Or, les interactions avec les tissus biologiques sont en réalité non-linéaires et les comportements peuvent changer suivant les caractéristiques de la pénétration. Par exemple, la vitesse d'insertion a une grande influence sur les déformations et la force de ponction des surfaces comme la peau. Un autre comportement, comme la relaxation est aussi difficile à traiter. En effet, les paramètres des fonctions de déplacement ne prennent pas en compte les états antérieurs. Ainsi, à la fin de l'insertion, les tissus reprennent exactement leur place initiale.

Néanmoins, Le simulateur présenté ici a une fonction pédagogique d'apprentissage, notamment de la dextérité du maniement des outils. La contrainte forte du temps réel prévaut sur la précision des déformations. Un rhumatologue expert est présent pendant tout le projet pour approuver les différents choix de déformation.

5 Résultats et validations

Afin de valider notre travail réalisé par rapport à la conception d'un simulateur de ponction des articulations sous échographie, nous allons discuter dans ce chapitre des différents résultats obtenus au cours de nos travaux. En premier lieu, nous allons définir les modèles 3D créés et utilisés lors de nos essais, puis nous présenterons le *framework* et le simulateur complet, enfin nous verrons des tests de performances et les étapes et moyens de validation d'un simulateur médical. Nous étudierons en particulier la validation d'un autre simulateur médical, que nous avons pu effectuer en parallèle de nos travaux, afin de mettre en avant les étapes de validation à réaliser pour le simulateur de ponction. Ce simulateur médical de laparoscopie est similaire à notre simulateur d'échographie, dans le sens où il fait intervenir un geste médical particulier au travers d'interfaces haptiques, et a pour objectif d'améliorer le geste de l'apprenant. Il nous servira donc de support d'analyse de la validation.

5.1 Modèles 3D

La première étape passe par la création de scène 3D correspondant à la zone à infiltrer ou ponctionner par le praticien. Le zone retenue est la zone de l'épaule, car cette articulation fait souvent l'objet d'intervention guidée par sonde ultrasonore, et est complexe dans le sens où elle comporte de nombreux éléments imbriqués entre eux. Les différents modèles 3D sur lesquels nous avons travaillé sont :

- un modèle issu de la segmentation d'une image échographique d'une épaule jeune et en bonne santé ;
- des modèles anatomiquement probables, mais non réalistes avec des formes simplistes, qui ont pour objectif de fournir un cadre pédagogique maîtrisé ;
- un modèle de plus haute qualité de l'épaule complète, intégrant les différents tissus biologiques ;
- un modèle simpliste utilisé pour des tests de performances de l'algorithme de rendu et de déformation : une sphère avec un nombre croissant de triangle.

5.1.1 Modèle issu de la segmentation d'une image réelle

Le premier modèle 3D que nous avons créée a déjà été présenté à la section 3.6. Pour rappel, ce modèle provient d'une véritable image échographique d'un sujet jeune et en bonne santé. Cette image a été segmentée et extrudée pour créer un modèle 3D (voir figure 3.29). L'intérêt principal de ce modèle est de pouvoir comparer directement le rendu échographique présenté dans ces travaux avec une image référence.

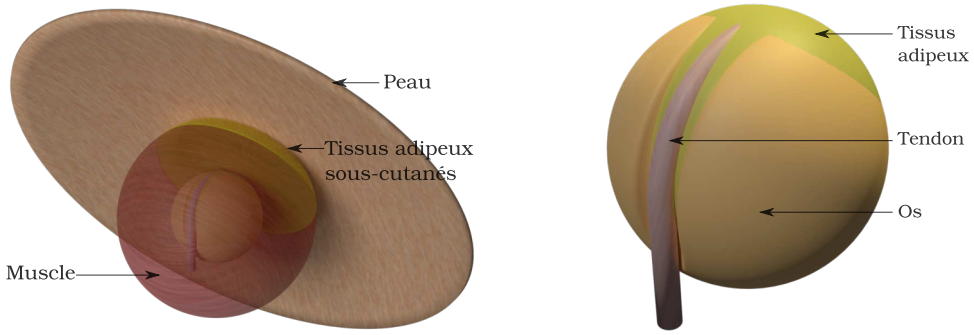
Cependant, il existe des désavantages à travailler avec un modèle créé par segmentation à partir d'une seule image. Tout d'abord, si la géométrie 2D est identique à l'image échographique, la géométrie 3D ne correspond pas aux vrais tissus biologiques. Ainsi, la coupe 2D du modèle n'a de sens que dans une orientation particulière. Ensuite, la géométrie 3D de certains tissus, comme les tendons, ne correspondent pas à la réalité, donc ne permettent pas un véritable calcul d'orientation. Enfin, la zone de travail reste limitée et ne présente que peu d'intérêt pour l'apprentissage.

Ce premier modèle est néanmoins nécessaire à une première validation des algorithmes de coupe et de rendu échographique. Nous verrons ces différentes étapes de validation dans la section (5.4).

5.1.2 Modèles anatomiquement probables

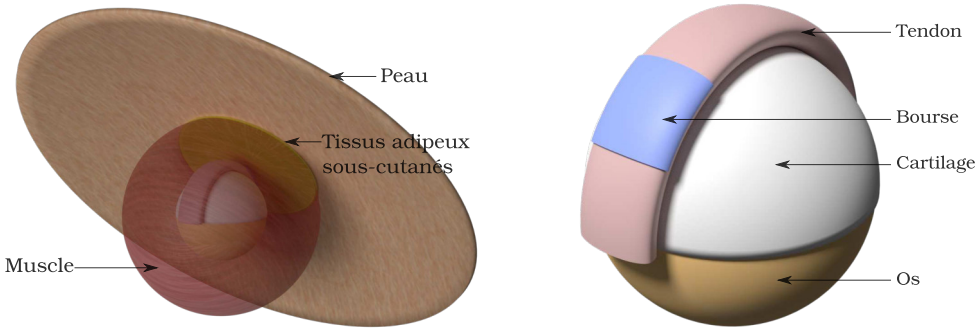
Les deuxièmes types de modèles sont les modèles anatomiquement probables. Ces modèles regroupent plusieurs tissus biologiques dont la configuration représente des scènes fictives mais qui correspondent à un schéma biologique probable : un tendon cylindrique dans une gouttière inter tubérositaire (voir figure 5.1) ou une succession de tissus biologiques qui correspond au premier modèle, mais avec une véritable géométrie 3D (voir figure 5.2). Ce qui nous intéresse ici est l'association des tissus biologiques entre eux, et la possibilité de naviguer avec la sonde pour observer des rendus avec plusieurs orientations. Ces modèles permettent la conception d'exercices de base, dans un cadre pédagogique maîtrisé, et ont été créés à la demande et avec l'aide du corps médical. Ils ont été modélisés conjointement avec le laboratoire Ampère, et comportent environ 50 000 sommets et 100 000 triangles.

On peut observer sur la figure 5.3a la vue pédagogique ultrasonore (c'est-à-dire une vue avec le modèle 3D, et la coupe 2D ultrasonore correspondant à la position de la sonde) et sur la figure 5.3b un zoom sur une vue seulement échographique



(a) Modèle vu de dessous. (b) Zoom sur les tissus intérieurs.

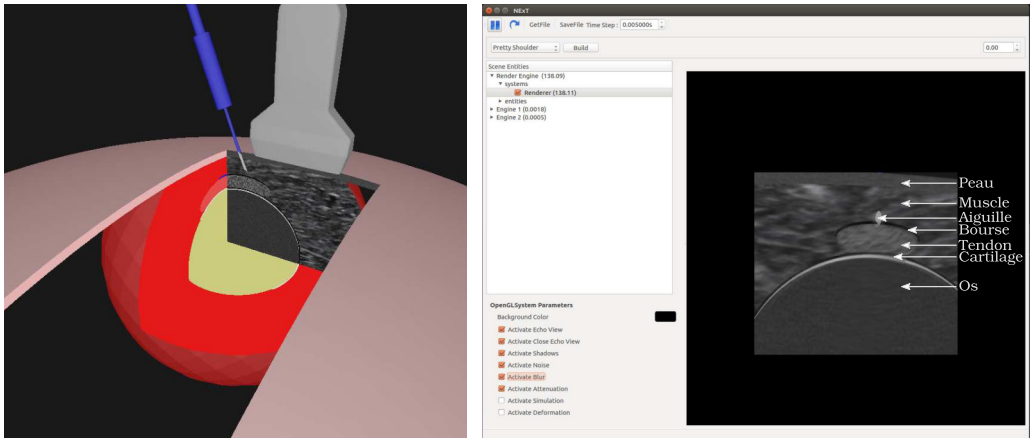
Fig. 5.1.: Modèle d'articulation anatomiquement probable de l'épaule, avec tendon du type long biceps.



(a) Modèle vu de dessous. (b) Zoom sur les tissus intérieurs.

Fig. 5.2.: Modèle d'articulation anatomiquement probable de l'épaule, avec tendon du type supra-épineux.

du même modèle. Dans cette configuration, l'aiguille est perpendiculaire au plan échographique.



(a) Vue pédagogique.

(b) Zoom sur une vue échographique, avec l'interface de la plateforme NExT.

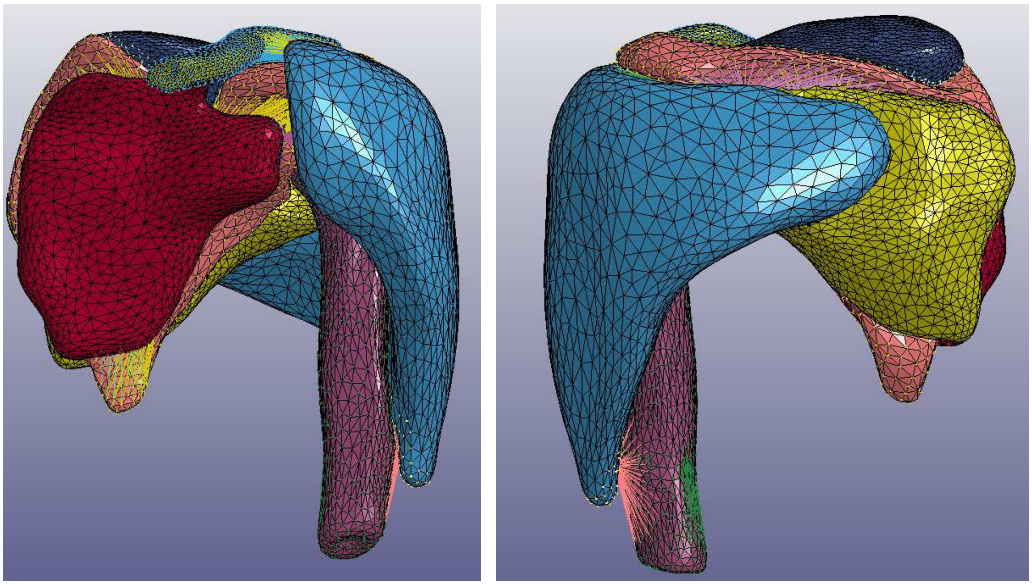
Fig. 5.3.: Modèle anatomiquement probable dans le simulateur.

La différence avec le modèle segmenté réside dans cette possibilité de navigation de l'utilisateur pour repérer des géométries particulières. Ces géométries se retrouvent dans l'anatomie réelle de l'épaule, ainsi que la taille, l'agencement et l'ordre de succession des tissus biologiques. Toutefois, des formes simplifiées par rapport à l'anatomie réelle sont toujours utilisées. Ces formes simples ont un véritable intérêt pédagogique. En effet, une théorie importante de l'apprentissage est l'existence d'une charge cognitive lors de l'apprentissage d'un geste [PRS04]. Si la charge cognitive est trop importante, l'impact sur l'apprentissage peut être négatif. Cette charge cognitive est basée sur le principe que la mémoire de travail est limitée. Or, les objets complexes comme les articulations avec plusieurs dizaines de tissus biologiques peuvent rapidement charger cette mémoire dans la représentation mentale de l'exercice. Le principe est donc de réduire la complexité des formes, pour que la charge cognitive se focalise sur le geste en lui-même, et non plus les objets sur lesquels le geste est effectué. Au fur et à mesure de l'apprentissage, la complexité des objets peut être de nouveau augmentée car moins d'effort est nécessaire pour le geste lui-même.

Cette charge cognitive a été étudiée par Bharathan *et al.* [Bha+13] pour le geste chirurgical de la laparoscopie (utilisation d'outils médicaux minimalement invasifs). Ils ont montré une véritable amélioration de l'apprentissage grâce à ces entraînements, même si l'environnement n'est qu'une représentation simplifiée de la réalité. Ce même principe est utilisé depuis de nombreuses années dans les simulateurs de vol.

5.1.3 Modèle de l'épaule complète

Un quatrième modèle a été créé, celui d'une épaule complète. Le modèle initial a été réalisé par le LBMC (Yoann Lafon) et l'université de Montréal (Mickaël Begon), où les os et les muscles principaux de l'épaule ont été segmenté à partir d'IRM et de tomographie. Ces données, qui permettent une reconstitution en 3D de l'épaule sont ainsi hautement réalistes. Cependant, comme nous pouvons l'observer sur la figure 5.4, de nombreux tissus biologiques manquent : tendon, bourses, ligaments, derme, tissus sous-cutanés, tissus adipeux...



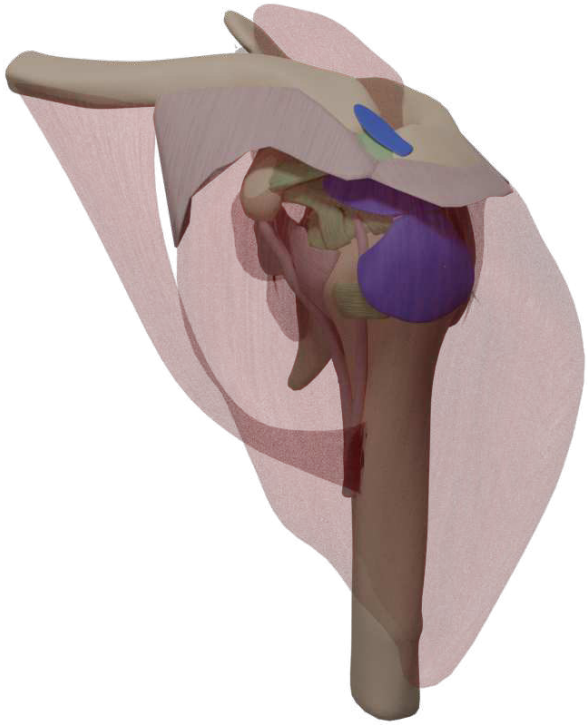
(a) Vue de face. (b) Vue de derrière.

Fig. 5.4.: Modèle de l'épaule gauche : muscle principaux et os.

Un modèle plus complet a donc été créé à partir de ce premier modèle (voir figure 5.5) pour faire apparaître ces tissus dans le modèle articulaire de l'épaule. Cette reconstruction se base donc sur le modèle anatomique de la reconstruction des muscles et des os de l'épaule et améliore ce modèle en faisant apparaître les jonctions entre ces éléments (tendon et ligament), l'enveloppe (la peau), et les tissus biologiques autres (bourses sous-acromiale et sous-deltoïdienne). Ces travaux ont été effectué sur Blender®, en étudiant pour les jonctions les surfaces d'intégrations des différents éléments biologiques et en interpolant ces surfaces d'intégrations pour construire la géométrie. Cela permet de respecter la géométrie initiale des muscles et des tendons. Pour les tissus autres, la géométrie est inspirée d'autres modèles anatomiques, comme Anatomie 3D de l'Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation (Université Claude Bernard Lyon1).

(a) Modèle avec peau en transparence faible.

(b) Modèle avec peau en transparence totale.



(c) Modèle avec peau en transparence totale et muscles en transparence faible.

Fig. 5.5.: Modèle de l'épaule gauche : ajout des tissus biologiques manquants.

Ce modèle plus complet a pour finalité de vérifier si les différents algorithmes présentés fonctionnent bien en temps réel, même si des tests de performance plus poussés ont été effectué sur des modèles simples mais avec plus de triangles. En effet, ce modèle complet possède une quarantaine d'objets différents, environ 50 000 sommets et 90 000 triangles. Pour comparaison, le test de performance monte a environ 7 millions de triangles.

5.2 Conception du simulateur complet

Le simulateur est composé d'une partie numérique et d'une partie physique. La partie numérique inclut le mode virtuel des scènes 3D et le rendu échographique et ses déformations, tandis que la partie physique regroupe l'enregistrement des positions des outils médicaux et le retour de force à l'utilisateur. Les interfaces haptiques permettent ainsi le lien entre l'utilisateur et la partie numérique.

5.2.1 Partie numérique du simulateur

Le simulateur a été développé dans une librairie appelée NExT créée par le LIRIS et le laboratoire TIMC-IMAG lors du projet ANR SAGA en 2012. Cette librairie permet de séparer en plusieurs fils d'exécution les différentes parties du simulateur, pour rendre compte des multiples vitesses d'exécution requises pour un simulateur temps réel. La figure 5.6 illustre les différents fils d'exécution de façon simplifiée, et permet de résumer où se situent les différentes étapes des travaux de ce manuscrit. On peut observer sur cette figure trois fils d'exécution différents : la collision, l'haptique et le rendu. Ces fils discutent entre eux pour la gestion des interactions. Par exemple, le déplacement des interfaces haptiques par l'utilisateur va induire une détection de collision. Cette collision est ensuite traitée par le modèle de force correspondant aux objets en lien avec cette collision, et les résultats sont envoyés au fil de rendu pour pouvoir les afficher en temps réel.

La séparation simplifiée en fils d'exécution, si elle permet de présenter le *framework*, ne rend pour autant pas compte de toutes les interactions entre les différents éléments de la simulation. La figure 5.7 a au contraire l'objectif de présenter ces interactions et d'illustrer les différentes étapes avec une dimension chronologique. On peut suivre sur cette figure la séparation de la scène virtuelle en trois éléments : les tissus biologiques, la sonde et l'aiguille. La disposition et les interactions de ces 3 éléments différents vont d'une part créer les forces haptiques ressenties par l'utilisateur, mais aussi définir l'image finale projetée sur l'écran. Nous pouvons

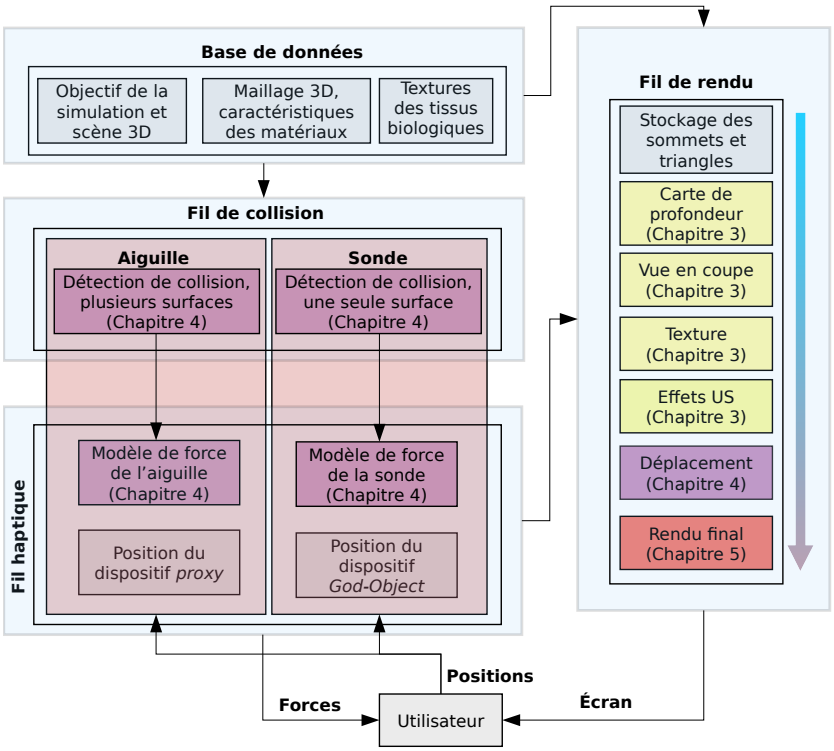


Fig. 5.6.: *Framework* simplifié de la simulation. Les différents chapitres par étapes sont affichés.

voir sur cette figure les différents procédés appliqués à la surface 2D pour produire une image échographique déformée.

Ainsi, la position et l'orientation de l'interface haptique "sonde échographique" sont retranscrites à la scène virtuelle. Le positionnement relatif de cette sonde par rapport aux tissus biologiques va déterminer non seulement la coupe 2D de ces tissus, mais aussi permettre de stocker une carte des profondeurs pour chaque tissus, une seule texture orientation des fibres pour tous les tissus fibreux fins, et une seule texture masque du module de Young pour tous les tissus. Le positionnement relatif de la sonde par rapport au point de collision va aussi permettre de créer une texture de déplacement.

La coupe 2D simple va alors subir plusieurs traitements pour rajouter des effets échographiques. Dans l'ordre :

- création des ombres et des réflexions grâce aux cartes de profondeur ;
- ajout des textures lorsque celles-ci sont disponibles (pour les muscles) grâce à la banque de données de textures et de l'orientation relative de la sonde ;
- ajout du bruit pour créer le grain particulier des images échographiques ;

- ajout des flous pour simuler le rendu de fibre pour les tissus fibreux fins (tendons par exemple), ainsi qu'un faible flou radial ;

- ajout de l'atténuation.

Entre temps, la position et l'orientation de l'interface haptique "aiguille" sont elles aussi retranscrites dans la scène virtuelle, et les différents points de collision au niveau des interfaces de tissus ainsi que la vitesse de l'aiguille vont permettre de compléter la texture de déplacement.

L'image échographique produite plus tôt va alors être déformée grâce à la texture de déplacement et la texture masque du module de Young pour respecter les différentes raideurs des tissus et les interactions entre les tissus.

Cette image est alors affichée sur l'écran, en temps réel.

5.2.2 Partie physique du simulateur

Le simulateur comporte un ordinateur, un écran et deux interfaces haptiques. L'ordinateur possède un CPU Intel® Core™ i7-6800K, une carte graphique NVIDIA® GeForce® 1070GTX et 31.3 GB de mémoire vive. Les interfaces haptiques sont respectivement un Touch™ 3D stylus et un Geomagic® Touch™. Lors de certaines simulations en commun avec le laboratoire Ampère, un dispositif haptique Haption SA, le Virtuose™ 6D a aussi été utilisé. Ces interfaces, à 6 degrés de liberté ont un retour de force continue maximal plus important (3N) comparé aux interfaces classiques (1.8N), pour un prix environ 15 fois plus élevé (1500€-20000€). Les interfaces haptiques sont gérées dans la librairie NExT grâce à la librairie externe VRPN [1], qui permet de communiquer avec celles-ci. La position, l'orientation, ainsi que la vitesse des interfaces sont ainsi récupérées, et la force à générer est renvoyée à l'interface au travers de cette librairie. Lors des essais avec le laboratoire Ampère, un support physique qui correspond à la surface de l'épaule a aussi été créé.

Une photographie de ce simulateur, avec une vue pédagogique, c'est-à-dire avec une vue 3D de la scène couplée à une vue en coupe du rendu échographique peut être observée sur la figure 5.8a, tandis qu'une photographie du simulateur avec le dispositif haptique Haption SA, et une vue centrée échographie peut être observée sur la figure 5.8b.

[1] https://github.com/vrpn/vrpn/wiki

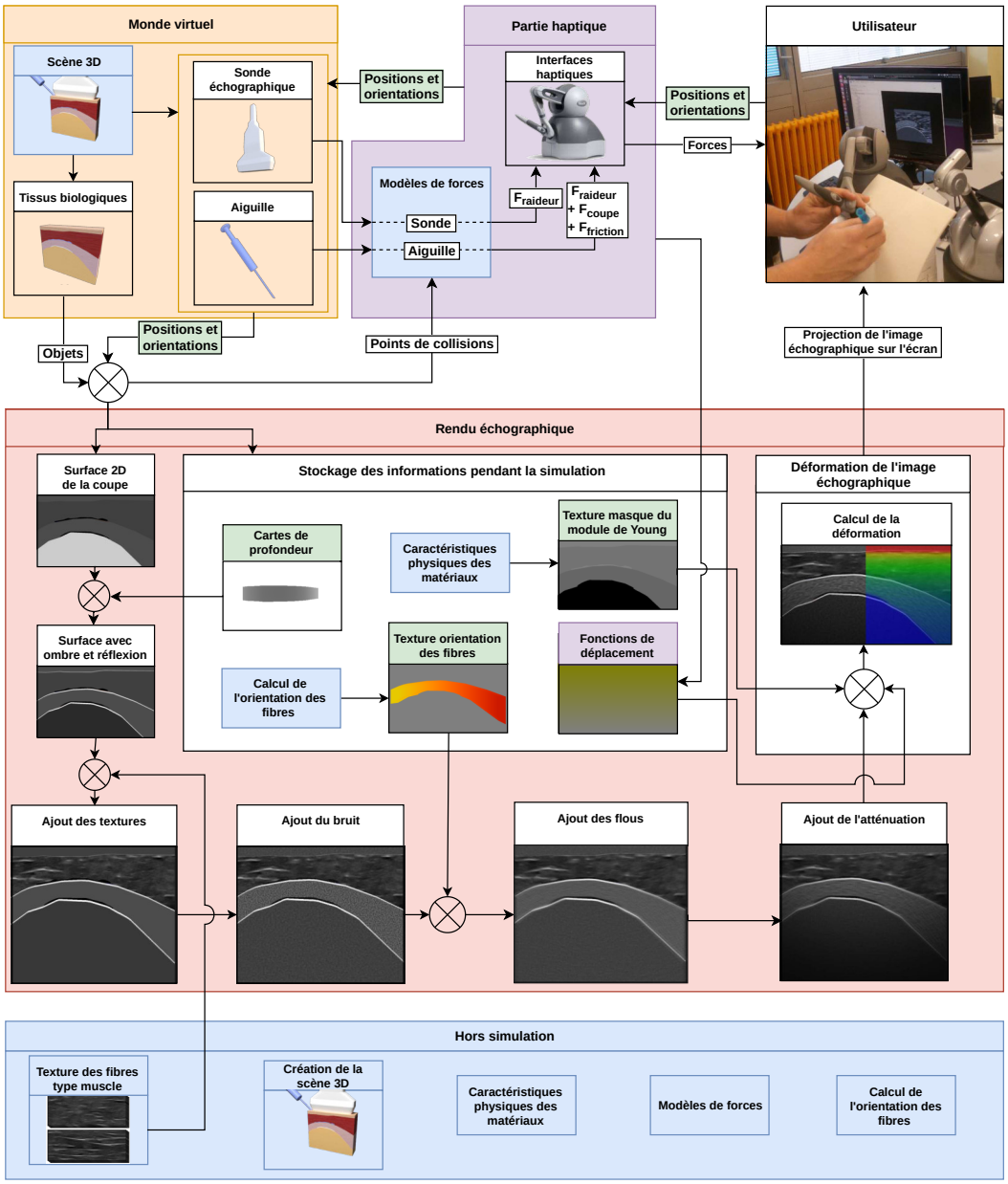


Fig. 5.7.: Présentation des interactions et des différentes étapes au sein du simulateur.

(a) Simulateur classique avec vue pédagogique.

(b) Version Haption SA du simulateur avec support physique pour la peau et vue échographique uniquement.

Fig. 5.8.: Deux simulateurs complets réalisés durant le projet SPARTE.

5.3 Résultats et performances

5.3.1 Modèle segmenté

Une simulation de rendu et de déformation d'image avec le modèle segmenté a été effectuée. Cette simulation inclut la vue en coupe du modèle segmenté, le rendu échographique complet avec orientation des fibres, et la déformation des tissus, calculée à partir des modèles de déformation de la sonde et de l'aiguille. Cette simulation n'inclut en revanche pas le maniement des interfaces haptiques, les trajectoires de la sonde et l'aiguille ayant été définies au préalable.

Dimensions. Les dimensions du modèle segmenté sont les suivantes : 20 cm de largeur, 15 cm de hauteur et 5 cm de profondeur. Ces données proviennent d'une image échographique dont les dimensions réelles sont : 4 cm de largeur et 3 cm de hauteur. Le facteur 5 entre les deux modèles est un choix de visualisation du modèle et a été pris en compte lors des calculs de déplacement ou de vitesse. Nous considérerons par la suite que le modèle a bien les dimensions de l'image réelle.

Trajectoire de la sonde. La sonde avance jusqu'à la surface de la peau, s'enfonce d'environ 2.5 mm, et reprend sa position à la surface de la peau.

Trajectoire de l'aiguille. L'aiguille avance jusqu'à la surface de la peau avec un angle de 45°, et s'enfonce d'environ 1.15 cm à une vitesse moyenne de 4 mm/s.

Caractéristique des matériaux. Les caractéristiques des matériaux, qui nous permettent de créer le masque du module de Young (ou de raideur) sont définies par rapport à la raideur de la peau $E_{peau} = 0.5N/mm$ avec un coefficient β, c'est-à-dire que la nouvelle valeur est $E = \beta E_{peau}$ (voir tableau 5.1). Cependant, pour faciliter la lecture du masque, la véritable valeur m stockée dans celui-ci est en réalité $m = \frac{1}{2\beta}$. On peut observer dans les travaux de McKee *et al*. [McK+11] de grandes disparités dans les valeurs du module de Young des tissus biologiques. Nous avons donc choisi les valeurs en fonction des essais avec le corps médical.

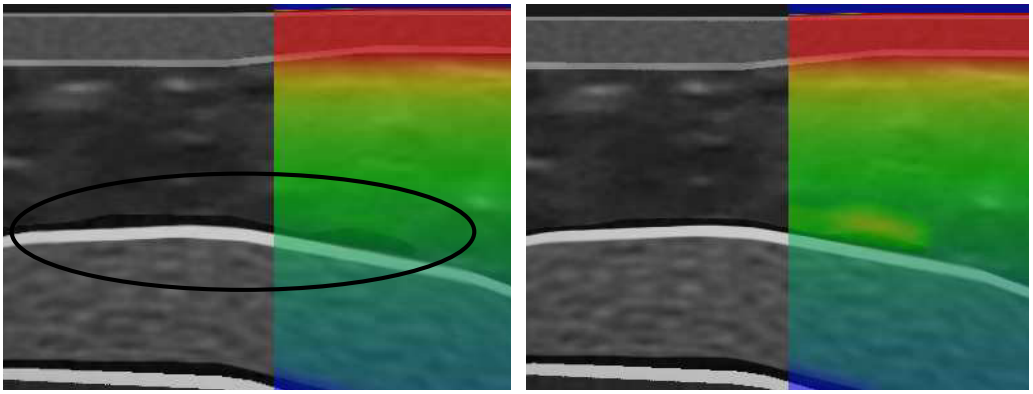
Remarques : l'avantage de stocker ces valeurs dans le masque en fonction de la peau, est qu'il est aisé d'identifier les tissus qui ne se déplacent pas, c'est-à-dire les os, car alors $m = 0$, et la valeur du masque est noire. La gradation pour les objets de raideur plus importante que la peau est en outre bien définie pour m entre 0 et 0.5. De plus, les forces par rapport aux déplacements de la sonde sont définies avec la raideur de la peau, donc la cohérence du déplacement des tissus par rapport à la sonde est assurée. L'inconvénient majeur est que les objets de raideur inférieure ou qui réagissent différemment (par exemple, de l'eau entre les tissus, qui devrait être chassée lors de la pression de la sonde) sont limités à une raideur 2 fois plus faible (valeur m stockée entre 0.5 et 1). Cet inconvénient peut être évité en choisissant le coefficient relatif en fonction du tissus avec la raideur la plus faible à la place de la peau, ou en choisissant une échelle non linéaire pour des valeurs m stockées supérieures à 0.5.

Matériau	coefficient relatif à la peau β
Peau	1
Muscle	1,1
Tendon	1,2
Bourse	1
Cartilage	∞
Os	∞

Tab. 5.1.: Coefficient relatif de raideur en fonction de la peau lors de nos essais.

On peut observer sur la figure 5.9 l'effet du déplacement de la bourse séreuse (en noir, entourée) lorsque la raideur est minimale. La bourse est alors plus aplatie, et les tissus aux alentours se déforment plus pour respecter la continuité des déplacements.

La figure 5.10 présente la simulation présentée dans cette partie. On peut observer la déformation des tissus due à la sonde et à l'aiguille. Une carte des chaleurs a été surimposée sur certaines images pour mieux mettre en valeur les déformations. La simulation tourne à plus de 60 images par seconde, ce qui dépasse les attentes pour une simulation interactive. Cet essai nous a permis de vérifier la faisabilité



(a) Déplacement pour une raideur identique à la peau.

(b) Déplacement pour une raideur minimale.

Fig. 5.9.: Déplacement pour des raideurs différentes de la bourse, avec carte de chaleur surimposée.

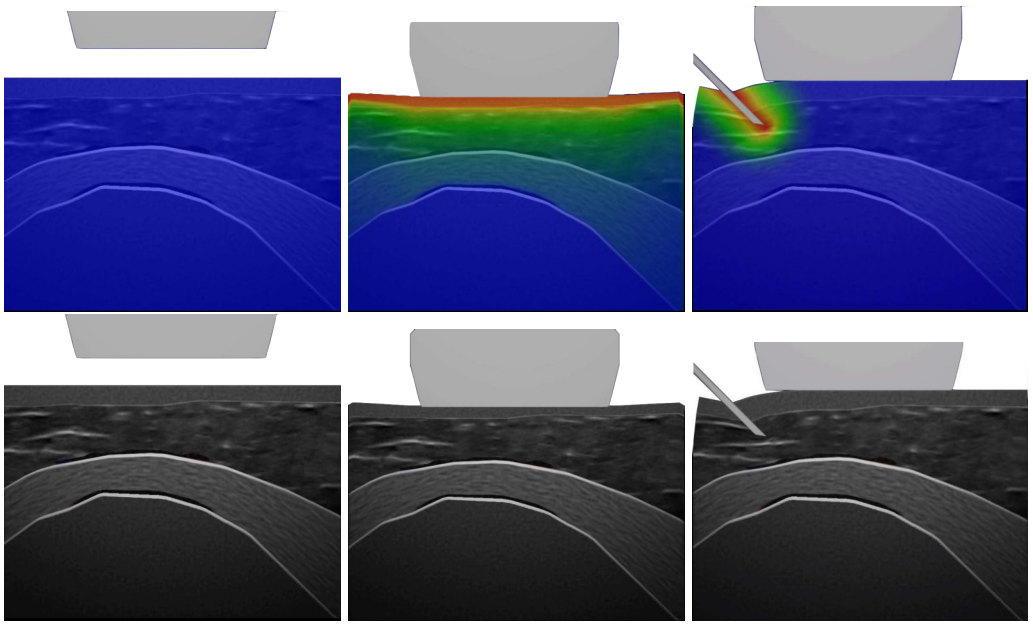


Fig. 5.10.: Déformation de l'image échographique suivant les trajectoires de la sonde et de l'aiguille. Avec et sans carte de chaleur surimposée.

temps réel du rendu échographique, et de la déformation de l'image créée. Une vidéo de cet essai a été envoyée a un expert rhumatologue pour validation.

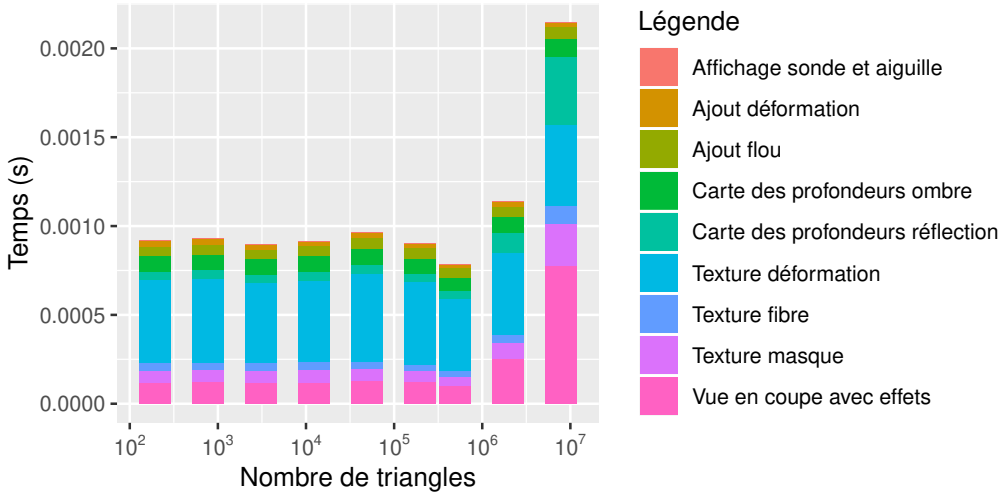
5.3.2 Résultats pour les modèles anatomiquement probables et modèle de l'épaule complète

Les résultats avec les modèles anatomiquement probables et le modèle de l'épaule complète sont l'étape suivante des essais de faisabilité, et formeront la base pour la validation du simulateur dans son ensemble. Pour l'instant, des essais ont été faits avec l'expert rhumatologue et des essais avec plusieurs rhumatologues et apprenants sont en cours de préparation. Nous en parlerons plus en détails dans la partie validation (5.4).

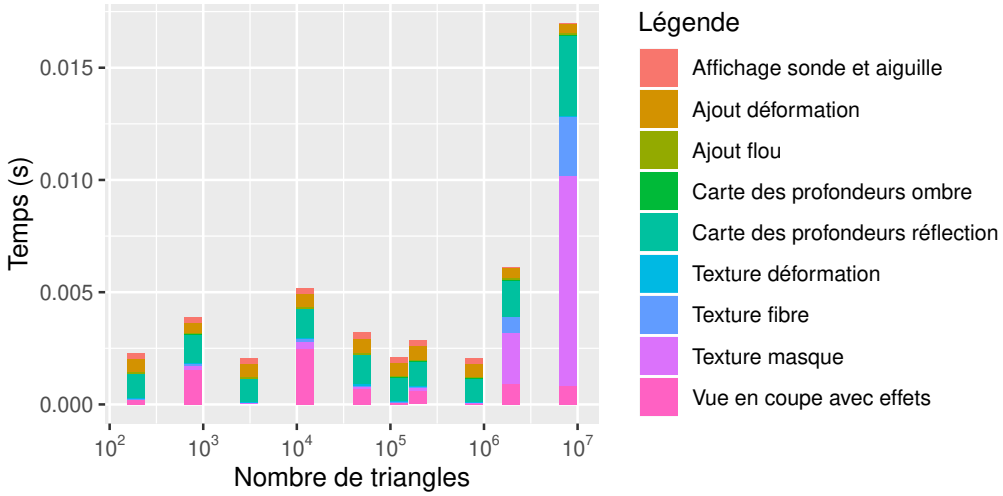
5.3.3 Performances

Des essais de performances ont été réalisés pour étudier la faisabilité de la simulation sur des modèles complexes, comme le modèle de l'épaule complet. Ces essais ont été effectués sur un modèle sphérique, avec un nombre croissant de triangles (de 192 à 7 864 320 triangles). La sphère est considérée comme un objet fibreux sous déformation. Nous avons choisi cet objet car il passe par toutes les différentes étapes du pipeline graphique : carte de profondeur, texture de l'orientation des fibres, texture du masque, ajout du flou, ajout de l'atténuation, et ajout des déformations.

Le temps présenté à la figure 5.11 correspond à la moyenne des 120 premières images enregistrées au moment de la déformation pour le CPU et pour le GPU. On peut observer que le temps GPU est le plus long, comme la majorité des calculs sont effectués sur carte graphique. Cependant, même pour le nombre maximal de triangles, notre rendu est effectué avec tous les effets en environ 0.015 secondes, soit environ 60 images par seconde ce qui est bien au dessus des limites du temps réel (environ 15 images par seconde). Le temps GPU augmente fortement pour 10^7 triangles car la mémoire GPU est limitée et on dépasse sa capacité mémoire. Celui-ci est donc contraint de faire plusieurs passes dans une même étape pour afficher l'objet. D'ailleurs, les étapes les plus longues en temps de calcul sont les étapes qui nécessitent de manipuler l'ensemble des triangles de l'objet à l'écran (calcul des ombres, définition de la surface de coupe). Cependant, il est peu probable que les scènes réelles contiennent un nombre aussi importants de triangle. Cet essai de performance est donc concluant pour la méthode proposée.



(a) Temps CPU.

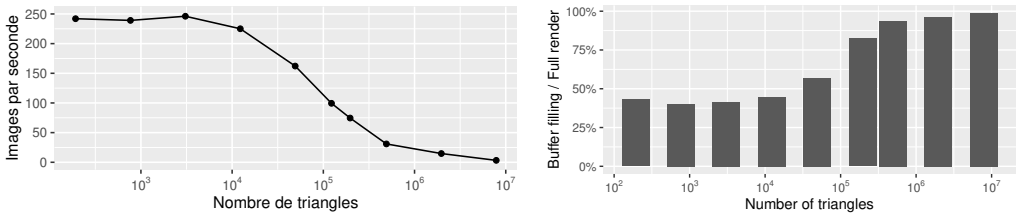


(b) Temps GPU.

Fig. 5.11.: Temps cumulé (en seconde) des différentes étapes du rendu en fonction du nombre de triangles (en échelle logarithmique).

Pour pouvoir comparer la méthode utilisée avec une méthode classique de rendu d'image échographique avec déformation (déformation grâce à un modèle élément fini, découpe du modèle, affichage grâce à de la génération d'image), nous avons enregistré le temps nécessaire pour remplir le *buffer* ou tampon de la carte graphique. Cette étape est indispensable lors d'une déformation par éléments finis, car il est nécessaire d'envoyer les nouvelles positions calculées à la carte graphique pour pouvoir les afficher. Cette étape de remplissage des données est un goulot d'étranglement des performances lorsque le nombre de triangles augmente, sans parler du temps nécessaire à la simulation en elle-même. Nous pouvons observer sur la figure 5.12 la perte d'images par seconde lorsque cette étape de remplissage est effectuée, ainsi que le pourcentage sur le temps total de la création de l'image.

L'avantage de la méthode proposée est que le remplissage des données de position des objets (en dehors des objets haptiques comme la sonde et l'aiguille) n'ont pas besoin d'être mises à jour entre chaque itération graphique, mais sont remplies lors de la création de la scène. Néanmoins, cette méthode et ce simulateur doivent encore passer l'étape de la validation à grande échelle.



(a) Images par seconde avec l'étape du remplissage du buffer graphique.

(b) Pourcentage du temps total de création de l'image alloué au remplissage du buffer graphique.

Fig. 5.12.: Chute de performance lorsque l'étape de remplissage du buffer graphique est effectuée à chaque image.

5.4 Validation du simulateur complet

Une validation poussée pour un simulateur médical est une étape indispensable. En effet, les gestes et les habitudes prises sur ce genre de simulateur peuvent avoir un impact sur la santé des personnes. La première validation est située en amont, pour savoir si le simulateur remplit un manque dans le parcours pédagogique de l'apprenant. Cette étude, évoquée dans l'introduction, regroupait plus de 60 personnes (34 experts rhumatologues, 11 chefs de clinique, 16 internes et 4 autres) et a permis de définir l'utilité de la création d'un tel simulateur. En effet, la majorité

des apprenants préconisent une augmentation de la pratique du geste, notamment la pratique sur simulateur.

De plus, le projet a été continuellement suivi avec un professionnel de la santé, pour valider les étapes de visualisation et de ressenti physique, avant de pouvoir entamer des essais à grande échelle, qui pourront déterminer l'utilité et les avantages réels d'un tel simulateur. Rappelons ici le cadre de ce simulateur : le simulateur de ponction présenté au cours de cette thèse a pour objectif d'apprendre et d'améliorer la dextérité bilatérale. Autrement dit, le simulateur se situe très en amont dans l'apprentissage du geste et est principalement centré sur la visibilité et la trajectoire de l'aiguille sur l'image échographique, ainsi que le maniement simultané de deux outils médicaux, la sonde et l'aiguille. Le ressenti haptique et visuel ont donc une place importante dans cette validation. Ces ressentis, subjectifs, sont les premiers à être testés lors des entrevues avec les professionnels de la santé. Pour autant, le simulateur ne se veut pas une représentation exacte de la réalité, souvent synonyme de surcharge cognitive.

C'est pourquoi les premiers essais à grande échelle seront faits sur les modèles anatomiquement probables. Les modèles sont suffisamment simples pour rendre compte de l'anatomie, tout en proposant un milieu pédagogique avec le minimum de surcharge cognitive.

5.4.1 Les différents moyens de validation grande échelle

L'étape de validation à grande échelle, appelée *face validity*, doit être effectuée avec un panel important d'apprenants et d'experts, préférentiellement avec plusieurs niveaux différents : novices, intermédiaires et experts. Cette validation n'a pas été faite dans le cadre du simulateur particulier de l'insertion sous échographie, et est prévue pour des travaux futurs. Cependant, dans le cadre du projet SAMSEI, auquel est relié le simulateur d'insertion sous échographie, nous avons pu mener cette étape de validation pour un simulateur similaire, d'entraînement à la laparoscopie. Nous allons expliciter brièvement le simulateur développé au sein du laboratoire Ampère, les étapes de validation, et les résultats obtenus. Si la conception du simulateur a été effectuée préalablement à ces travaux de thèse [2], la validation s'est déroulée pendant ce travail de thèse. Nous allons la présenter ici pour mettre en avant les étapes de validation à mettre en place dans le cadre du simulateur de ponction. Ce travail est un travail de collaboration avec le laboratoire LIBM, en la personne de Benjamin de Witte [De 18]. Le LIBM a assuré le contact avec les médecins, l'étude des gestes utiles à retranscrire pour la formation et s'est assuré

[2] stage ingénieur de Master au sein du laboratoire Ampère

que les protocoles de validation étaient suivis. Nous avons mis en place, grâce à leurs conseils, les exercices ainsi que les variables de validation. Nous avons ensuite étudié l'utilité de ces variables.

Le simulateur. Le simulateur de laparoscopie a été élaboré pour aider les apprenants chirurgiens à s'entraîner à la chirurgie minimalement invasive (voir Figure 5.13). Le principe de cette chirurgie est de s'affranchir des opérations ouvertes pour réduire le traumatisme opératoire et permettre un rétablissement plus rapide du patient. La difficulté est que les pointes des outils ne sont plus en visibilité direct puisqu'ils sont insérés au travers d'une incision de quelques centimètres. La visibilité est assurée par un système d'imagerie, lui aussi inséré au travers d'une incision.

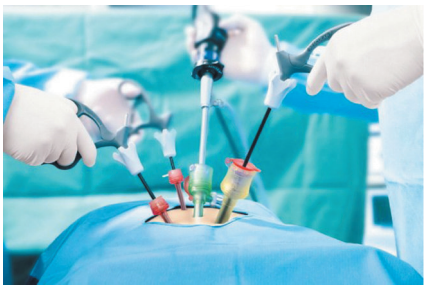


Fig. 5.13.: Chirurgie minimalement invasive - http://kchealthandwellness.com.

La difficulté ciblée de l'apprentissage est le maniement bilatéral des outils, les pinces laparoscopiques. En effet, non seulement la pointe de l'outil n'est pas visible directement, mais l'interface de la peau inverse la direction des geste : déplacer l'outil vers la droite va déplacer la pointe de l'outil vers la gauche, car l'incision de la peau se comporte comme une liaison rotule. Par ailleurs, l'amplitude des gestes est aussi modifiée. Cet effet est appelé le *fulcrum effect*. On retrouve cette difficulté du maniement bilatéral dans le simulateur de ponction, ainsi que l'observation des outils à travers un système d'imagerie. Le *fulcrum effect* est lui aussi présent.

De la même façon que le simulateur de ponction, le simulateur de laparoscopie a été conçu après une étude préliminaire du laboratoire LIBM, qui a permis d'isoler les mouvements clés d'experts lors d'opérations chirurgicales filmées. Ces mouvements, comme la prono-supination, l'insertion, le retrait et le déplacement précis des outils chirurgicaux ont été reproduits dans un environnement simple d'apprentissage, en réduisant la quantité d'informations mentales de la scène pour se concentrer sur la trajectoire. Le retour haptique est assuré par deux interfaces Geomagic® Touch™, aussi utilisées pour le simulateur de ponction. Ces interfaces sont reliées à de véritables pinces laparoscopiques. La peau et les trocarts sont représentés par un tissu épais élastique (voir Figure 5.14).

(a) Présentation du simulateur de laparoscopie.

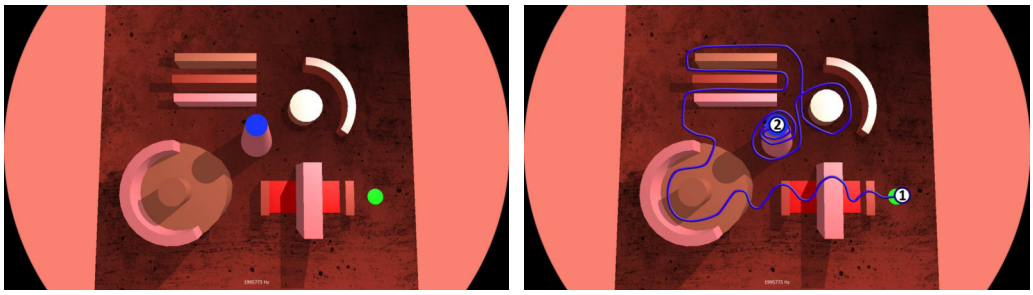
(b) Zoom sur la jonction entre les interfaces et les pinces laparoscopiques.

Fig. 5.14.: Présentation du simulateur de laparoscopie.

Les exercices. Les exercices ont été développés avec le *framework* haptic open-source CHAI3D. Ce *framework* permet de faciliter la communication entre le monde 3D virtuel et les interfaces haptiques. Le but des exercices est d'apprendre les gestes de la chirurgie minimalement invasive ludiquement dans un environnement contrôlé. Comme annoncé précédemment, la charge cognitive se doit de rester basse pour que l'apprentissage se focalise sur la dextérité.

Deux niveaux ont été implémentés dans le simulateur de laparoscopie. L'objectif du premier niveau est de faciliter l'immersion dans le *Serious Game*. L'utilisateur apprend à manipuler les outils, à s'orienter dans le monde virtuel et à interpréter la sensation de profondeur au travers d'un écran. Comme on peut le constater sur la figure 5.15a, la scène est géométriquement simple et le nombre d'objets est faible. Les objets avec des couleurs fortes (vert, rouge, bleu) sont des objets avec lesquels l'utilisateur peut interagir. Les autres objets sont là pour forcer l'utilisateur à apprendre et effectuer une trajectoire. Dans ce niveau, l'utilisateur ne manipule qu'un seul outil, et doit effectuer une trajectoire prédéterminée du point 1 au point 2 (voir figure 5.15b) le plus rapidement possible, en effectuant le moins de collisions possibles. En effet, dans le cadre d'une véritable opération chirurgicale, le chirurgien doit produire des mouvements sûrs et précis, avec le moins de collisions involontaires possibles. On demande à l'utilisateur de garder le plus statique possible l'autre outil. Les données telles que la position et l'orientation, le temps, et le nombre de collisions sont enregistrées pour analyse.

Le deuxième niveau (voir figure 5.16) augmente la difficulté en ajoutant plus d'objets et des trajectoires avec slaloms et des ouvertures de porte. Ils impliquent de produire des gestes précis et simultanés avec les deux outils pour débloquer les obstacles. Les gestes effectués sont équivalents aux gestes d'une véritable opération



(a) Exercice 1, vu au travers de l'écran. (b) Trajectoire à effectuer.

Fig. 5.15.: Exercice 1 du simulateur d'apprentissage de la laparoscopie.

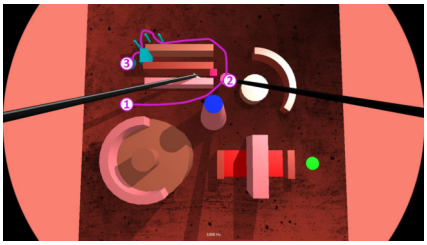


Fig. 5.16.: Exercice 2 du simulateur de laparoscopie.

(pronation, supination, cercles), seul le contexte, ludique, est différent. Lorsque les exercices sont terminés, l'utilisateur reçoit un retour sur ses performances, sous forme de trajectoire reproduite à l'écran.

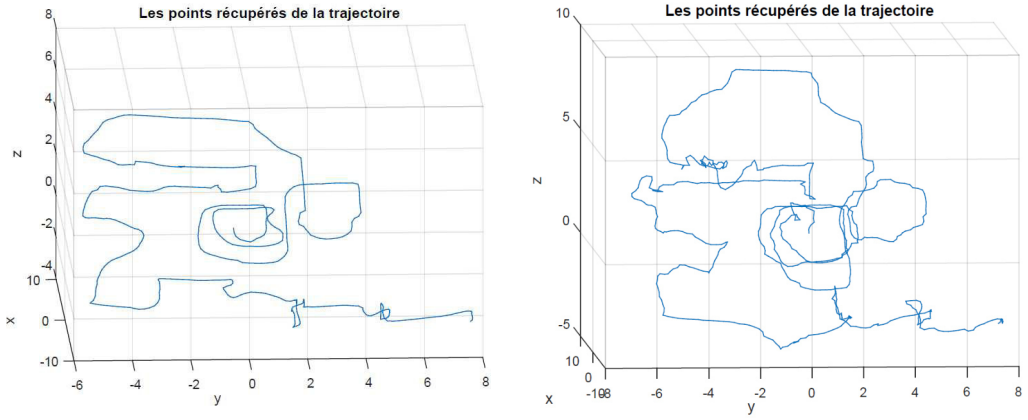
Parallèle avec le simulateur de ponction. Si l'on considère le simulateur de ponction, les gestes demandés sont aussi proches des gestes d'une opération normale, même si les modèles sur lesquels ce geste est effectué possèdent une dimension ludique. L'exercice consiste à trouver avec la sonde la cible à ponctionner, à positionner correctement l'aiguille pour l'insertion, et suivre cette insertion sur le rendu échographique, tout en gardant la cible et l'aiguille dans le plan de coupe de la sonde. L'utilisateur doit arrêter l'aiguille lorsque celle-ci atteint sa cible. Il reçoit alors l'information qu'il a alors bien atteint la cible.

Évaluation des performances. Pour évaluer et positionner la performance d'un apprenant sur le simulateur il est tout d'abord nécessaire de vérifier que le simulateur permette de séparer objectivement les novices et les experts. Pour ce faire, 77 sujets ont été sélectionnés, d'un niveau allant du novice pur (aucun entraînement avec des outils médicaux de laparoscopie) à des experts (plus de 100 opérations sur patient réel). Plusieurs critères ont été choisis pour produire l'évaluation : le temps de complétion, le nombre de collision, la distance parcourue par les outils médicaux, et la vitesse affine [PS97]. La vitesse affine est une variable prenant en compte la géométrie de la trajectoire, ainsi que son dynamisme, pour évaluer la qualité de la

trajectoire. En effet, lorsque l'on observe les trajectoires de la figure 5.17, on peut observer une différence nette entre les deux, mais il est nécessaire de trouver une métrique objective sur leur qualité respective. Cette vitesse a d'abord été étudiée pour le mouvement de l'écriture ou du dessin 2D. Son fonctionnement est intuitif : lorsque les humains dessinent des courbes, la vitesse tangentielle diminue lorsque la courbure de la trajectoire augmente. Cette vitesse affine (v_a) est définie par :

$$v_a = |\dot{x}\ddot{y} - \dot{y}\ddot{x}|^{1/3}, \tag{5.1}$$

où $\dot{x}$ correspond à la dérivée temporelle de x, et $\ddot{x}$ à la dérivée temporelle seconde.



(a) Cas d'un utilisateur expérimenté (20 essais). (b) Cas d'un novice.

Fig. 5.17.: Différence de trajectoires entre un utilisateur expérimenté et un novice.

Cette vitesse fût généralisée en 3D par Pollick *et al.* [Pol+09]. Elle relie la vitesse euclidienne v, la courbure κ, et la torsion τ par la formule suivante :

$$v = \kappa^{-1/3}|\tau|^{-1/6} \tag{5.2}$$

Elle fût ensuite utilisée pour étudier la trajectoire de forceps pour l'apprentissage de l'accouchement par Cifuentes *et al.* [Cif+14].

Parallèle avec le simulateur de ponction. Les variables nécessaires à l'évaluation des performances pour le simulateur de ponction sont semblables aux variables présentées ici pour le simulateur de laparoscopie. En effet, la position et l'orientation des outils médicaux est d'une grande importance pour vérifier si le geste a correctement été effectué, notamment à travers la position relative de l'aiguille par rapport au

plan de sonde. La vitesse affine est aussi une variable intéressante, puisqu'elle permet d'évaluer la qualité de la trajectoire des outils. La variable de temps est aussi intéressante, même si la rapidité ne sera pas explicitement demandée. D'autres variables nous semblent intéressantes à enregistrer, comme la distance de la cible par rapport au centre de l'image échographique, la distance au plan de coupe de la cible et de l'aiguille, le temps relatif où soit l'aiguille, soit la cible n'apparaît pas sur l'image échographique et les points de collision des différentes interfaces des tissus.

Résultats pour le simulateur de laparoscopie. Le panel de 77 sujets a été séparé en 4 groupes : 17 experts (plus de 100 opérations réelles), 12 intermédiaires (entre 5 et 20 opérations réelles), 28 internes sans expérience d'opération réelle (uniquement de l'observation et de l'entraînement sur simulateur) et 20 novices. Les variables retenues pour ces résultats sont le temps, le nombre de collisions et l'écart type de la vitesse affine sur le mouvement. L'écart type est utilisé car il permet de mieux discriminer les différences sur le mouvement. Un expert et un intermédiaire ont suffisamment d'expérience pour effectuer les mouvements avec fluidité, et donc une vitesse affine presque constante, alors qu'un novice aura tendance à avoir une vitesse affine changeante au cours du mouvement.

Les résultats de la moyenne des groupes pour les différentes variables peuvent être observés sur le tableau 5.2. Ces résultats proviennent de l'exercice 1.

	Novice	Interne	Intermédiaire	Expert
Moyenne du temps (s)	156.9	122.3	81.5	82.4
Moyenne du nombre de collision (Nb)	24.5	17.4	8.8	9.4
Écart type de la vitesse affine (cm/s)	3.0	2.7	2.2	2.3

Tab. 5.2.: Résultats des différents groupes pour le niveau 1

Comme les données ne montraient pas de signe de distributions normales, le test de Kruskal and Wallis a été utilisé pour déterminer si les différents groupes peuvent être discriminés. Le test montre qu'il y a des différences significatives pour le temps (chi-2 = 32.8, p-value<0.05), pour les collisions (chi-2 = 22.5, p-value<0.05) et la vitesse affine (chi-2 = 30.6, p-value<0.05). Un test de comparaison 2 à 2 après coup de Dunn a été utilisé. Les valeurs des p-values pour toutes les variables et groupes sont visibles sur les tableaux 5.3, 5.4 et 5.5

	Interne	Expert	Intermédiaire
Expert	<0.05	-	-
Intermédiaire	<0.05	0.86	-
Novice	<0.05	<0.05	<0.05

Tab. 5.3.: p-value pour le temps.

	Interne	Expert	Intermédiaire
Expert	<0.05	-	-
Intermédiaire	<0.05	0.87	-
Novice	0.47	<0.05	<0.05

Tab. 5.4.: p-value pour le nombre de collision.

	Interne	Expert	Intermédiaire
Expert	<0.05	-	-
Intermédiaire	<0.05	0.43	-
Novice	<0.05	<0.05	<0.05

Tab. 5.5.: p-value pour la vitesse affine.

En assumant un risque inférieur à 5%, on peut conclure qu'il existe des différences significatives, pour toutes les variables, entre :

- les experts et les internes;
- les experts et les novices;
- les intermédiaires et les internes;
- les intermédiaires et les novices.

De plus, il existe des différences significatives entre les novices et les internes pour le temps et la vitesse affine, mais pas pour le nombre de collisions. En revanche, il n'existe pas de différence significative entre les experts et les intermédiaires. On peut supposer que les intermédiaires et les experts sont suffisamment entraînés avec des pinces laparoscopiques pour qu'il n'existe pas de différence franche entre leurs trajectoires. Nous avons donc regroupé les intermédiaires et les experts en un groupe unique.

Pour ensuite situer un nouvel arrivant, ou se rendre compte de l'évolution de l'habilité d'un apprenant, nous avons effectué une Analyse en Composante Principale pour les différents groupes. Les résultats sont observables sur la figure 5.18. Cette analyse nous permet de visualiser en deux dimensions la distribution des différents groupes. Chaque point correspond à un utilisateur et est localisé en utilisant les trois scores (temps, nombre de collision et écart type de la vitesse affine). Les données ont précédemment été normalisées.

Un nouvel arrivant peut alors être positionné par rapport à sa distance avec le centre de gravité des différents groupes. La distance minimale pouvant déterminer le groupe auquel il appartient. Cette méthode possède l'avantage de mesurer la courbe d'apprentissage d'un utilisateur, qui se déplace par exemple du groupe des

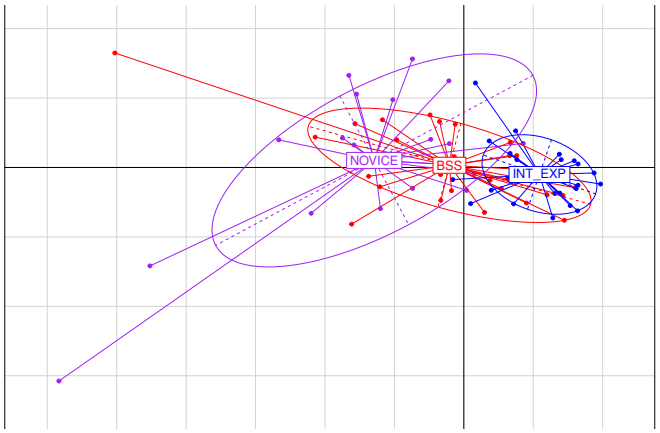


Fig. 5.18.: Analyse en Composante Principale sur notre panel de sujet, lorsque les experts et intermédiaires sont regroupés (INT_EXP). On peut observer les novices (NOVICE) et les internes (BSS).

novices au groupe des internes. De plus, il est possible de rajouter des variables et d'augmenter ainsi la dimension des données de départ, puisque l'ACP va permettre de réduire cette dimension de départ en une représentation 2D visuellement interprétable.

5.4.2 Conclusion sur la validation

Les étapes de la validation pour le simulateur d'infiltration et de ponction sous échographie seront identiques aux étapes de validation du simulateur de laparoscopie. Différents groupes, avec des niveaux variés mais identifiables devront passer sur un exercice particulier du simulateur. Ensuite, il sera nécessaire de prouver que les différents groupes sont différentiables, pour justifier que le simulateur permet bien de distinguer les novices et les experts, et donc qu'il existe une différence d'habilité mesurable par le simulateur. La deuxième étape est de suivre l'évolution d'un novice, pour observer si celui-ci se rapproche du groupe des experts. Ces étapes ne sont pas triviales lorsque l'on considère la disponibilité du corps médical, et peuvent s'étendre sur une échelle de temps importante.

5.5 Conclusion

Les différents résultats présentés dans cette section permettent de rendre compte de la liaison entre la partie physique du simulateur et la partie numérique. Cette liaison est assurée par des interfaces haptiques, reliées à la sonde et à l'aiguille du

simulateur. La sonde permet de générer le plan de coupe du rendu échographique en temps réel. L'image ainsi générée est ensuite déformée en fonction des interactions entre les outils médicaux et les tissus biologiques. La génération de l'image échographique déformée reste temps réel, même pour un nombre élevé de triangles. Pour permettre la validation du simulateur, de nombreuses variables doivent être enregistrées lors de la simulation d'échographie, et un panel important de sujets (experts et novices) doivent tester le simulateur. Ces étapes de validations ont été présentées en détail au travers d'un autre simulateur similaire.

6 Conclusion

Ce travail de thèse répond à un besoin existant de modernisation d'amélioration de la formation des médecins dans le geste médical de l'insertion de l'aiguille sous échographie. Ce geste médical est couramment utilisé pour soulager des douleurs aux articulations et nécessite une formation particulière pour être correctement assimilé. Un premier prototype de simulateur complet avec l'utilisation de deux bras haptiques couplés et d'un écran a été élaboré. Le rendu visuel échographique est lié à la position d'une sonde ultrasonore couplée à une des interfaces haptiques, tandis que l'aiguille est liée à la deuxième interface haptique. Le simulateur se situe en amont dans la formation des premiers gestes sur le patient réel et a pour objectif d'améliorer la dextérité bilatéral des praticiens, tout en proposant un *framework* adaptable aux différentes articulations, pathologies et morphotypes. Ceci pour permettre aux apprenants d'être confronté à un panel varié des différentes opérations existantes.

Pour cela, nous avons proposé dans ces travaux une méthode de génération de l'image échographique à partir des modèle 3D surfacique des différents tissus. Celle-ci repose sur le plan de coupe donné par la position de la sonde lors de la simulation. Les objets sont découpés grâce à l'algorithme du *Capping Clipped Solids* et la nouvelle zone de coupe devient le support de notre pipeline graphique de création d'un visuel échographique. Ce pipeline sépare les différents tissus biologiques pour que le rendu de la surface correspondent à la sonoatomie réelle. Toutes les caractéristiques propres aux images échographiques réelles sont reproduites. Les ombres et les réflexions sont assurées grâce à une carte de profondeur créée en fonction de la position des tissus par rapport à la sonde. L'atténuation dépend elle aussi de la profondeur du tissu. Le grain spécifique des images échographiques (*speckle*) est lui aussi assuré grâce à un bruit généré à la volée sur GPU. Une nouvelle méthode pour afficher l'orientation des fibres en temps réel sur GPU est aussi proposée. Grâce à la géométrie locale des tissus fibreux de type tendon, la direction des fibres est récupérée pour produire une texture de contrôle. Cette texture de contrôle sert ensuite lors du rendu pour lissé le bruit généré dans la direction des fibres. Cette méthode permet ainsi de produire des tissus fibreux sur images échographiques à bas coût.

En ce qui concerne le rendu haptique, des algorithmes de calcul de force classiques ont été utilisés, mais nous avons proposé de relier les forces calculées aux images

rendues grâce à une méthode de manipulation de texture en post-traitement. Ces manipulations font intervenir des modèles de forces qui requiert peu de paramètres, qui dépendent des tissus biologiques et de la distances aux outils médicaux. Ces modèles de forces sont directement implémentés sur GPU pour déplacer les pixels de l'image échographique générée plus tôt.

Les différentes itérations de la conception du simulateur ont été suivie par un membre du corps médical. La validation des outils d'apprentissage a aussi été abordée, et a été finalisée pour un autre simulateur mettant en jeu la dextérité bilatérale et le retour visuel et haptique.

6.1 Travaux futurs

Différentes pistes sont possibles pour améliorer le rendu ultrasonore proposé dans ces travaux, notamment le rendu des tissus sous-cutané et le rendu des échos dus à la réverbération.

Rendu des tissus sous-cutané. Le rendu des tissus sous-cutané est variable suivant la zone considérée et le morphotype des individus. La visualisation de ces tissus sur les images échographiques montre un agencement en cellules allongées, blanche au niveau des parois (l'interface des cellule) et noire au centre (les cellules adipeuses ont un comportement anéchoïque). Ainsi, une des pistes de rendu de ces tissus serait d'utiliser un bruit génératif de Voronoï. Ce type de rendu est favorable à la grande disparité des rendu des zones adipeuses (taille des cellules, agencement, aplatissement) et permet de ne pas être dépendant d'une banque de donnée du rendu échographique de ces tissus. L'annexe A.2 présente les premières images de cellules de Voronoï au niveau du tissu adipeux sous-cutané.

Rendu des échos. Le rendu des échos peut être réalisé en répétant avec un décalage le rendu de la zone qui produit l'écho (comme une aiguille presque à l'horizontal avec le front d'onde de la sonde), avec une intensité décroissante.

Le simulateur proposé dans ces travaux doit en outre passer par les étapes de validations nécessaire à l'élaboration d'un outil pédagogique médical.

Validation à grande échelle. Le simulateur d'insertion d'aiguille sous échographie a passé les premières étapes de validation mais doit être validé à grande échelle. Tout comme le simulateur de laparoscopie, la première étape est de réunir des données provenant d'un panel allant de l'expert rhumatologue au novice. Ces données nous permettrons de différencier les différents groupes de niveau pour permettre

un système de notation objective. Ceci permettra de situer les différents apprenants et de définir des niveaux de performance lors des essais.

6.2 Perspectives

Le caractère générique des méthodes présentées permettent d'afficher un rendu échographique de n'importe quelle scène, pour peu que l'on dispose d'un modèle 3D des tissus biologiques. Ces méthodes permettraient à terme de proposer un simulateur flexible pour l'entraînement à l'imagerie médicale et à l'insertion d'aiguille. Cette insertion pourra être guidée par imagerie.

La méthode de rendu proposée dans ce manuscrit peut être réutilisée pour de nombreuses applications 3D qui nécessitent de produire une coupe 2D en temps réel. Les applications sont surtout orientées dans le domaine médical, où il est courant d'afficher une coupe du corps humain (radio, IRM, CT-Scan). Il sera bien entendu nécessaire de modifier la partie rendu pour qu'elle se rapproche des images réelles produites par ces outils d'imagerie médicale. La méthode d'affichage des fibres peut en revanche être réutilisée.

La méthode de déformation d'image peut être réutilisée dans des déformations 2D. La précision dépendant fortement du modèle physique associé, elle pourra être utilisé dans des applications où la vitesse d'exécution importe plus que la précision des déformations rendues. Ainsi, cette déformation pourra être utilisée dans le domaine des outils de manipulation d'images ou encore les jeux vidéo.

Bibliographie

[APM07] Niki Abolhassani, Rajni Patel, and Mehrdad Moallem. “Needle insertion into soft tissue: A survey”. In: *Medical engineering & physics* 29.4 (2007), pp. 413–431 (cit. on p. 22).

[AGO05] Ron Alterovitz, Ken Goldberg, and Allison Okamura. “Planning for steerable bevel-tip needle insertion through 2D soft tissue with obstacles”. In: *Proceedings of the 2005 IEEE international conference on robotics and automation*. IEEE. 2005, pp. 1640–1645 (cit. on p. 27).

[Alt+03] Ron Alterovitz, Ken Goldberg, Jean Pouliot, Richard Taschereau, and I-Chow Hsu. “Needle insertion and radioactive seed implantation in human tissues: Simulation and sensitivity analysis”. In: *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No. 03CH37422)*. Vol. 2. IEEE. 2003, pp. 1793–1799 (cit. on p. 27).

[BD80] JC Bamber and RJ Dickinson. “Ultrasonic B-scanning: a computer simulation”. In: *Physics in Medicine & Biology* 25.3 (1980), p. 463 (cit. on pp. 15, 16).

[Bha+13] Rasiah Bharathan, Saaliha Vali, Thomas Setchell, et al. “Psychomotor skills and cognitive load training on a virtual reality laparoscopic simulator for tubal surgery is effective”. In: *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* 169.2 (2013), pp. 347–352 (cit. on p. 92).

[BHT00] Peter N Brett, Andrew J Harrison, and Trevor A Thomas. “Schemes for the identification of tissue types and boundaries at the tool point for surgical needles”. In: *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 4.1 (2000), pp. 30–36 (cit. on p. 23).

[Bre+97] Peter N Brett, TJ Parker, Andrew J Harrison, Trevor A Thomas, and A Carr. “Simulation of resistance forces acting on surgical needles”. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 211.4 (1997), pp. 335–347 (cit. on p. 23).

[Bur+13] Benny Burger, Sascha Bettinghausen, Matthias Radle, and Jürgen Hesser. “Real-time GPU-based ultrasound simulation using deformable mesh models”. In: *IEEE transactions on medical imaging* 32.3 (2013), pp. 609–618 (cit. on pp. 18, 19).

[Che+09] Nuttapong Chentanez, Ron Alterovitz, Daniel Ritchie, et al. *Interactive simulation of surgical needle insertion and steering*. Vol. 28. 3. ACM, 2009 (cit. on p. 27).

[Cif+14] Jenny Cifuentes, Pierre Boulanger, Minh Tu Pham, Richard Moreau, and Flavio Prieto. “Automatic gesture analysis using constant affine velocity”. In: *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE. 2014, pp. 1826–1829 (cit. on p. 109).

[Cro+05] Jessica R Crouch, Chad M Schneider, Josh Wainer, and Allison M Okamura. “A velocity-dependent model for needle insertion in soft tissue”. In: *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer. 2005, pp. 624–632 (cit. on pp. 31, 78, 85).

[Cul+10] Martin O Culjat, David Goldenberg, Priyamvada Tewari, and Rahul S Singh. “A review of tissue substitutes for ultrasound imaging”. In: *Ultrasound in medicine & biology* 36.6 (2010), pp. 861–873 (cit. on p. 46).

[De 18] Benjamin De Witte. “Étude des processus cognitifs impliqués dans la chirurgie minimalement invasive”. 2018LYSE1281. PhD thesis. 2018 (cit. on p. 105).

[DYB13] GAO Dedong, LEI Yong, and YAO Bin. “Analysis of Dynamic Tissue Deformation during Needle Insertion into Soft Tissue”. In: *IFAC Proceedings Volumes* 46.5 (2013), pp. 684–691 (cit. on pp. 31, 75, 76, 78).

[DS03] Simon P DiMaio and Septimiu E Salcudean. “Needle insertion modeling and simulation”. In: *IEEE Transactions on robotics and automation* 19.5 (2003), pp. 864–875 (cit. on pp. 26, 29).

[Dur+09] Christian Duriez, Christophe Guébert, Maud Marchal, Stéphane Cotin, and Laurent Grisoni. “Interactive simulation of flexible needle insertions based on constraint models”. In: *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer. 2009, pp. 291–299 (cit. on pp. 29–31).

[Fia18] Gaëlle Fiard. “Apprentissage des biopsies prostatiques par la simulation : vers la validation du simulateur Biopsym”. 2018GREAS037. PhD thesis. 2018 (cit. on p. 14).

[FMG16] Barbara Flack, Maxim Makhinya, and Orcun Goksel. “Model-based compensation of tissue deformation during data acquisition for interpolative ultrasound simulation”. In: *Biomedical Imaging (ISBI), 2016 IEEE 13th International Symposium on*. IEEE. 2016, pp. 502–505 (cit. on p. 82).

[Gao+09] Hang Gao, Hon Fai Choi, Piet Claus, et al. “A fast convolution-based methodology to simulate 2-dd/3-d cardiac ultrasound images”. In: *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 56.2 (2009), pp. 404–409 (cit. on p. 16).

[GDD12] Dennis J van Gerwen, Jenny Dankelman, and John J van den Dobbelsteen. “Needle–tissue interaction forces–A survey of experimental data”. In: *Medical engineering & physics* 34.6 (2012), pp. 665–680 (cit. on p. 25).

[GS07] Dal Glozman and Moshe Shoham. “Image-guided robotic flexible needle steering”. In: *IEEE Transactions on Robotics* 23.3 (2007), pp. 459–467 (cit. on p. 28).

[GS04] Daniel Glozman and Moshe Shoham. “Flexible needle steering and optimal trajectory planning for percutaneous therapies”. In: *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer. 2004, pp. 137–144 (cit. on p. 28).

[GS09] Orcun Goksel and Septimiu E Salcudean. “B-mode ultrasound image simulation in deformable 3-D medium”. In: *IEEE transactions on medical imaging* 28.11 (2009), pp. 1657–1669 (cit. on pp. 12, 13).

[GSD06] Orcun Goksel, Septimiu E Salcudean, and Simon P DiMaio. “3D simulation of needle-tissue interaction with application to prostate brachytherapy”. In: *Computer Aided Surgery* 11.6 (2006), pp. 279–288 (cit. on pp. 26, 27).

[Gué10] Christophe Guébert. “Suture in virtual surgery : interactive simulation and heterogeneous models”. Theses. Université des Sciences et Technologie de Lille - Lille I, July 2010 (cit. on pp. 29–31).

[Har01] Paul Harrison. “A non-hierarchical procedure for re-synthesis of complex textures”. In: *WSCG ’2001: Conference proceedings: University of West Bohemia, Plzen, Czech Republic* (2001), pp. 190–197 (cit. on p. 50).

[Jen91] Jo/rgen Arendt Jensen. “A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue”. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 89.1 (1991), pp. 182–190 (cit. on p. 15).

[Kat+01] Hiroyuki Kataoka, Toshikatsu Washio, Michel Audette, and Kazuyuki Mizuhara. “A model for relations between needle deflection, force, and thickness on needle penetration”. In: *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer. 2001, pp. 966–974 (cit. on pp. 23, 24).

[Kat+02] Hiroyuki Kataoka, Toshikatsu Washio, Kiyoyuki Chinzei, et al. “Measurement of the tip and friction force acting on a needle during penetration”. In: *International conference on medical image computing and computer-assisted intervention*. Springer. 2002, pp. 216–223 (cit. on p. 23).

[Ker+03] Amy E Kerdok, Stephane M Cotin, Mark P Ottensmeyer, et al. “Truth cube: Establishing physical standards for soft tissue simulation”. In: *Medical Image Analysis* 7.3 (2003), pp. 283–291 (cit. on p. 83).

[Law+15] Yuen C Law, Thomas Knott, Sebastian Pick, Benjamin Weyers, and Torsten W Kuhlen. “Simulation-based Ultrasound Training Supported by Annotations, Haptics and Linked Multimodal Views.” In: *VCBM*. 2015, pp. 167–176 (cit. on pp. 17, 18).

[Law+11] Yuen C Law, Sebastian Ullrich, Thomas Knott, Torsten Kuhlen, and Seffenter Weg. “Ultrasound image simulation with gpu-based ray tracing”. In: *Virtuelle und Erweiterte Realität* 8 (2011), pp. 183–194 (cit. on pp. 17, 43, 44).

[Law+10] George V Lawry, Hans J Kreder, Gillian Hawker, and Dana Jerome. *Fam’s Musculoskeletal Examination and Joint Injection Techniques E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2010 (cit. on p. 2).

[MK05] D Magee and D Kessel. “A computer based simulator for ultrasound guided needle insertion procedures”. In: *IEE International Conference on Visual Information Engineering (VIE 2005)* (2005), pp. 301–308 (cit. on p. 11).

[Mag+07] D Magee, Y Zhu, Rish Ratnalingam, P Gardner, and David Kessel. “An augmented reality simulator for ultrasound guided needle placement training”. In: *Medical & biological engineering & computing* 45.10 (2007), pp. 957–967 (cit. on pp. 11, 16).

[Mar06] Maud Marchal. “Soft tissue modeling for computer assisted medical interventions”. Theses. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, Dec. 2006 (cit. on pp. 29, 31).

[MPT06] Maud Marchal, Emmanuel Promayon, and Jocelyne Troccaz. “Simulating Prostate Surgical Procedures with a Discrete Soft Tissue Model”. In: *Third Eurographics Workshop in Virtual Reality Interactions and Physical Simulation*. Ed. by I. Navazo Ed. C. Mendoza. Madrid, Spain: EG Eurographics digital library, Nov. 2006, pp. 109–118 (cit. on pp. 29, 31).

[MV09] Adrien Marion and Didier Vray. “Toward a real-time simulation of ultrasound image sequences based on a 3-D set of moving scatterers”. In: *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 56.10 (2009), pp. 2167–2179 (cit. on p. 16).

[MG16] Oliver Mattausch and Orcun Goksel. “Monte-carlo ray-tracing for realistic interactive ultrasound simulation”. In: *Proceedings of the Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*. Eurographics Association. 2016, pp. 173–181 (cit. on pp. 5, 19).

[Mau+04] B Maurin, L Barbe, B Bayle, et al. “In vivo study of forces during needle insertions”. In: *Perspective in Image-Guided Surgery*. World Scientific, 2004, pp. 415–422 (cit. on pp. 22, 23).

[McK+11] Clayton T McKee, Julie A Last, Paul Russell, and Christopher J Murphy. “Indentation versus tensile measurements of Young’s modulus for soft biological tissues”. In: *Tissue Engineering Part B: Reviews* 17.3 (2011), pp. 155–164 (cit. on p. 100).

[MB05] Tom McReynolds and David Blythe. *Advanced graphics programming using OpenGL*. Elsevier, 2005 (cit. on p. 38).

[MT05] Tomas Möller and Ben Trumbore. “Fast, minimum storage ray/triangle intersection”. In: *ACM SIGGRAPH 2005 Courses*. ACM. 2005, p. 7 (cit. on p. 69).

[Nat+00] Sameer Nath, Zhe Chen, Ning Yue, Sharron Trumpore, and Richard Peschel. “Dosimetric effects of needle divergence in prostate seed implant using and radioactive seeds”. In: *Medical physics* 27.5 (2000), pp. 1058–1066 (cit. on p. 21).

[Ni+11] Dong Ni, Wing Yin Chan, Jing Qin, et al. “A virtual reality simulator for ultrasound-guided biopsy training”. In: *IEEE Computer Graphics and Applications* 31.2 (2011), pp. 36–48 (cit. on pp. 12, 71).

[NS04] H-W Nienhuys and A Frank van der Stappen. “A computational technique for interactive needle insertions in 3D nonlinear material”. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA’04. 2004*. Vol. 2. IEEE. 2004, pp. 2061–2067 (cit. on p. 28).

[NS01] Han-Wen Nienhuys and A Frank van der Stappen. “A surgery simulation supporting cuts and finite element deformation”. In: *International conference on medical image computing and computer-assisted intervention*. Springer. 2001, pp. 145–152 (cit. on p. 28).

[OSO04] Allison M Okamura, Christina Simone, and Mark D O’leary. “Force modeling for needle insertion into soft tissue”. In: *IEEE transactions on biomedical engineering* 51.10 (2004), pp. 1707–1716 (cit. on pp. 24–26, 72).

[PRS04] Fred Paas, Alexander Renkl, and John Sweller. “Cognitive load theory: Instructional implications of the interaction between information structures and cognitive architecture”. In: *Instructional science* 32.1/2 (2004), pp. 1–8 (cit. on p. 92).

[PPR10] Daniele Panozzo, E Puppo, and L Rocca. “Efficient multi-scale curvature and crease estimation”. In: *Proceedings of Computer Graphics, Computer Vision and Mathematics (Brno, Czech Rapubic* 1.6 (2010) (cit. on p. 59).

[Per85] Ken Perlin. “An image synthesizer”. In: *ACM Siggraph Computer Graphics* 19.3 (1985), pp. 287–296 (cit. on p. 48).

[Pet13] Kresimir Petrinec. “Patient-specific interactive ultrasound image simulation based on the deformation of soft tissue”. In: *University of California. PHD of Philosophy in Computer Science* (2013) (cit. on p. 13).

[PST14] Kresimir Petrinec, Eric Savitsky, and Demetri Terzopoulos. “Patient-Specific Interactive Simulation of Compression Ultrasonography”. In: *2014 IEEE 27th International Symposium on Computer-Based Medical Systems*. IEEE. 2014, pp. 113–118 (cit. on p. 13).

[Plo+18] Chantal Plomb-Holmes, Philippe Clavert, Frank Kolo, et al. “An orthopaedic surgeon’s guide to ultrasound imaging of the healthy, pathological and postoperative shoulder”. In: *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 104.8 (2018), S219–S232 (cit. on pp. 48–50).

[Pol+09] Frank E Pollick, Uri Maoz, Amir A Handzel, et al. “Three-dimensional arm movements at constant equi-affine speed”. In: *Cortex* 45.3 (2009), pp. 325–339 (cit. on p. 109).

[PS97] Frank E Pollick and Guillermo Sapiro. “Constant affine velocity predicts the 13 power law of planar motion perception and generation”. In: *Vision research* 37.3 (1997), pp. 347–353 (cit. on p. 108).

[RCM99] Christopher Richard, Mark R Cutkosky, and Karon MacLean. “Friction identification for haptic display”. In: *Proc. of Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems (HAPTICS)* (1999), pp. 14–19 (cit. on p. 25).

[Rob+97] Peter L Roberson, Vrinda Narayana, Daniel L McShan, Raymond J Winfield, and P William McLaughlin. “Source placement error for permanent implant of the prostate”. In: *Medical physics* 24.2 (1997), pp. 251–257 (cit. on p. 21).

[Sau+08] Guillaume Saupin, Christian Duriez, Stephane Cotin, and Laurent Grisoni. “Efficient Contact Modeling using Compliance Warping”. In: *computer graphics international*. Istambul, Turkey, 2008 (cit. on p. 30).

[SSH08] Gerd Schueller, C Schueller-Weidekamm, and TH Helbich. “Accuracy of ultrasound-guided, large-core needle breast biopsy”. In: *European radiology* 18.9 (2008), p. 1761 (cit. on p. 21).

[Sel+14] Sonia-Yuki Selmi, Emmanuel Promayon, Johan Sarrazin, and Jocelyne Troccaz. “3D interactive ultrasound image deformation for realistic prostate biopsy simulation”. In: *International Symposium on Biomedical Simulation*. Springer. 2014, pp. 122–130 (cit. on p. 14).

[SO02] Christina Simone and Allison M Okamura. “Modeling of needle insertion forces for robot-assisted percutaneous therapy”. In: *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No. 02CH37292)*. Vol. 2. IEEE. 2002, pp. 2085–2091 (cit. on p. 24).

[Sta+19a] Rastislav Starkov, Christine Tanner, Michael Bajka, and Orcun Goksel. “Ultrasound simulation with animated anatomical models and on-the-fly fusion with real images via path-tracing”. In: *Computers & Graphics* 82 (2019), pp. 44–52 (cit. on pp. 19, 20).

[Sta+19b] Rastislav Starkov, Lin Zhang, Michael Bajka, Christine Tanner, and Orcun Goksel. “Ultrasound simulation with deformable and patient-specific scatterer maps”. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* (2019), pp. 1–11 (cit. on p. 19).

[Ste71] Peter R Stepanishen. “The time-dependent force and radiation impedance on a piston in a rigid infinite planar baffle”. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 49.3B (1971), pp. 841–849 (cit. on p. 15).

[SW98] D Stredney and SJ Weghorst. “EPIDURAL NEEDLE INSERTION SIMULATOR”. In: *Medicine Meets Virtual Reality: Art, Science, Technology: Healthcare (R) Evolution* 50 (1998), p. 272 (cit. on p. 23).

[SM11] Bo Sun and F McKenzie. “Real-time sonography simulation for medical training”. In: *International journal of education and information technologies* 5.3 (2011), pp. 328–335 (cit. on p. 16).

[TT17] Behrouz Takabi and Bruce L Tai. “A review of cutting mechanics and modeling techniques for biological materials”. In: *Medical engineering & physics* 45 (2017), pp. 1–14 (cit. on p. 88).

[Tas+00] Richard Taschereau, Jean Pouliot, Jean Roy, and Daniel Tremblay. “Seed misplacement and stabilizing needles in transperineal permanent prostate implants”. In: *Radiotherapy and Oncology* 55.1 (2000), pp. 59–63 (cit. on p. 21).

[Tup69] Geoff E Tupholme. “Generation of acoustic pulses by baffled plane pistons”. In: *Mathematika* 16.2 (1969), pp. 209–224 (cit. on p. 15).

[Vid+08] Franck Patrick Vidal, Nigel W John, Andrew E Healey, and Derek A Gould. “Simulation of ultrasound guided needle puncture using patient specific data with 3D textures and volume haptics”. In: *Computer Animation and Virtual Worlds* 19.2 (2008), pp. 111–127 (cit. on pp. 12, 16).

[Wes+94] Jonathan L Westbrook, David R Uncles, B Todd Sitzman, and LE Carrie. “Comparison of the force required for dural puncture with different spinal needles and subsequent leakage of cerebrospinal fluid.” In: *Anesthesia and analgesia* 79.4 (1994), pp. 769–772 (cit. on p. 23).

[Yan+18] Chongjun Yang, Yu Xie, Shuang Liu, and Dong Sun. “Force modeling, identification, and feedback control of robot-assisted needle insertion: a survey of the literature”. In: *Sensors* 18.2 (2018), p. 561 (cit. on pp. 22, 25).

[ZS95] Craig B Zilles and J Kenneth Salisbury. “A constraint-based god-object method for haptic display”. In: *Intelligent Robots and Systems 95.’Human Robot Interaction and Cooperative Robots’, Proceedings. 1995 IEEE/RSJ International Conference on*. Vol. 3. IEEE. 1995, pp. 146–151 (cit. on p. 70).

Annexes

A

A.1 Annexe A : Capping Clipped Solid avec OpenGL

Une certaine maîtrise de l'API OpenGL est supposée. Les fonctions et termes spécifiques à OpenGl seront affichées en gras.

La méthode *Capping Clipped Solid* permet d'afficher une surface lorsque l'on désire effectuer une coupe avec **gl_ClipDistance**

Une fois la coupe autorisée avec **glEnable(GL_CLIP_PLANE0)**, 2 passes graphiques sont effectuées pour remplir un **Stencil Buffer**. Ce buffer, de la taille de la fenêtre à afficher, indique les pixels qui seront ou ne seront pas affichés à l'écran lors de la prochaine passe graphique. Si le pixel a une valeur 0, rien n'est affiché, si il a une valeur 1, l'affichage est normal.

Considérons les images suivantes (figure A.1), avec l'exemple d'un simple cube composé de 12 triangles pour aider à la compréhension de l'algorithme. Les triangles face avant sont tous les triangles à l'extérieur du cube et les triangles face arrières sont les triangles à l'intérieur du cube.

La figure A.1(b) présente l'objet que l'on va vouloir découper et remplir sa surface manquante. L'utilisation de la fonction **gl_ClipDistance** permet d'obtenir la figure A.1(c). Une première passe est effectuée dans cette configuration pour incrémenter de 1 le **Stencil Buffer** sur toutes les faces arrières des triangles du cube. Les triangles en face avant sont donc comme invisibles lors de la phase de rendu. Ce remplissage donne la figure A.1(e). Une deuxième passe est effectuée, mais cette fois sur les triangles faces avant. Le **Stencil Buffer** est décrémenté de 1 sur tous ces triangles. Si l'on n'effectuait que cette passe, on obtiendrait la figure A.1(f). L'addition de ces deux passes donne la figure A.1(g). Maintenant, il suffit de créer une surface quelconque (par exemple un carré de la taille de l'écran), et de l'afficher en prenant en compte le **Stencil Buffer**. Ainsi, l'affichage final n'est visible que dans la zone ou le **Stencil Buffer** est incrémenté. Cela donne la figure A.1(d)

L'algorithme simplifié est le suivant :

```
1 // Initialisation
2 // activation d'un plan de coupe
3 glEnable(GL_CLIP_PLANE0);
```

```
// activation de la possibilite d'afficher les triangles
//selon leurs faces (avant et arriere)
glEnable(GL_CULL_FACE);
// activation du test stencil
glEnable(GL_STENCIL_TEST);
//Remise a zero du stencil buffer
glClear(GL_STENCIL_BUFFER_BIT);
// il n'y a pas besoin du test de profondeur
glDisable(GL_DEPTH_TEST);
//Pas besoin de couleurs
glColorMask(GL_FALSE, GL_FALSE, GL_FALSE, GL_FALSE);

//Premiere passe, incrementation du stencil buffer
// pour les triangles "face arriere"
glStencilFunc(GL_ALWAYS, 0, 0);
glStencilOp(GL_KEEP, GL_KEEP, GL_INCR);
//affichage des triangles face arrieres uniquement
glCullFace(GL_FRONT);
// Fonction dessin de l'objet a voir en coupe
DrawObjectToCap()

//Seconde passe, decrementation du stencil buffer
// pour les triangles "face avant"
glCullFace(GL_BACK);
glStencilOp(GL_KEEP, GL_KEEP, GL_DECR);
DrawObjectToCap()

//A ce stade, nous avons rempli le stencil buffer,
// il suffit de dessiner la surface qui remplira
//le role de la vue de coupe

//On revient a un mode classique
glDisable(GL_CULL_FACE);
glColorMask(GL_TRUE, GL_TRUE, GL_TRUE, GL_TRUE);
glEnable(GL_DEPTH_TEST);
glDisable(GL_CLIP_PLANE0);
glStencilFunc(GL_NOTEQUAL, 0, ~0);

DrawPlane()

//Optionnel : dessiner le reste de l'objet decoupe
//(pour une vue pedagogique par exemple)
glDisable(GL_STENCIL_TEST);
glEnable(GL_CLIP_PLANE0);
DrawObjectToCap()
```

Listing A.1: Algorithme de création du Capping Clipped Solid

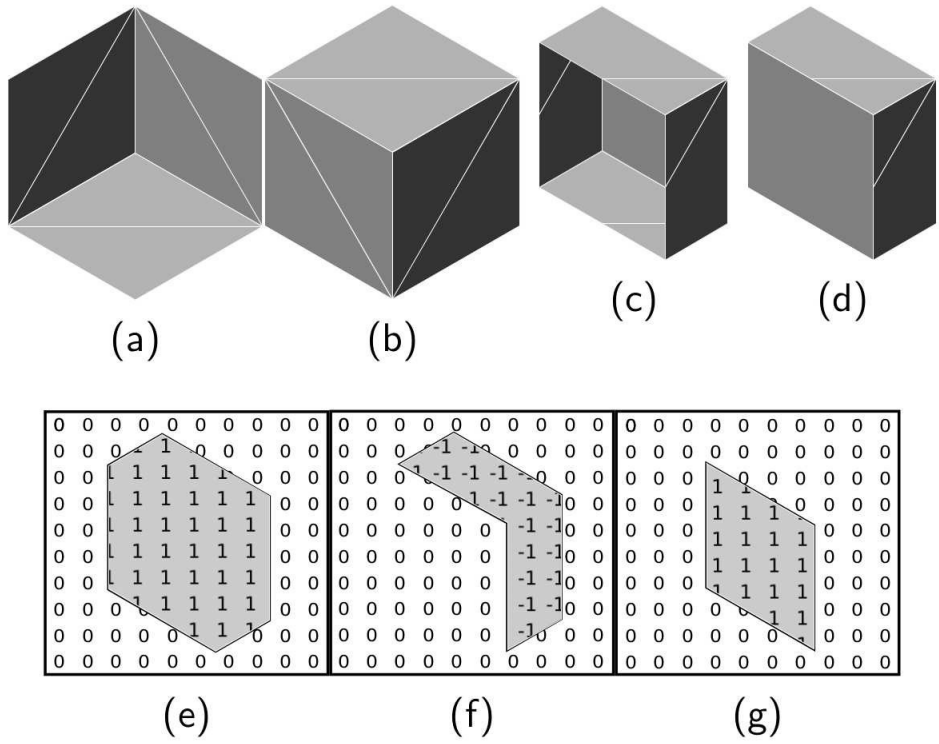
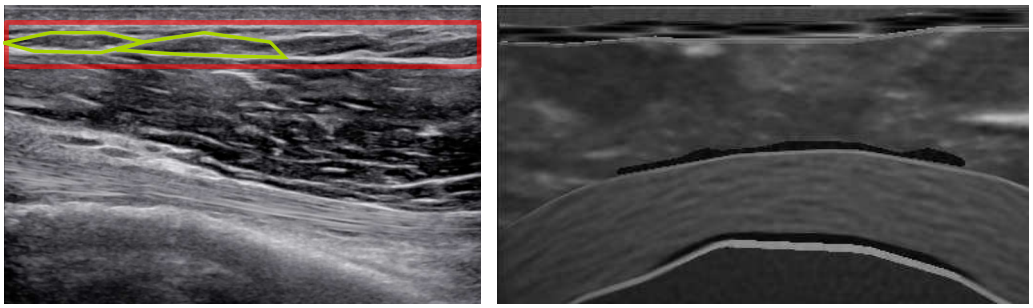


Fig. A.1.: Face arrière (a) et avant (b) du cube. Vue en coupe du cube complet (c). Remplissage du stencil buffer face arrière (e), face avant (f) et l'addition des deux (g). Ajout de la surface au cube découpé (d).

A.2 Annexe B : Cellules de Voronoï pour former des cellules adipeuses sous-cutanée

Les cellules de Voronoï peuvent permettre de représenter de manière procédurale les tissus adipeux sous-cutanés. En effet, le profil des tissus adipeux sous-cutané sous échographie est une structure anéchoïque, entourée par une barrière plus lumineuse. La barrière est similaire aux parois des cellules de Voronoï. On peux observer sur la figure A.2a ces cellules de Voronoï placées juste en dessous de la peau, sur une vraie image échographique, et sur la figure A.2b un rendu procédural avec du bruit de Voronoï.



(a) Tissu adipeux sous-cutané. Les motifs de Voronoï sont mis en avant.

(b) Bruit procédural de voronoï pour recréer les motifs.

Fig. A.2.: Création procédural du tissu adipeux sous-cutané.

Outil Pédagogique de ponction des grosses articulations sous échographie

Ultrasound guided needle simulator for training

Charles Barnouin

Université Claude Bernard Lyon 1
UMR 5205- *LIRIS*
Bâtiment Nautibus
43 boulevard du 11 novembre 1918
69622Villeurbanne

25 mars 2020
Relecteurs: Stéphane Cotin et Maud Marchal
Encadrants: Fabrice Jaillet et Florence Zara