Université Lille1
Sciences et Technologies

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET DES TECHNOLOGIES DE LILLE 1
ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES POUR L'INGÉNIEUR

par

Guillaume KAZMITCHEFF

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE LILLE

Spécialité : Informatique

Modélisation dynamique de l'oreille moyenne et des interactions outils organes pour la conception d'un simulateur appliqué à la chirurgie otologique

---

soutenue le 23 Mai 2014

JURY

Rochdi MERZOUKI	Professeur de l'Université de Lille 1, France	Président
Maud MARCHAL	Maître de Conférences à l'INSA de Rennes, France	Examinateur
Marco-Domenico CAVERSACCIO	Professeur de l'Université de Berne, Suisse	Examinateur
Jocelyne TROCCAZ	Directeur de recherche CNRS, France	Rapporteur
Karl Bernd HÜTTENBRINK	Professeur de l'Université de Cologne, Allemagne	Rapporteur
Christian DURIEZ	Directeur de recherche INRIA, France	Directeur de thèse
Alexis BOZORG GRAYELI	Professeur de l'Université de Bourgogne, France	Directeur de thèse
Mathieu MIROIR	Maître de Conférences à l'IUT de Rennes, France	Invité

« It always seems impossible until it's done ... »

« Cela semble toujours impossible, jusqu'à ce qu'on le fasse... »

Nelson Mandela

A ma mère

A ma famille

A Pauline

Remerciements

Je tiens à adresser mes remerciements à Jocelyne Troccaz et Karl Bernd Hüttenbrink d'avoir accepté d'être rapporteurs et de relire ce document. Merci également à Maud Marchal, Marco-Domenico Caversaccio et Rochdi Merzouki d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse. Je vous remercie de l'intérêt que vous portez à ce travail.

Je tiens à remercier et à exprimer ma profonde reconnaissance à mes directeurs de thèse :

A Christian Duriez, qui fort de sa nouvelle habilitation a entrepris la courageuse tâche d'encadrer mon travail. Merci pour tes nombreux conseils, le partage de tes connaissances, ainsi que tes encouragements, qui ont permis ce manuscrit. Merci aussi pour ta disponibilité, ta confiance et ton accompagnement, surtout lors des deadlines.

A Alexis Bozorg Grayeli, je tiens à te remercier pour ta vision de la médecine, de la recherche et le partage de tes connaissances et de ton expérience en otorhinolaryngologie qui ont été déterminant dans ce travail.

A Stéphane Cotin, merci de m'avoir accueilli à Lille et d'avoir permis de débuter ce sujet. Merci pour tes corrections, tes conseils et ton partage de ta vision de la simulation médicale.

A Olivier Sterkers, merci de m'avoir accepté au sein de votre équipe de recherche, et pour le partage de votre conception de l'otologie et de la médecine. Merci encore pour votre confiance.

A Paul Jaeckel, merci pour votre accueil au sein de votre entreprise. Merci pour votre aide, votre disponibilité, votre confiance et votre soutien financier.

A Évelyne Ferrary, je tiens à vous remercier pour votre perception et partage de la recherche. Vos différents conseils, remarques et critiques, toujours pertinents et constructifs, ont été une réelle aide.

A Mathieu Miroir, je tiens à te remercier pour tes nombreux conseils, ta rigueur, ta disponibilité et ta vision de la robotique médicale. Merci également pour tous les bons moments passés dans le laboratoire, pour toutes les geekeries, j'en garde un très bon souvenir.

A Yann Nguyen, merci beaucoup pour tous tes conseils, ton aide et ta disponibilité à toutes épreuves. Vive les astreintes les jours/nuits de deadline ! Merci pour le partage de ton expérience en médecine et en otologie. Merci aussi pour tous les bons moments et les nombreux fous rires. Merci aussi pour ta rigueur à disposer régulièrement tes affaires un peu partout sur mon bureau.

A Stéphane Mazalaigue, merci pour ton dévouement, tes conseils et avis. Merci pour le partage de tes connaissances sur les dispositifs biomédicaux et la microchirurgie. Merci aussi à Armand Czaplinski pour son aide et ses conseils.

Merci également à tous ceux avec qui j'ai eu la chance de travailler. Merci à Jean Loup Bensimon pour l'acquisition de l'imagerie, à Élisabette Mamelle, Charlotte Célérier, Érica Leite-Delquignies, Daniele De Seta, Renato Torres que j'ai vus défiler au fil des années lors de leur master de médecine et avec qui j'ai eu la chance de partager mon bureau.

Un grand merci à toute l'équipe de l'Inria à Lille, à Jérémie Dequidt pour l'aide sur Blender mais également à Hadrien Courtecuisse, à Bruno Carrez, à Igor Peterlik et Jérémie Allard pour leurs aides sur SOFA. Merci aussi à Hugo Talbot et son partenaire Alexandre Bilger. Merci à Mr l'inspecteur des impôts qui n'a pas les yeux en face des trous, j'ai bien sûr nommé Nazim Haouchine. Merci aussi à Mario Sanz Lopez, à Zhifan Jiang, à Julien Bosman, Vincent Majorczyk et François Dervaux pour toutes les pauses-café et les nombreux mails impromptus. Je garde un très bon souvenir de mes trop rares venues à Lille.

Enfin, je tiens à remercier Pauline avec qui j'ai la chance et le bonheur de partager ma vie et dont le soutien, tout au long de cette thèse, a été un véritable allié sans faille. Merci !!! Et comme je tiens toujours un pari (kesrf ehty) ;-)

Je souhaite adresser un fort remerciement à ma mère à qui je n'exprime sans doute pas assez mon admiration, à mon frère, à ma famille pour leurs encouragements et leurs aides. Je pense aux heureux événements qui nous ont remplis de joie ces trois dernières années comme l'arrivée de mon petit-neveu Malo qui vient de fêter sa première année, ou encore de ma toute petite-cousine Lilou que j'ai hâte de voir.

Merci aussi à Claude et Jean-Jacques et à mes amis pour leurs soutiens.

Résumé

La microchirurgie de l'oreille moyenne requiert une forte dextérité en raison de la finesse et de l'extrême sensibilité des structures impliquées. L'apprentissage de cette chirurgie est délicat et est effectué en fin d'internat.

Ce travail porte sur le développement d'un modèle mécanique en éléments finis des différentes structures qui composent l'oreille moyenne dans le but de concevoir un simulateur chirurgical. Les objectifs sont de fournir un outil polyvalent pour l'apprentissage et l'entraînement de la chirurgie par la chirurgie, ainsi que d'offrir la possibilité d'explorer et d'évaluer de nouvelles procédures chirurgicales liées à l'apport de nouvelles technologies telles que la robotique.

Le comportement mécanique du modèle développé a été confronté avec succès aux observations réalisées sur des pièces anatomiques. Afin d'obtenir un outil de simulation qui tient compte des différences anatomiques de chaque patient, une méthode de déformation de l'atlas mécanique basée sur l'imagerie clinique a été implémentée. La simulation du fraisage de la platine de l'étrier ainsi que le placement d'une prothèse ossiculaire ont été réalisés à l'aide d'une interface haptique et d'une nouvelle approche du rendu. Ce travail constitue ainsi le premier simulateur virtuel de chirurgie de l'oreille moyenne. Enfin le robot télé-opéré, RobOtol, a été intégré au simulateur afin d'étudier de nouvelles procédures chirurgicales robotisées. La simulation permet, en outre, d'entraîner les otologistes à l'utilisation du robot.

Le travail effectué porte essentiellement sur la simulation interactive réaliste des procédures chirurgicales complexes ainsi que sur la formation et la robotisation de la microchirurgie otologique.

Mots clés

Simulations médicales et chirurgicales, robotiques, informatiques, haptiques, mini invasives, pédagogiques, microchirurgies

Dynamical modeling of the middle ear and tools organs interactions to develop a simulator applied to otological surgery

Abstract

Microsurgery of the middle ear requires high dexterity due to the finesse and the extreme sensitivity of the structures involved. Learning this surgery is delicate and is performed at the end of the residency.

This work focuses on the development of a mechanical finite element model of the anatomical structures that compose the middle ear in order to design a surgical simulator. The objectives are to provide a versatile tool for learning and training of the surgery by surgical practice, as well as the opportunity to explore and evaluate new surgical procedures related to new technologies such as robotics.

The mechanical behavior of the developed model was successfully confronted with observations on human specimens. In order to obtain a simulation tool that takes into account the anatomical differences of each patient, a deformation approach of our mechanical atlas, based on clinical imaging, was implemented. Simulations of the stapes footplate drilling and the placement of an ossicular prosthesis were performed using a haptic interface and a novel rendering approach. This work is thus the first virtual simulator of the middle ear surgery. Finally the tele-operated robot, called RobOtol was incorporate in the simulator to explore new robot-based surgical procedures. In addition, the simulation allows to train the otologists to the use of the robot.

This work concerns mainly on the interactive simulation of complex surgical procedures, as well as on the learning and the robotization of the otologic microsurgery.

Key words

Medical and surgical simulations, robotics, computer science, haptics, minimally-invasive, educational, microsurgery

Table des matières

1 Introduction générale **19**
1.1 Anatomie de l'oreille humaine 20
1.1.1 Oreille externe 20
1.1.2 Oreille interne 21
1.1.3 Oreille moyenne 21
1.2 Pathologies de l'oreille 25
1.3 Réhabilitation chirurgicale 26
1.4 Apport des systèmes de navigation 28
1.5 La robotique appliquée à la chirurgie 30
1.6 Cas de l'otospongiose 33
1.7 Enseignement de la microchirurgie 38
1.8 Limitations et besoins pour la formation 39

2 État de l'art de la simulation chirurgicale **43**
2.1 Généralités sur la simulation pour l'apprentissage 44
2.2 Simulations médicale et chirurgicale 45
2.3 Simulation des organes 51
2.4 Bénéfices des simulateurs chirurgicaux 54
2.4.1 Evaluation du geste chirurgical par la simulation 56
2.4.2 Augmentation des compétences chirurgicales 57
2.4.3 Limitation de l'expérimentation animale 58
2.4.4 Etude des conditions chirurgicales et de l'instrumentation 59
2.4.5 Evaluation des systèmes robotisés 59
2.4.6 Complications et coût 60
2.5 Limites de la simulation médicale et chirurgicale 60
2.6 Attentes de la simulation en santé 61
2.7 Application à la microchirurgie otologique 63
2.7.1 Simulations non interactives, non temps réel 63
2.7.2 Compétences chirurgicales 64
2.8 Conclusions 67

3 Objectifs **69**

4 Modélisation biomécanique d'un atlas de l'oreille moyenne **73**

4.1 Justification des choix de modélisation 75

4.1.1 Méthode des éléments finis 77

4.1.2 Introduction au logiciel de simulation médicale Sofa-framework 79

4.2 Modélisation biomécanique de l'oreille moyenne 80

4.2.1 Vers une modélisation temps réel réaliste 80

4.2.2 Conception du maillage 81

4.2.3 Modélisation mécanique 81

4.3 Discussion & Conclusion 86

5 Évaluation de l'atlas mécanique **89**

5.1 Introduction 91

5.2 Condition habituelle : Analyse de la fonction de transfert 92

5.2.1 Méthodologie 92

5.2.2 Amplitude des déplacements de la fonction de transfert 94

5.2.3 Étude de la fonction de transfert standardisée 95

5.2.4 Influence de la cochlée sur la fonction de transfert 98

5.3 Conditions chirurgicales : Étude des pressions statiques 98

5.3.1 Principe de la méthode 98

5.3.2 Pressions statiques en conditions non pathologiques 100

5.3.3 Reproduction des pathologies ou anormalités 100

5.4 Validation du maillage en éléments finis de l'atlas mécanique 102

5.5 Discussion 102

5.6 Conclusion 105

6 Adaptation géométrique aux données du patient **107**

6.1 Motivations 109

6.2 Recalage rigide 112

6.3 Déformation de l'atlas 113

6.4 Évaluation 115

6.5 Discussion 116

6.6 Conclusions 119

7 Application à la simulation **121**

7.1 Fraisage osseux . . . 123

7.2 Interactions et rendu haptique . . . 126

7.2.1 Intérêts pour la simulation . . . 126

7.2.2 Travaux précédents . . . 128

7.2.3 Méthodes . . . 130

7.2.4 Analyse du réalisme du rendu haptique . . . 134

7.2.5 Discussion . . . 136

7.3 Système télé-opéré, RobOtol . . . 137

7.3.1 Intérêts . . . 137

7.3.2 Description du système télé-opéré . . . 138

7.4 Simulations de la chirurgie de l'otospongiose . . . 141

7.4.1 Platinotomie . . . 142

7.4.2 Dépose d'une prothèse ossiculaire . . . 144

7.5 Discussion . . . 150

7.6 Conclusions . . . 151

8 Conclusions & Perspectives **153**

8.1 Discussion générale . . . 154

8.2 Conclusions & Contributions . . . 159

8.3 Perspectives . . . 160

Bibliographie **165**

A Liste des publications **185**

Table des figures

1.1 Anatomie de l'oreille humaine, adaptée de [Miroir et al., 2012]. 21

1.2 Anatomie de l'oreille interne. 22

1.3 Schéma représentant l'oreille moyenne. 23

1.4 La membrane tympanique 23

1.5 Le premier osselet : le marteau 24

1.6 Le deuxième osselet : l'enclume 24

1.7 Le dernier osselet : l'étrier 25

1.8 Photos prises pendant une intervention de microchirurgie otologique. 27

1.9 Exemple de systèmes optiques et électromagnétiques de guidage assistés par ordinateur. 29

1.10 Robot DaVinci développé par Intuitive Surgical Inc. (Sunnyvale, USA). 31

1.11 Exemple de robots d'assistance pour l'accès mini-invasif à la cochlée. 32

1.12 Prototypes de robots d'assistance à la chirurgie de l'oreille moyenne. 33

1.13 Résultats de diagnostic de l'audition des patients. 34

1.14 Traitement microchirurgical de l'otospongiose. 36

1.15 Photo représentant le marteau et l'enclume prélevés sur un rocher humain, ainsi que trois modèles de prothèses ossiculaires. 38

1.16 Formation chirurgicale en salle d'opération ou sur pièces anatomiques. 41

2.1 Exemple de simulateurs de vol. 45

2.2 Simulateur humain Meti (Medical Education Technologie Inc., Sarasota, USA). . . 46

2.3 Simulateurs d'entraînement à l'utilisation d'outils chirurgicaux. 47

2.4 Simulateurs d'échographie et d'endoscope flexible. 48

2.5 Simulation de chirurgie de laparoscopie en 1999 [Cotin et al., 1999]. 49

2.6 Simulateur chirurgical du système robotisé DaVinci (ROSS, Simulated Surgical Systems, Williamsville, USA). 50

2.7 Plateforme de simulation de la chirurgie maxillo-faciale, Skills (CEA-LIST, Fontenay aux Roses, France) [Gosselin et al., 2010]. 50
2.8 Simulation de l'opération de la cataracte. 51
2.9 Simulation d'une biopsie réalisée sur le foie 55
2.10 Simulation et planification de la chirurgie du foie. 63
2.11 Simulateurs virtuels de fraisage de l'os temporal. 66
2.12 Simulateur de la chirurgie de l'otospongiose [Mathews et al., 1997]. 67

4.1 Sous-domaine et hétérogénéité de l'atlas mécanique avec 210k éléments. 84
4.2 Atlas mécanique. 85

5.1 Schéma explicatif de l'analyse de la fonction de transfert 93
5.2 Fonction de transfert de l'atlas 95
5.3 Evaluation de notre atlas par l'étude de la fonction de transfert standardisée . . . 96
5.4 Décalage de la phase de la fonction de transfert 97
5.5 Etude de l'influence de la cochlée sur la fonction de transfert 97
5.6 Figure explicative de l'étude des pressions statiques 99
5.7 Evaluation de notre atlas par l'étude des pressions statiques 99
5.8 Déplacements de l'*umbo* dans les cas pathologiques ou anormales 101

6.1 Exemple d'images de l'oreille moyenne en fonction du système d'imagerie 111
6.2 Recalage rigide. 113
6.3 Détection du changement d'intensité lumineuse autour de la surface de l'atlas . . . 116
6.4 Résultat du recalage de notre atlas (orange). 116

7.1 Représentation des cartes de distances signées 124
7.2 Exemple de la méthode de fraisage par cartes de distances 125
7.3 Simulation du fraisage 126
7.4 Principe du pré-conditionneur asynchrone 131
7.5 Couplage de haptique avec la simulation 134
7.6 Système télé-opéré, RobOtol 139
7.7 RobOtol au sein d'une salle d'opérations 141
7.8 Captures de la simulation de la platinotomie 143
7.9 Résultats de différentes simulations de platinotomie 145
7.10 Simulation de la mise en place d'une prothèse ossiculaire 146
7.11 RobOtol, simulation à deux bras 148
7.12 Déplacements de l'enclume avec un ou deux RobOtol 149

8.1 Interface haptique W5D 162

Liste des tableaux

2.1 Avantages et inconvénients des différents types de simulateurs pour l'apprentissage de techniques chirurgicales, d'après [Reznick and MacRae, 2006]. 56

4.1 Caractéristiques des structures anatomiques de l'oreille moyenne humaine. 82

4.2 Propriétés mécaniques utilisées pour notre Atlas. 88

5.1 Paramètres de la simulation pour l'étude de la fonction de transfert. 94

7.1 Comparaison des forces calculées dans la simulation et pour le rendu haptique . . . 135

Chapitre 1

Introduction générale

Sommaire

1.1 Anatomie de l'oreille humaine 20
1.1.1 Oreille externe 20
1.1.2 Oreille interne 21
1.1.3 Oreille moyenne 21
1.2 Pathologies de l'oreille 25
1.3 Réhabilitation chirurgicale 26
1.4 Apport des systèmes de navigation 28
1.5 La robotique appliquée à la chirurgie 30
1.6 Cas de l'otospongiose 33
1.7 Enseignement de la microchirurgie 38
1.8 Limitations et besoins pour la formation 39

Ce travail de thèse est dédié à la conception d'un simulateur de chirurgie de l'oreille moyenne dans le but de répondre aux besoins formulés par de nombreux otologistes principalement sur la formation et la planification de la chirurgie. Dans un premier temps nous allons introduire l'anatomie de l'oreille et particulièrement celle de l'oreille moyenne, avant de détailler les pathologies de cet organe. Ensuite, nous présenterons en détail les caractéristiques de la réhabilitation chirurgicale, en développant les différents temps opératoires de chirurgie de l'otospongiose. Cette chirurgie constitue, effectivement, le support de notre application, nous permettant de centrer nos développements. Une introduction aux différentes technologies innovantes mise à disposition de l'équipe chirurgicale sera menée afin de bien définir l'environnement chirurgical. Enfin, nous analyserons la difficulté de cette chirurgie, de sa planification, du fonctionnement de son enseignement en exposant les limites et les besoins qui nous ont amenés à la conception d'une plate-forme de réalité virtuelle.

1.1 Anatomie de l'oreille humaine

L'oreille est l'organe responsable de la perception de l'audition. Son rôle est d'amplifier, de transmettre et de convertir une onde acoustique présente dans l'environnement en une pulsation électrique interprétable par le cerveau *via* le nerf auditif. L'organe de l'audition se décompose en trois sections distinctes : l'oreille externe, moyenne et interne (Fig. 1.1). La première partie comprend le pavillon et le conduit auditif externe favorisant la focalisation et l'amplification de la source sonore. L'oreille moyenne est délimitée par la membrane tympanique et par la fenêtre ovale. Elle est composée de la trompe d'Eustache, de la mastoïde et de la chaîne ossiculaire formée par le marteau, l'enclume et l'étrier. Cette seconde partie de l'oreille permet l'amplification et la transmission mécanique de l'onde sonore vers l'oreille interne. Ce dernier élément de l'oreille est constitué par le système vestibulaire participant à l'équilibre, et de la cochlée en charge de convertir l'onde mécanique transmise par les osselets en un signal nerveux.

1.1.1 Oreille externe

Pavillon : Le pavillon de l'oreille est composé de cartilage, de ligaments et de muscles. Les muscles permettaient d'orienter le pavillon externe ; une fonctionnalité perdue chez l'Homme. Cet organe permet de collecter et d'amplifier le son pour des fréquences particulières.

Conduit auditif externe : Le conduit auditif externe est composé de cartilage dans son premier tiers (partie distale), puis d'os jusqu'à la membrane tympanique. Il mesure environ 25 mm de long pour 7 mm de diamètre. Les glandes sébacées et cérumineuses sont localisées uniquement dans la partie composée de cartilage. Celles-ci sécrètent le sébum et le cérumen afin de protéger l'oreille. Le canal est en forme de « S » et son rôle est d'amplifier l'onde acoustique.

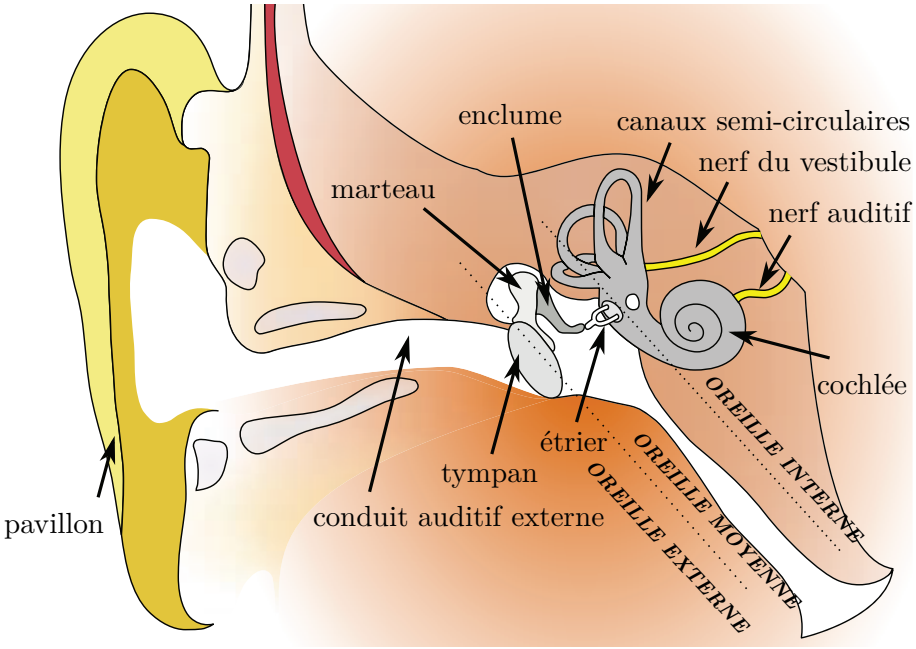


Fig. 1.1 – Anatomie de l'oreille humaine, adaptée de [Miroir et al., 2012].

1.1.2 Oreille interne

Système vestibulaire : Le système de mesure de l'équilibre est localisé dans le vestibule qui compose en partie l'oreille interne (Fig. 1.2). Il est formé par trois canaux semi-circulaires, l'horizontal, l'antérieur et le postérieur ainsi que de deux structures appelées saccule et utricule contenant tous de l'endolymphe. La cupule est une structure fine sensible aux déplacements liquidiens induits par les mouvements de la tête. L'agitation des cupules est alors détectée par les cellules ciliées qui vont se dépolariser, convertissant ainsi le signal en une impulsion électrique.

Cochlée : La cochlée est formée par un tube creux de 30 mm de long en moyenne inclus dans l'os temporal. Elle est enroulée en forme de spirale sur 2.5 tours autour de son axe, appelé *modiolus* menant au nerf auditif. La cavité est composée de trois rampes : la *scala media* contenant de l'endolymphe, la *scala vestibuli* et la *scala tympani* comprenant la périlymphe (Fig. 1.2). La membrane de Reissner et la membrane basilaire séparent les différentes rampes. L'organe de Corti est localisé dans la *scala media* et est responsable de la dépolarisation du nerf auditif lorsque les cellules ciliées sont mobilisées par la vibration de la membrane tectoriale induite par les mouvements de l'endolymphe.

1.1.3 Oreille moyenne

Ce travail s'intéressant à la chirurgie de l'oreille moyenne, une description plus complète et détaillée des structures de l'oreille moyenne est présentée dans ce manuscrit. Les dimensions géométriques des différents composants sont reportées dans le tableau 4.1.

Cavité tympanique : La caisse du tympan renferme les plus petits os du corps humain composant la chaîne ossiculaire qui est suspendue dans la cavité par plusieurs ligaments et muscles. Le nerf de

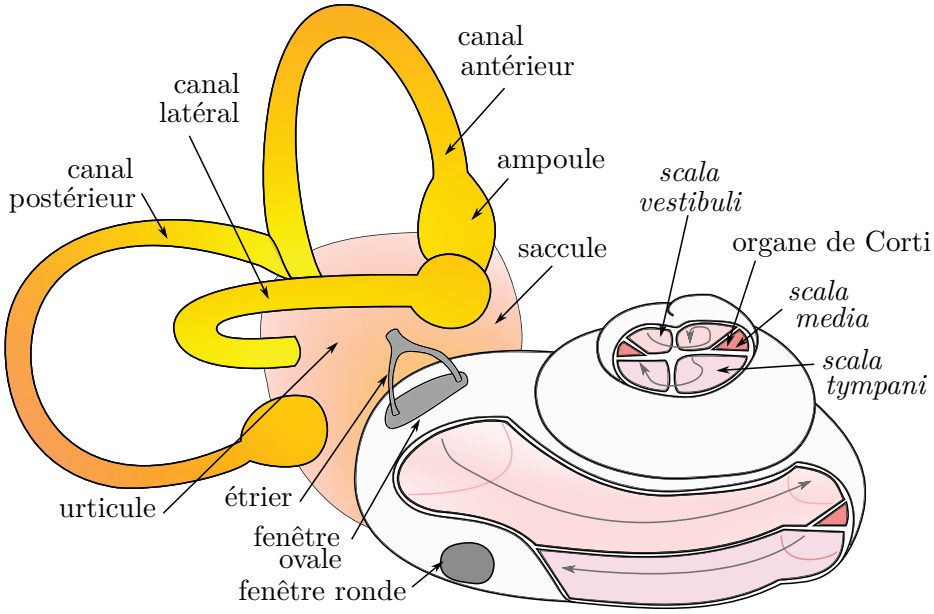


Fig. 1.2 – Anatomie de l'oreille interne.

la corde du tympan, qui permet la perception du goût, relie le nerf facial aux papilles gustatives en traversant la cavité tympanique entre l'enclume et le marteau (Fig. 1.3).

Trompe d'Eustache : La trompe d'Eustache s'étend du mur antérieur de la caisse du tympan jusqu'au nasopharynx. D'une longueur moyenne de 36 mm, sa fonction est d'équilibrer la pression de la caisse du tympan avec la pression atmosphérique. En effet, une pression anormale de l'oreille moyenne peut augmenter la rigidité de la chaîne ossiculaire et mener à une perte de transmission de l'onde sonore.

La membrane tympanique : La membrane tympanique ou tympan est une membrane fine semi-transparente qui clôture la caisse du tympan, formant ainsi la limite entre l'oreille externe et moyenne. Le tympan est solidement arrimé au conduit auditif par son ligament annulaire. Il est en forme de cône avec une surface de 57 à 64 mm^2 [Kirikae, 1960]. La membrane est composée de deux parties différentes, une petite et fragile appelée *pars flaccida* et une structure plus importante et plus résistante nommée *pars tensa* (Fig. 1.4).

Marteau : Le premier os de la chaine ossiculaire est le marteau ou *malleus* et peut être découpé en trois parties : le *manubrium*, le cou et la tête (Fig. 1.5). Le marteau est connecté au tympan le long du *manubrium* entre le *pars flaccida* et le *pars tensa*. Cette attache est considérée solide à l'extrémité du *manubrium*, à savoir sur l'*umbo* [Gulya and Schuknech, 1995]. Le *manubrium*, également nommé le manche du marteau, s'étend de l'*umbo* jusqu'au processus latéral du marteau. Le cou relie le *manubrium* à la tête du marteau. Ce dernier est relié à l'enclume par un ligament formant l'articulation incudo-malléolaire. Le marteau est suspendu par trois ligaments et un muscle. Les ligaments latéral et antérieur sont connectés au col du marteau tandis que le ligament supérieur est fixé sur la tête de l'osselet. Le muscle tenseur du tympan est connecté à cet osselet et est contrôlé par le nerf trijumeau. Comme son nom l'indique son rôle est de rigidifier le tympan

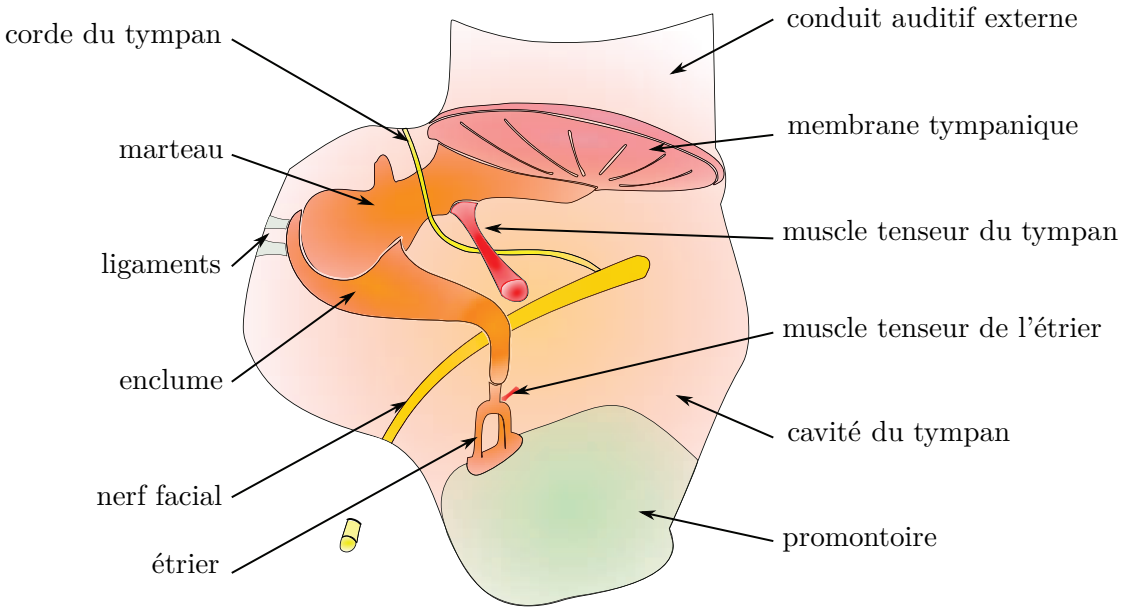


Fig. 1.3 – Schéma représentant l'oreille moyenne.

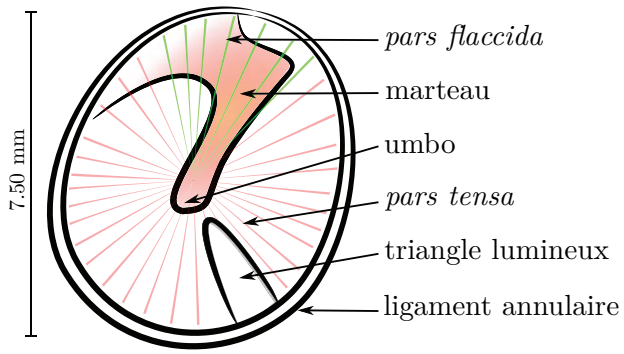


Fig. 1.4 – La membrane tympanique (dimension géométrique d'après [Kirikae, 1960]).

et donc la chaîne ossiculaire afin de réduire la transmission de l'onde sonore. Il est impliqué dans le réflexe acoustique pour protéger l'oreille lorsqu'un son puissant est perçu [Moller, 1962].

Enclume : L'enclume ou *incus*, localisée entre le marteau et l'étrier est également divisée en trois parties : le corps, la longue et la courte apophyse (Fig. 1.6). Le corps de l'enclume s'articule avec la tête du marteau pour constituer l'articulation incudo-malléolaire. L'articulation incudo-stapédienne est quant à elle formée par la liaison entre la longue apophyse (long processus) de l'enclume et la tête de l'étrier. Seuls deux ligaments sont reliés à l'enclume, le ligament supérieur attaché au corps et le ligament postérieur connecté au processus court de l'enclume. La rigidité de l'articulation incudo-malléolaire a longtemps été controversée (Fig. 1.5 et 1.6). Des études montrent que cette liaison est composée de matériel élastique [Willi et al., 2002]. Les auteurs affirment que la transmission de l'onde est bien conservée pour des fréquences basses et semble perdre en qualité pour des fréquences supérieures à 1,000 Hz en raison de la mobilité de cette

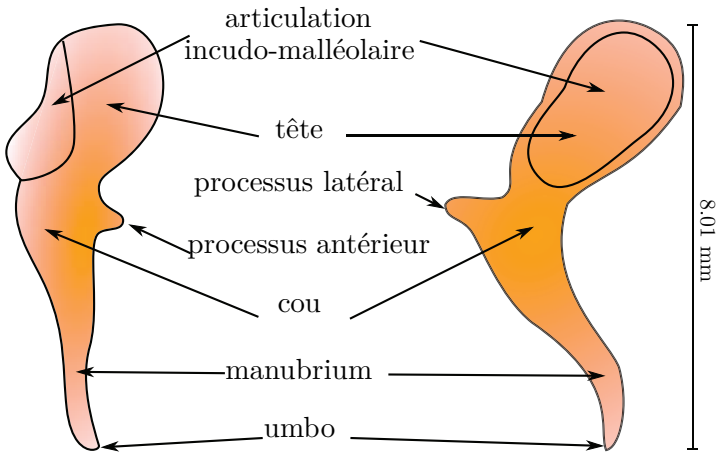


Fig. 1.5 – Le premier osselet : le marteau (dimension géométrique d'après [Kirikae, 1960]).

liaison. Cependant, cette jonction est extrêmement sensible. Des forces supérieures à 0.9 N dans la direction antérieure-postérieure ou 0.7 N dans la direction latérale-médiale peuvent rompre cette articulation [Lauxmann et al., 2012], arrêtant ainsi la transmission de l'onde sonore.

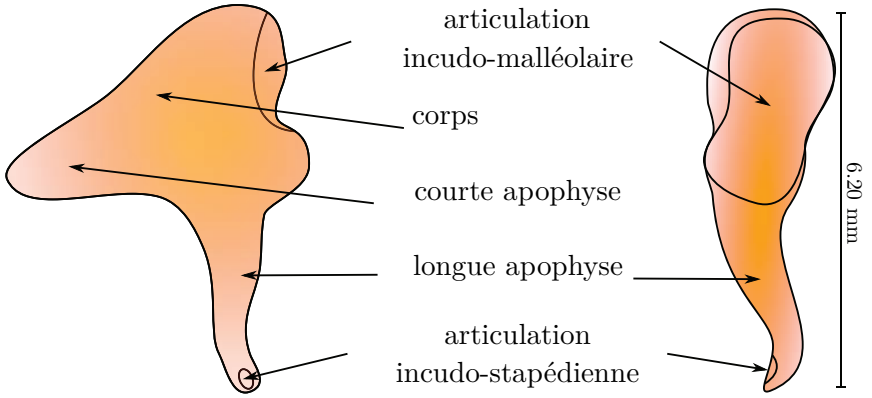


Fig. 1.6 – Le deuxième osselet : l'enclume (dimension géométrique d'après [Kirikae, 1960]).

Etrier : Cet osselet, localisé entre l'enclume et la fenêtre ovale, est le dernier maillon de la chaîne ossiculaire. Il est composé d'une plate-forme, appelée platine, qui est positionnée sur la fenêtre ovale. Deux branches s'élèvent depuis la platine, une antérieure et une postérieure. Celles-ci se rejoignent pour former la tête de l'étrier au niveau de l'articulation incudo-stapédienne (Fig. 1.7). Il s'agit d'une capsule articulaire constituée de cartilage et de liquide synovial [Ohashi et al., 2005] et [Wang et al., 2006]. Des études sur des os temporaux ont montré que cette articulation jouait un rôle important dans la transmission de l'onde sonore. Une modification des caractéristiques de cette liaison, comme une ankylose ou une désarticulation, peut aboutir à une perte auditive partielle ou complète [Holler and Greenberg, 1972], [Suzuki et al., 2008] et [Sim and Chang, 2008]. En raison de la taille de cette structure, il existe peu de mesures expérimentales sur les propriétés mécaniques de cette articulation dans la littérature. Quelques travaux proposent de modéliser cette articulation par des modèles élastiques isotrope [Prendergast et al., 1999], [Wada et al., 1996],

[Gan et al., 2004a] ou plus récemment par un modèle hyperélastique prenant en compte le fluide synovial [Zhang and Gan, 2011]. Bien que les auteurs de la dernière étude démontrent que la viscosité du liquide synovial n'a aucun effet en statique, ils supposent, sans vraiment le prouver, que celle-ci influence le comportement dynamique des osselets.

De l'autre côté de l'étrier se trouve le ligament annulaire. Il relie la platine de l'osselet à l'oreille interne par la fenêtre ovale. Ce ligament assure l'étanchéité de l'oreille interne tout en garantissant la mobilité de l'étrier pour la bonne conduction du son [Wolff and Belluci, 1956]. L'état du ligament annulaire de l'étrier conditionne directement la qualité de la transmission acoustique. Lors d'une ossification de ce ligament, une perte conséquente de l'audition est observée [Merchant et al., 2001], [Schuknecht and Barber, 1985]. Les paramètres mécaniques sont là encore mal identifiés en raison de la taille de la structure. Des études sur des pièces anatomiques émettent l'hypothèse d'un comportement viscoélastique non linéaire [Gan et al., 2011]. Un muscle, nommé muscle stapédien est connecté au niveau de la tête de l'étrier. Il est impliqué dans le réflexe acoustique comme le muscle tenseur du tympan mais est contrôlé par le nerf facial [Moller, 1962].

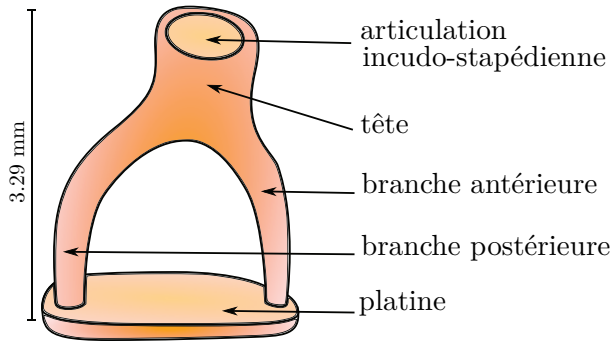


Fig. 1.7 – Le dernier osselet : l'étrier (dimension géométrique d'après [Kirikae, 1960]).

1.2 Pathologies de l'oreille

La préservation de l'intégrité de l'oreille est essentielle pour garantir la perception d'un stimulus auditif. Ceci demande un bon état fonctionnel de l'oreille externe, moyenne et interne pour mener à bien la conversion d'une pression acoustique en une impulsion électrique. L'otologie est l'une des spécialités de l'oto-rhino-laryngologie (ORL) et a pour but de traiter les maladies de l'oreille. Il existe différents types de déficiences auditives, comme les surdités de transmission, neurosensorielles ou encore mixtes qui sont une combinaison des deux premières. Le traitement de ces surdités peut nécessiter, dans certains cas, une intervention chirurgicale, comme la chirurgie de l'otospongiose, une tympanoplastie, ou encore une implantation cochléaire.

Surdité de transmission : Ce type de surdité est lié à une dysfonction de l'oreille externe ou moyenne menant à une interruption de la progression de l'onde sonore au sein de l'organe de l'audition. Une perte de plus de 60 dB peut être atteinte. Dans la majorité des cas, l'audition peut être partiellement ou totalement restaurée par le port de prothèses auditives qui amplifient le son

ou par une intervention chirurgicale. C'est le cas notamment de la chirurgie de l'otospongiose, qui nous intéresse particulièrement dans ce manuscrit. Nous reviendrons en détail sur cette maladie et sur son traitement chirurgical dans la section 1.6. On estime, cependant, que seulement 20% de la population nécessitant une réhabilitation utilise des prothèses. Cela est dû aux contraintes esthétiques et fonctionnelles comme l'irritation du conduit auditif externe, l'impossibilité de les utiliser dans l'eau, les pannes, le coût de la maintenance et des batteries, leurs prix élevés et la nécessité de les remplacer tous les 3 ou 5 ans [Abdellaoui and Tran Ba Huy, 2013].

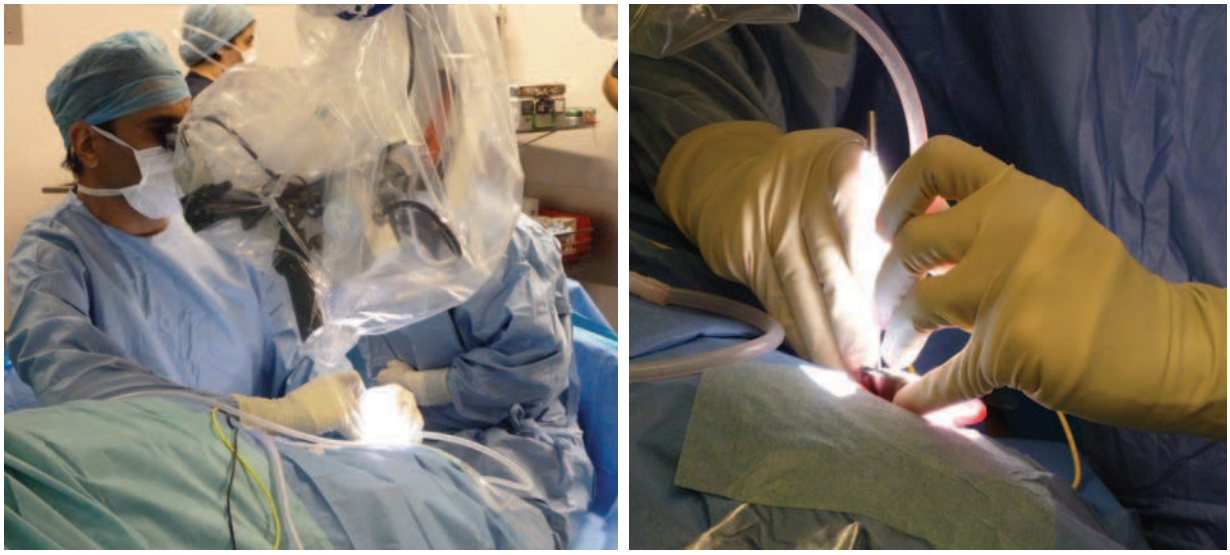
Surdités neurosensorielles : L'atteinte de l'oreille interne, du nerf auditif ou du système nerveux auditif central sont responsables de ce type de surdité. Si le système nerveux central n'est pas impliqué il est possible de traiter une surdité profonde par l'implantation cochléaire. Cette intervention chirurgicale implique la mise en place d'un porte-électrodes dans la *scala tympani* afin de stimuler directement le nerf auditif à travers la cochlée. Cette opération chirurgicale donne de bons résultats après rééducation.

1.3 Réhabilitation chirurgicale

De nombreuses pathologies de l'oreille moyenne peuvent être traitées par une opération chirurgicale. Celle-ci est envisagée si les médicaments ou les dispositifs d'aide auditive s'avèrent inefficaces. La microchirurgie est une intervention effectuée sous anesthésie locale ou générale et nécessite l'utilisation d'un microscope opératoire. Nous nous intéressons dans ce travail à la simulation de la chirurgie de l'oreille moyenne, qui est consacrée aux traitements des surdités de transmission.

Les structures anatomiques impliquées dans la microchirurgie de l'oreille moyenne sont extrêmement sensibles aux traumatismes. Un déplacement de quelques millimètres ou une application excessive de forces sur ces structures peut mener à de lourds dommages et à une surdité irréversible, profonde voire totale. Cette chirurgie nécessite une gestuelle délicate d'une grande précision, comme lors de la reconstruction de la chaîne ossiculaire (Fig. 1.8).

La chirurgie de l'otospongiose donne d'excellents résultats pour traiter les surdités de transmission. Une audition quasi complète peut être retrouvée dans la plupart des cas, si la cochlée est toujours intacte [Kisilevsky et al., 2010]. L'otite chronique et l'otospongiose représentent la majorité des surdités mixtes et de transmission. Son incidence est de 0.6% de la population en Europe occidentale et aux Etats-Unis [Causse et al., 1975]. L'otite chronique atteint 2.5 % de la population en Angleterre [Browning and Gatehouse, 1992]. Les autres causes des surdités dites mixtes et de transmission, peuvent être dues à une malformation, à un traumatisme ou à une dystrophie rare de la chaîne des osselets, comme les maladies de Paget ou de Lobstein. En 2010, 2948 chirurgiens ORL étaient en activité en France selon l'Observatoire National de la Démographie des Professions de Santé (ONDPS). Plus de 80 000 chirurgies de l'oreille moyenne sont réalisées chaque année en France [Triglia, 1999].



(a) (b)

Fig. 1.8 – Photos prises pendant une intervention de microchirurgie otologique.

La voie d'abord, la moins invasive pour la chirurgie de l'oreille moyenne, est celle du conduit auditif externe. Cependant, lorsque la configuration du conduit auditif ne permet pas d'avoir une exposition suffisante du site opératoire, une approche par l'os temporal *via* la mastoïde est préférée. La technique chirurgicale appliquée dépend principalement de la morphologie et de l'état des lésions du patient. Ceci peut bien souvent être déterminé lors du bilan préopératoire avec l'imagerie.

Selon les recommandations de la société Française d'oto-rhino-laryngologie et de radiologie, un scanner tomographique (CT-scan) à haute résolution du patient doit être effectué systématiquement avant chaque intervention chirurgicale. Ce scanner est utilisé pour la planification de l'opération et pour éviter toute erreur de diagnostic ou technique. Cette étape demande au chirurgien d'avoir une bonne représentation dans l'espace afin de reconstruire mentalement le site opératoire à partir des coupes d'imagerie du patient. La représentation mentale des structures est dépendante de l'expérience du chirurgien et il est difficile de partager cette information au sein de l'équipe chirurgicale. Considérant les limites de la représentation mentale et de la résolution de l'imagerie, il existe un grand nombre d'incertitudes pouvant être levé uniquement lors de l'exploration chirurgicale. La reconstruction d'osselets complètement ou partiellement détruits, par une inflammation chronique ou une tumeur, nécessite le placement d'une prothèse ossiculaire. Les dimensions et la forme de ces prothèses sont déterminées principalement pendant l'intervention chirurgicale.

Les progrès récents dans le domaine de l'imagerie permettent désormais d'intégrer des systèmes de navigation au sein des blocs opératoires. Les systèmes de navigation sont étudiés dans la section 1.4. Ainsi les chirurgiens ont la possibilité de visualiser pendant l'intervention la position de leurs instruments par rapport aux images du scanner des patients. Cependant, la résolution des images et la précision des systèmes de navigation sont encore trop faibles pour qu'ils soient utilisés

en toute confiance. Les chirurgiens privilégient toujours leur propre perception pour garantir la sécurité du patient. Dans la continuité de l'amélioration du traitement chirurgical, nous observons, aujourd'hui, la présence de plus en plus de systèmes robotisés dans les salles d'opération. Le but de ces appareils est de diminuer les risques de traumatisme, de réduire les cicatrices pour les patients, mais surtout de diminuer les temps d'hospitalisation et de rééducation. Ils garantissent des déplacements d'une extrême précision et sont contrôlés par un chirurgien afin de réaliser des tâches délicates. Néanmoins, ces dispositifs ne sont pas, pour l'instant, utilisables en otologie en raison de la taille des structures anatomiques impliquées par rapport aux dimensions des instruments des robots chirurgicaux actuellement disponibles. La prochaine évolution du domaine otologique est sans aucun doute le développement de nouveaux systèmes robotisés dédiés. Nous revenons plus en détail sur la robotisation de la chirurgie dans la partie 1.5.

1.4 Apport des systèmes de navigation

Les systèmes de navigation chirurgicale ou de guidage assistés par ordinateur sont apparus dans les années 1980 en neurochirurgie [Watanabe et al., 1987]. On peut comparer ces dispositifs aux *Global Positioning System* (GPS) utilisés couramment dans le domaine civil pour la navigation routière par exemple. Souvent nommés à tort « neuro-navigation » en raison de leur premier domaine d'application, ces appareils sont désormais utilisés pour d'autres chirurgies notamment en orthopédie et en oto-rhino-laryngologie. Ils permettent aux chirurgiens de connaître instantanément l'emplacement de leurs instruments dans le corps du patient. La position et l'orientation des instruments sont généralement représentées sur les trois coupes (axiale, coronale et sagittale) de l'imagerie préopératoire du patient sur un écran (Fig. 1.9). L'imagerie doit être réalisée peu de temps avant l'opération pour éviter les modifications anatomiques liées à l'évolution de la pathologie, la prise de poids ou encore la croissance chez l'enfant [Nguyen, 2011].

Les premiers systèmes étaient composés de bras articulés munis de codeurs situés aux différentes liaisons permettant de mesurer avec précision la position des instruments chirurgicaux [Watanabe et al., 1987]. Depuis, des dispositifs optiques, ultrasonores et magnétiques ont fait leur apparition, cependant deux technologies dominent le marché : Les systèmes optiques appelés OTS pour Optical Tracking System (StealthStation i7, Medtronic, Minneapolis, USA ; ClaronNav, Claron Technology, Ontario, Canada ; Invite, Sonowand, Trondheim, Norvège ; Curve, Brainlab, Feldkirchen, Allemagne ; Navigation System II, Stryker, Kalamazoo, USA ; Nanostation, Praxim, La Tronche, France) et électromagnétiques nommés EMTS pour Electromagnetic Tracking System (Digipointeur Collin, Bagneux, France ; InstaTrak, GE Healthcare, Salt Lake City, USA ; Fiagon, Hennigsdorf, Allemagne ; AxiEM, Medtronic, Minneapolis, USA ; Matrix Polar, Xion, Berlin, Allemagne ; Kick EM, Brainlab, Feldkirchen, Allemagne). Quelques produits reposent sur les deux technologies comme le StealthStation s7 (Medtronic, Minneapolis, USA) ou encore le Hybrid Navigation (Scopis, Berlin, Allemagne). Certains systèmes de guidage sont couplés aux dispositifs d'imagerie per-opératoire comme les C-arms ou encore les fluoroscopes, permettent de rafraichir les données anatomiques du patient pendant l'intervention.



(a) StealthStation de Medtronic (Minneapolis, USA)

(b) Digipointeur de Collin (Bagneux, France)

Fig. 1.9 – Exemple de systèmes optiques et électromagnétiques de guidage assistés par ordinateur.

Les dispositifs optiques sont équipés de plusieurs caméras immobiles qui déterminent par triangulation la position de marqueurs visuels, qui sont fixés sur les instruments chirurgicaux. Ces dispositifs utilisent des sphères qui réfléchissent de la lumière infra-rouge par exemple. Plusieurs marqueurs visuels peuvent être utilisés afin d'augmenter la précision et de déterminer l'orientation des instruments en plus de la position. Les systèmes électromagnétiques reposent sur les interactions entre un émetteur situé sur les outils du chirurgien et un récepteur fixé quant à lui de manière immobile par rapport au patient. L'inconvénient majeur des OTS est qu'ils requièrent que le champ de vision des caméras ne soit pas obstrué et de maintenir une bonne orientation des instruments chirurgicaux afin que les marqueurs visuels restent toujours visibles des caméras. Ces conditions peuvent être particulièrement difficiles à respecter surtout lorsque le chirurgien travaille dans une zone confinée, par exemple sous un microscope opératoire recouvert d'une housse. Les EMTS peuvent donc être plus adaptés à ce type d'intervention. Cependant ils sont sensibles à toutes perturbations du champ électromagnétique que peuvent générer les appareils présents dans la salle opératoire. Il est également indispensable d'alimenter électriquement les récepteurs situés sur les outils du chirurgien. Cette alimentation se fait par câble, ce qui peut alourdir les instruments et modifier l'aisance des mouvements du chirurgien. Les EMTS permettent, en revanche, l'utilisation d'outils flexibles en plaçant un récepteur à la pointe des instruments, alors que les systèmes optiques requièrent exclusivement des outils indéformables.

Un recalage est nécessaire afin de définir la position réelle du patient par rapport aux systèmes de navigation. Pour ce faire, il existe de nombreuses techniques plus ou moins invasives et précises. Il est possible d'utiliser des marqueurs artificiels visibles lors de l'imagerie, comme des vis métalliques, qui sont positionnées à proximité de la zone opératoire sur le corps du patient. Il suffit alors de venir repérer ces différents marqueurs avec les systèmes de navigation afin de réaliser le recalage. Cette méthode est très pratique et permet d'avoir une bonne précision du recalage à proximité du

site opératoire. Cependant, cette technique est assez invasive et implique que les marqueurs restent parfaitement immobiles entre l'imagerie et la chirurgie. Une autre méthode consiste à enregistrer de nombreux points directement sur le patient afin de réaliser une mise en correspondance avec l'imagerie préopératoire. En ORL, la surface du visage est utilisée pour la définition du nuage de points. Plus le nombre de points est important, plus le recalage sera précis. Cette technique a donc l'avantage d'être beaucoup moins intrusive pour le patient. Il est également indispensable de calibrer les outils de pointage ou les instruments chirurgicaux afin de calculer la correspondance entre la pointe des instruments et les marqueurs visuels ou les émetteurs électromagnétiques.

La précision de la navigation chirurgicale correspond à la différence entre la position réelle de l'instrument et la position représentée sur l'imagerie. Elle est dépendante de nombreux facteurs comme la qualité du recalage entre la position du patient et l'imagerie et de la calibration des outils chirurgicaux, la précision des systèmes optiques ou électromagnétiques, de l'affichage et enfin de l'imagerie utilisée. De plus, la précision est dégradée lorsque le praticien évolue dans un endroit éloigné de la zone de recalage, comme en profondeur pour un recalage surfacique [Schipper et al., 2005]. En ORL, il n'est pas évident d'effectuer un recalage à proximité de l'oreille car il y a peu de marqueurs anatomiques spécifiques. Le pavillon de l'oreille, bien qu'il possède un relief particulier, ne peut être utilisé car il est composé de cartilage, un tissu déformable et difficilement visible à l'imagerie. Par conséquent, la surface du visage est souvent utilisée limitant ainsi son utilisation pour la chirurgie de l'oreille. Cependant, des marqueurs fiduciaires peuvent être utilisés pour augmenter la précision du recalage [Metzger et al., 2007], [Bozorg Grayeli et al., 2009].

1.5 La robotique appliquée à la chirurgie

La robotisation de la chirurgie a commencé dans les années 1980 en orthopédie et en neurochirurgie. Elle a depuis été adoptée par de nombreux autres domaines, notamment pour la chirurgie de la tête et du cou (maxillo-faciale, odontologie, ophtalmologie et ORL), la chirurgie du thorax et de l'abdomen (cardiaque, urologique) et la chirurgie mini-invasive. Historiquement, les premières interventions chirurgicales robotisées ont été effectuées avec des robots industriels, comme le robot PUMA de Unimation puis Stäubli (Pfäffikon, Suisse) pour les interventions sous stéréotaxie [Young, 1987], [Kwoh et al., 1988].

Depuis, de nombreux robots porte-instruments ont été développés spécifiquement pour la réalisation d'interventions chirurgicales comme les célèbres Robodoc (Curexo, Freemont, USA) pour la chirurgie orthopédique, Mars (Mazor Robotics, Cesarea, Israel) pour la chirurgie de la colonne vertébrale, Neuromate (Renishaw, Gloucestershire, Royaume-Uni) et Rosa de Medtech (Castelnau Le Lez, France) pour la neurochirurgie, le Zeus et le DaVinci de Intuitive Surgical (Sunnyvale, USA) pour la chirurgie mini-invasive. Ce dernier est actuellement, le robot chirurgical le plus utilisé (Fig. 1.10).

Les robots chirurgicaux sont développés afin d'augmenter la qualité et la sécurité des interventions chirurgicales tout en augmentant le confort pour l'équipe chirurgicale. Bien qu'il soit



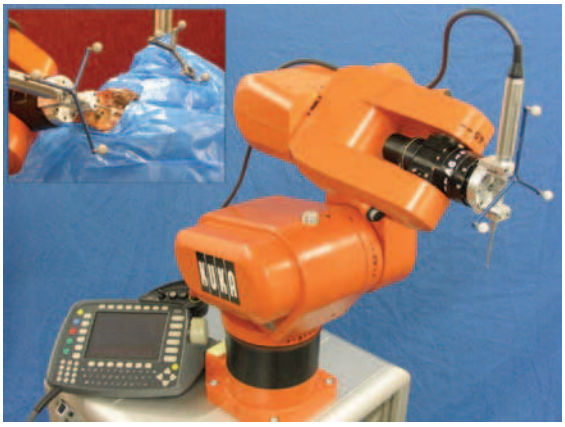
Fig. 1.10 – Robot DaVinci développé par Intuitive Surgical Inc. (Sunnyvale, USA).

long et compliqué de prouver les réels bénéfices pour les patients apportés par ces systèmes, les avantages espérés reposent essentiellement sur une forte amélioration de la dextérité, de la précision et de l'endurance de la gestuelle chirurgicale. Il est également possible de limiter la vitesse de déplacement, les forces exercées ou encore l'accès à certaines zones, notamment avec des systèmes co-manipulés [Kumar et al., 1999], [Zemiti et al., 2007]. Les systèmes télé-opérés permettent de déporter le chirurgien afin d'augmenter l'ergonomie du poste opératoire ou encore de réaliser des opérations à distance. Cette possibilité a été testée en 2001 lors de l'opération Lindbergh. Depuis New-York (USA), le professeur Marescaux a opéré une patiente localisée à Strasbourg (France) en utilisant le robot Zeus [Marescaux et al., 2001]. Il est également possible de filtrer et de démultiplier les mouvements du chirurgien ou des forces perçues [Emeagwali et al., 2004]. Là encore le confort du praticien est augmenté en lui offrant la possibilité de réaliser des gestes amples ou de maîtriser les forces exercées sur les structures anatomiques. Ces différentes améliorations permettent de diminuer la taille des cicatrices en favorisant des accès mini-invasifs par les voies naturelles notamment, de réduire les douleurs pour le patient et le temps d'intervention ou d'hospitalisation [Finkelstein et al., 2010]. Aujourd'hui, certaines équipes développent des outils pouvant travailler directement dans le corps du patient ou sur des systèmes autonomes. C'est le cas du robot pneumatique développé par le laboratoire de recherche en micro-ingénierie (CRIM, Pise, Italie) permettant d'évoluer dans l'intestin afin de réaliser une coloscopie [Dario et al., 2004].

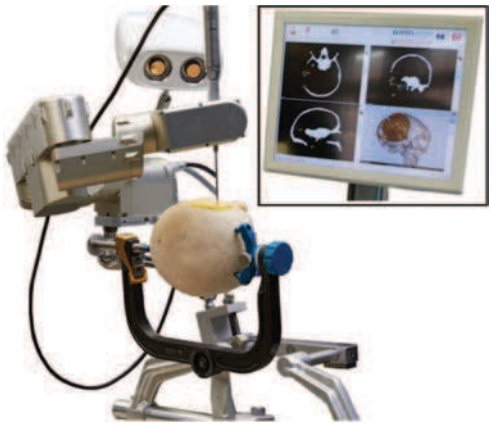
La microchirurgie est un domaine de prédilection pouvant bénéficier de nombreux avantages de la robotique, comme pour la chirurgie de l'implantation cochléaire [Zhang et al., 2006], [Leinung et al., 2007]. Pour rappel, la microchirurgie est réalisée sous un microscope opératoire offrant un fort grossissement pouvant aller jusqu'à 40. De plus, elle implique de manipuler des structures fines, demandant une gestuelle délicate et une maîtrise des forces appliquées. Ainsi de nombreux robots ont été conçus spécifiquement pour des opérations de microchirurgie comme le RAMS [Schenker et al., 1995] ou encore le Steady-Hand [Taylor et al., 1999].

En otologie les deux voies d'accès privilégiées sont par le fraisage de la mastoïde ou par la voie naturelle au travers du conduit auditif externe. De nombreux travaux ont prouvé que le fraisage de la mastoïde avec des systèmes de guidage pouvait être amélioré par l'usage d'un robot

[Leinung et al., 2007], [Majdani et al., 2009] (Fig. 1.11(a)). Ainsi de nombreux travaux sur l'accès mini-invasif de la cochlée avec un couplage à des systèmes de navigation ont été effectués avec des robots industriels [Stolka and Henrich, 2006], [Leinung et al., 2007], [Klenzner et al., 2009] et [Danilchenko et al., 2011]. Ces robots industriels sont difficilement adaptables aux normes des dispositifs médicaux et sont donc réservés à des études de faisabilité. Des systèmes dédiés ont fait leur apparition [Joskowicz et al., 2006], [Bell et al., 2012]. Ce dernier est équipé d'un système de navigation optique et permet de fraiser un tunnel au travers de la mastoïde pour accéder à la cochlée avec une précision de 0.15 mm (Fig. 1.11(b)) [Bell et al., 2013].



(a) [Leinung et al., 2007]

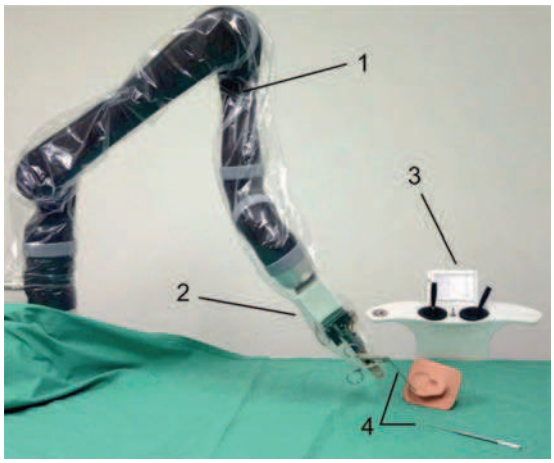


(b) [Bell et al., 2012]

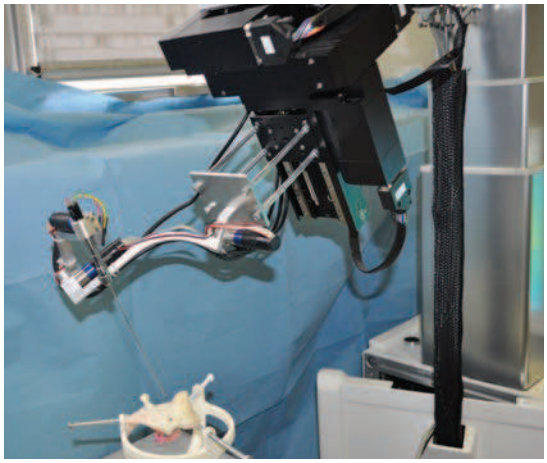
Fig. 1.11 – Exemple de robots d'assistance pour l'accès mini-invasif à la cochlée.

La chirurgie des osselets est également un bon contexte pour l'élaboration de systèmes robotisés. Brett *et al.* ont développé un outil robotisé permettant de réaliser une platinotomie en toute sécurité [Brett et al., 1995]. Les auteurs se basent sur la mesure des forces et du couple du moteur afin de stopper la fraise juste avant que celle-ci ne pénètre dans le vestibule. Ils ont également adapté ce principe à la cochléostomie pour détecter le passage d'un tissu dur à mou [Brett et al., 2007]. La chirurgie de l'oreille moyenne est, en plus de l'ophtalmologie, une des applications du système co-manipulé Steady Hand [Taylor et al., 1999]. Ce dernier a permis de diminuer significativement les forces exercées lors d'une platinotomie et de la fixation d'une prothèse ossiculaire [Berkelman et al., 2001]. Plusieurs autres projets se sont intéressés à la robotisation de la chirurgie de l'oreille moyenne comme le micromanipulateur Micron qui permet de réduire le tremblement de la main de 50% [Montes Grande et al., 2012], le micromanipulateur télé-opéré MMS-II [Maier et al., 2010]. Le MMS-II permet en outre de mesurer des distances dans la caisse du tympan, comme la longueur entre la platine de l'étrier et l'enclume [Maier et al., 2011]. Disposant d'un espace de travail limité à 20 mm, le système a été couplé à un macromanipulateur Jaco (Innova, Québec, Canada) pour former un prototype complet nommé MMTS (Fig. 1.12(a)) [Entsfellner et al., 2012]. Enfin le robot télé-opéré, RobOtol, a également été développé pour assister le chirurgien lors d'une intervention sur l'oreille moyenne [Miroir et al., 2012]. Celui-ci est le seul système dont la préservation du champ de vision du chirurgien et la possibilité d'utiliser simultanément plusieurs instruments ont été pris en compte lors de la conception

[Miroir et al., 2008] (Fig. 7.6(a)). Ce robot a été validé sur des bancs d'essai et sur des pièces anatomiques [Miroir et al., 2010], [Kazmitcheff et al., 2011]. Le travail, présenté dans ce manuscrit, s'intéresse également à la robotisation de la chirurgie. Nous souhaitons, en effet, que la simulation soit, en plus des aspects de pédagogie et de planification, un outil de développement voire de contrôle de ces systèmes robotiques. Nous reviendrons plus en détail sur le RobOtol dans la section 7.3, consacrée à l'intégration de ce dispositif dans notre simulation.



(a) MMTS [Entsfellner et al., 2012]



(b) RobOtol [Miroir et al., 2012]

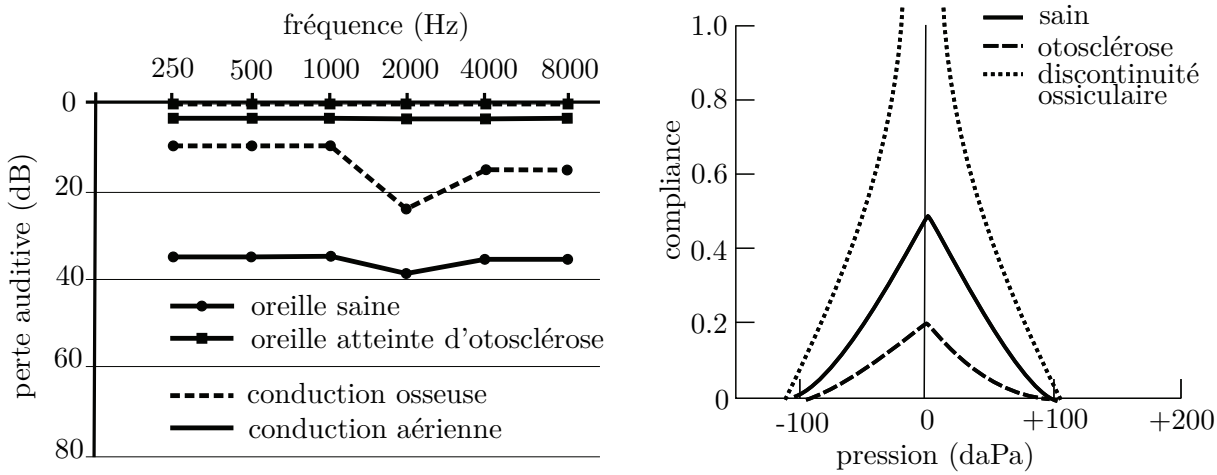
Fig. 1.12 – Prototypes de robots d'assistance à la chirurgie de l'oreille moyenne.

1.6 Cas de l'otospongiose

L'otospongiose est une maladie osseuse fréquente survenant typiquement chez l'adulte. Les foyers sont localisés dans la majorité des cas sur le bord antérieur de la fenêtre ovale et sur la platine de l'étrier ou plus rarement sur la fenêtre ronde [Bozorg Grayeli, 2000]. Au cours de cette maladie, une ankylose stapédo-vestibulaire se forme empêchant la transmission du son vers la cochlée et entraînant une surdité de transmission. Cette maladie comporte deux types de foyers. Le premier, appelé foyer d'otospongiose, caractérise une phase de destruction de l'os avec une diminution de sa densité et l'apparition de fibrose. Le second type définit un stade de durcissement de l'os, et est nommé otosclérose. Ces deux types de foyers peuvent coexister. Le sex-ratio est de deux femmes pour un homme. D'origine héréditaire dans 70% des cas, cette maladie touche principalement des femmes caucasiennes entre 30 et 50 ans. Son incidence est seulement de 1% pour la population africaine, elle est beaucoup plus faible pour les populations asiatique et latino-américaine. D'autres hypothèses supposant une origine virale, comme une infection par le virus de la rougeole, ont été discutées au cours des dernières années [Bozorg Grayeli, 2000].

Le diagnostic est effectué par une audiométrie tonale (étude des seuils auditifs en fonction des fréquences, Fig. 1.13(a)) et une tympanométrie (analyse des mouvements tympano-ossiculaires par le changement de la pression dans le conduit auditif externe, Fig. 1.13(b)). Cependant, un délai moyen de 2 ans est observé entre les premiers signes et la consultation. Au début, ce sont les basses

fréquences qui sont les plus touchées. Puis avec l'évolution de la maladie, la platine de l'étrier est de moins en moins mobile, l'audition sur les fréquences graves a tendance à se stabiliser tandis que la surdité gagne les fréquences aiguës. Au paroxysme de la maladie, la platine est complètement fixée et une perte auditive de plus de 60 dB peut être observée, affectant principalement les aiguës. L'atteinte est bilatérale dans 75% des cas. Le traitement de choix est aujourd'hui la chirurgie de l'étrier. Celle-ci consiste à extraire l'étrier ankylosé, de façon complète (platinectomie) ou partielle (platinotomie), et à le remplacer par une prothèse ossiculaire (reconstruction ossiculaire) afin de rétablir la transmission.



(a) audiométrie (b) tympanogramme

Fig. 1.13 – Résultats de diagnostic de l'audition des patients.

Décrite pour la première fois au 18e siècle par Valsalva, puis par Politzer au cours du 19e siècle, cette dystrophie osseuse est finalement traitée chirurgicalement de manière efficace dans les années 1950 grâce notamment aux travaux de Rosen, Shambaugh et Shea, améliorant la technique de la platinectomie puis de la reconstruction ossiculaire. Depuis, cette maladie a été décrite de nombreuses fois dans la littérature [Glasscock and Shambaugh, 1990], [Donaldson and Snyder, 1992] et la technique chirurgicale a légèrement évolué, outre l'émergence de quelques variantes, notamment avec l'utilisation du Laser dans les années 1980. Aujourd'hui, le traitement chirurgical de l'otospongiose donne des résultats très satisfaisants et reproductibles entre les mains d'un otologiste entrainé. Cependant la chirurgie de la chaîne tympano-ossiculaire est une chirurgie délicate dont la maîtrise est une des dernières étapes de la formation des otologistes. Elle nécessite de nombreux instruments comme des micro-pinces, des micro-ciseaux, un système de fraisage et d'aspiration. L'aspiration quasi-permanente implique de manipuler souvent deux instruments simultanément.

Procédure chirurgicale du traitement de l'otospongiose

La voie classique se fait au travers du conduit auditif externe. Un spéculum, dont le diamètre varie de 4 à 8 mm, est utilisé pour écarter le cartilage afin de maximiser la vue du site opératoire. Le chirurgien doit alors soulever le lambeau tympano-méatal sur plus de 270° en incisant la peau du

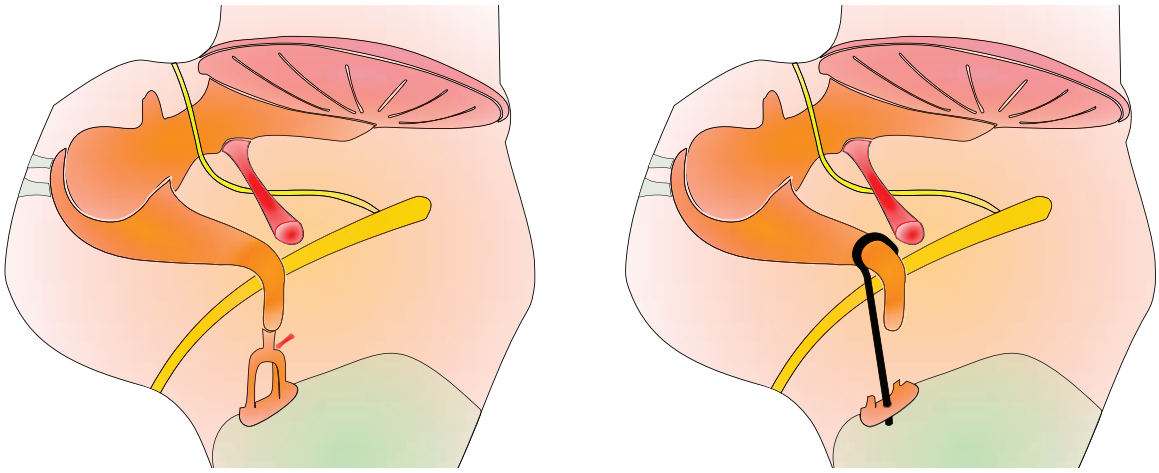
conduit auditif pour accéder à la caisse du tympan. Cette procédure est effectuée à l'aide de deux instruments. L'aspiration permet de tendre le lambeau tympano-méatal pendant qu'un bistouri permet d'inciser la peau du conduit. Après avoir écarté la membrane tympanique, le chirurgien vérifie l'intégrité de la chaîne et de la fixation de l'étrier. Une palpation de la chaine ossiculaire peut être effectuée.

Il est alors très souvent nécessaire de réaliser une résection partielle du cadre osseux, dite encoche de Rosen, afin d'exposer le site opératoire. Le chirurgien doit pouvoir visualiser le tendon tenseur de l'étrier et la fenêtre ovale. Une curette est utilisée pour réaliser cette résection. En forme de cuillère à glace à bord tranchant, la gestuelle ressemble également au geste nécessaire pour réaliser des boules de glace. Ainsi, par des mouvements de rotation, des copeaux osseux sont détachés. D'importantes forces sont alors nécessaires. Le geste se fait de bas en haut et de l'intérieur vers l'extérieur afin d'éviter de léser certaines structures sensibles comme la *chorda tympani* ou les osselets. Une fraise motorisée peut être utilisée pour cette étape, mais elle implique une réduction du champ de vision. La gestuelle est alors différente et ressemble à des mouvements de rotation en surface. Les forces appliquées sont généralement plus faibles étant donné que la fraise ne permet pas de percer mais plutôt de « brosser » la structure. Une aspiration est indispensable pour la récupération de la poussière osseuse. Des mesures de forces sont reportées dans une étude sur la robotisation de cette chirurgie [Miroir, 2009].

Une fois que la région stapédo-vestibulaire est bien visible, le tendon du muscle de l'étrier et la branche postérieure de l'étrier sont sectionnés à l'aide de micro-ciseaux ou d'un Laser. Différents types de Laser sont disponibles dans les salles d'opération en otologie. Les Lasers de contact ou à fibre nécessitent de placer l'extrémité du Laser au contact ou respectivement à 2 mm de la structure visée. Ils sont donc manipulés par la main du chirurgien. Ces deux Lasers permettent de tirer sans pour autant avoir une vision directe de la cible. Ainsi ils peuvent être utilisés avec un endoscope angulé par exemple. Cependant, une mauvaise estimation de la cible ou un tremblement important du praticien peut mener à une destruction des structures situées aux alentours de la cible. Enfin les lasers CO_2 sont fixés sur le microscope. Le chirurgien ajuste sa cible grâce à un pointeur avant de réaliser le tir Laser. Ce dernier implique d'avoir un accès direct entre le microscope et la structure. Il est également indispensable que personne ne touche le microscope pendant le processus. Le tir Laser génère une fumée qui peut être aspirée. L'étrier est ensuite séparé de l'enclume. Pour cela, un micro-crochet angulé à 90° est utilisé pour la désarticulation de la liaison incudo-stapédienne. Une simple rotation est généralement nécessaire. Le chirurgien doit s'assurer de ne pas trop mobiliser la chaîne des osselets afin d'éviter de luxer l'enclume. Enfin, la branche antérieure de l'étrier est fracturée en basculant la superstructure de l'étrier vers le bas. Cette étape ne peut se faire à l'aide de micro-ciseaux ou de Laser car la branche n'est souvent pas visible du chirurgien. A ce moment la superstructure de l'étrier peut être retirée, soit par l'utilisation d'une aspiration, soit avec un micro-crochet.

La platine de l'étrier est ensuite perforée en son centre (platinotomie) par un Laser, une micro-fraise de diamètre calibré ou une tréphine. Cet orifice circulaire doit permettre de faire passer le fût de la prothèse ossiculaire afin d'atteindre l'oreille interne. Par conséquent, le chirurgien doit réaliser cette étape avec précaution afin d'éviter de léser le vestibule.

Un piston prothétique est alors inséré dans l'orifice de la platine en prenant soin de ne pas trop l'introduire dans le vestibule qui est situé derrière la platine (Fig. 1.14). La fixation du crochet de la prothèse sur la longue apophyse de l'enclume se fait par un mouvement de rotation. En fonction du type de piston, un serrage du crochet peut être nécessaire à l'aide d'une micro-pince dédiée. C'est un des gestes les plus complexes car il implique d'exercer une force suffisante pour serrer correctement le crochet sans mobiliser la chaîne des osselets. De plus, un serrage trop faible peut mener à un détachement du piston. A l'inverse, un serrage trop fort risque de traumatiser l'enclume. L'étanchéité autour du piston est assurée par un caillot sanguin, des greffons de graisse, d'aponévrose ou du collagène synthétique. Le praticien réalise alors une palpation pour s'assurer de la fixation de la prothèse et de la transmission du mouvement des structures. Enfin, le tympan est rabattu en place, et un pansement est placé dans le méat auditif externe.



(a) avant intervention (b) après intervention

Fig. 1.14 – Traitement microchirurgical de l'otospongiose.

Plus de 4000 interventions sont pratiquées chaque année en France avec un taux de réussite avoisinant les 90% d'après l'agence technique de l'information sur l'hospitalisation. Cette intervention varie de 30 minutes à plusieurs heures en fonction de la morphologie du patient et des complications chirurgicales, bien qu'exceptionnelles. Il y a deux phases critiques pendant cette chirurgie :

— Pendant la platinotomie, la platine de l'étrier peut se briser en plusieurs morceaux ou encore s'enfoncer dans l'oreille interne si des forces excessives sont appliquées. C'est une importante complication chirurgicale qui peut mener à une surdité permanente et à l'apparition de vertiges. Pour pallier à cette circonstance, le chirurgien doit récupérer, autant que possible, les fragments ou la platine sans aggraver la situation. Enfin la fenêtre ovale doit être recouverte d'une pièce de muscle ou de gras sur laquelle reposera la prothèse ossiculaire.

— Lors du placement de la prothèse ossiculaire, le chirurgien est en contact direct avec la chaîne des osselets. Le moindre mouvement mobilisant les osselets peut aboutir à une luxation de la chaîne ou à une dislocation de l'enclume. Dans ce cas, le son n'est plus transmis correctement et un remplacement total de la chaîne est nécessaire.

Les principaux risques liés à cette intervention chirurgicale reportés par le service national de santé *National Health Service* (NHS) du Royaume Uni et le service hospitalier universitaire de Cambridge sont :

— Une sévère perte auditive dans 1% des cas ;
— La présence de vertiges qui est un symptôme normal lors des premières heures après l'intervention pouvant mener à des nausées. Dans de rares occasions les vertiges peuvent perdurer ;
— Le trouble du goût sur un côté de la langue lié à la manipulation de la *chorda tympani* responsable du goût. Cette sensation est temporaire mais peut également se prolonger dans 10% des cas. Nous notons que la *chorda tympani* peut être totalement sectionnée ;
— Une réaction allergique au pansement placé dans le conduit auditif après l'intervention ;
— La présence d'acouphènes (bourdonnements de l'oreille) notamment associés à une perte auditive ;
— Ainsi que les risques liés à l'anesthésie locale ou générale.

Il est important de noter qu'il s'agit d'une chirurgie fonctionnelle, c'est-à-dire que le pronostic vital du patient n'est pas mis en jeu. L'objectif est seulement de traiter sa surdité. Les risques pour le praticien sont importants car le rapport bénéfices/complications est peu favorable pour les chirurgies de confort.

La difficulté de cette chirurgie est dépendante des facteurs anatomiques, notamment du diamètre du méat auditif externe, de la position de la fenêtre ovale par rapport à l'axe central du méat et enfin de la position du nerf facial au-dessus de la fenêtre ovale. Ces variations anatomiques impliquent une adaptation de l'axe de la vision et de la technique opératoire rendant indispensable leur enseignement. Cette chirurgie demande une gestuelle de grande précision et un contrôle total des forces appliquées sur les structures.

Aujourd'hui seules la vision et la proprioception du chirurgien l'aident dans le choix de la prothèse. L'évaluation de sa longueur et de sa position optimale est réalisée au cours de l'intervention. Une erreur se traduit par un défaut de transmission sonore et une perte de plusieurs dizaines de décibels à l'audiogramme postopératoire. La planification de cette chirurgie est quasi-inexistante ce qui complique grandement la tâche du chirurgien. La planification préopératoire de la chirurgie ossiculaire est actuellement basée sur l'otoscopie (examen du tympan sous microscope), la tympanométrie, l'audiométrie et le scanner de haute résolution des patients. Par exemple, l'approche chirurgicale idéale consiste à passer par le conduit auditif externe. Or, cette possibilité dépend principalement des lésions et de la morphologie du patient. Ces deux paramètres sont étudiés avant l'intervention par un examen radiologique qui est systématique. Ces éléments permettent de définir l'objectif de la chirurgie et d'en déterminer le pronostique fonctionnel afin de prévoir le type de geste chirurgical à réaliser (voie d'abord limitée ou élargie, association à une mastoïdectomie, tympanotomie postérieure, ...) avec une part d'incertitude sur l'extension des lésions qui sera levée lors de l'exploration chirurgicale.

De nombreuses prosthèses ossiculaires ont été commercialisées. Elles sont constituées de matériaux biocompatibles comme du plastique, du cuivre, du téflon, du titane, du nickel, ou du nitinol (Fig. 1.15). Leurs prix vont d'une dizaine d'euros à plus d'une centaine selon le matériau utilisé. De même la fixation de la prothèse dépend du matériau dans laquel elle a été fabriquée. Certains crochets vont se refermer automatiquement sur la branche descendante de l'enclume soit grâce à leur propriété élastique, soit parce qu'ils sont composés d'un matériel à mémoire de forme réagissant à la chaleur. D'autres se ferment en se déformant sous l'action d'une micro-pince. Les longueurs des prothèses varient de 3.5 à 5.5 mm afin de mieux s'adapter à la morphologie du patient. Le diamètre du fût varie également entre 0.3 et 0.8 mm. Des études ont montré que le diamètre pouvait influencer les performances auditives pour certaines fréquences. Par exemple, les pistons avec un grand diamètre ont de meilleurs résultats pour les basses fréquences [Donaldson and Snyder, 1992], [Marchese et al., 2007]. Ainsi certaines prothèses peuvent être plus ou moins conseillées en fonction des fréquences prédominantes du langage [Causse et al., 1985]. Actuellement, les prothèses en titane ont permis d'améliorer la stabilité mécanique et la maniabilité chirurgicale tout en étant parfaitement biocompatibles, comme la prothèse Soft-Clip de Kurz (Dusslingen, Allemagne) [Schimanski et al., 2007] et [Hornung et al., 2009].

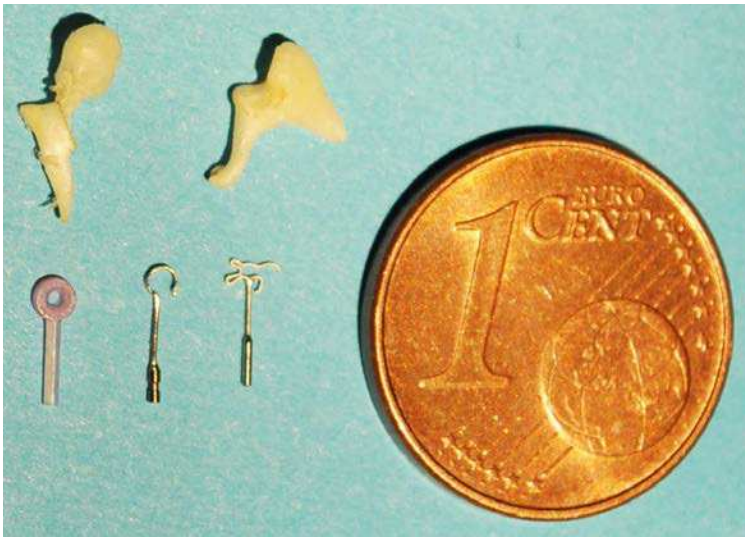


Fig. 1.15 – Photo représentant le marteau et l'enclume prélevés sur un rocher humain, ainsi que trois modèles de prothèses ossiculaires.

1.7 Enseignement de la microchirurgie

Actuellement en France, un chirurgien ORL réalise sa première chirurgie sous sa responsabilité après un minimum de treize années universitaire. Cette première intervient, effectivement, après six années de tronc commun, suivi d'un internat en chirurgie de 5 ans. Cependant la formation est souvent complétée par un post-internat de spécialité universitaire d'au moins deux ans. Les caractéristiques de cette formation sont de fortes connaissances théoriques ainsi que la réalisation

de gestes d'une extrême précision. Cependant, l'apprentissage théorique ne permet pas de suppléer l'entraînement pour la réalisation de gestes de microchirurgie.

La formation initiale des chirurgiens se fait principalement par compagnonnage, par des heures d'observation et des séances de dissections réalisées sur des cadavres ou des pièces anatomiques (Fig. 1.16(a)). Lors de ce compagnonnage, l'étudiant apprend à gérer certaines difficultés liées à des complications afin d'acquérir une certaine expérience. La formation est ensuite approfondie au bloc opératoire, sur les patients, par la réalisation de gestes de complexité progressive sous la supervision d'un chirurgien expérimenté [Ruckenstein and Staab, 2008]. La formation est également pratiquée sur des pièces anatomiques. Ce type d'enseignement sera détaillé dans la section 1.8.

1.8 Limitations et besoins pour la formation

La chirurgie de l'oreille moyenne et des osselets est enseignée en fin de cursus en raison de la taille millimétrique des structures anatomiques et de leurs susceptibilités aux traumatismes pouvant entraîner des surdités totales et irréversibles. Depuis le pic atteint en 1964, le nombre de chirurgie de l'oreille moyenne a fortement baissé [Bellucci, 1978]. Cette baisse peut s'expliquer par le fait que, d'une part, la chirurgie de l'otospongiose est arrivée à maturité dans ces années et que les chirurgiens devaient traiter l'accumulation des patients n'ayant pas eu accès à l'opération en plus des nouveaux cas mais également par la fluoration de la distribution d'eau ainsi que par les campagnes de vaccination contre la rougeole [Daniel, 1969], [Arnold et al., 2007]. Fort de ce constat, de nombreuses institutions se sont interrogées sur les performances des chirurgiens et des internes pour la pratique de cette chirurgie, qui est de moins en moins courante alors que le nombre d'otologistes augmente. Les résultats montrent que les internes ont de moins bons résultats en raison du très faible nombre de cas étudiés durant leur internat [Vernick, 1986], [Handley and Hicks, 1990], [Backous et al., 1993]. Certaines études affirment que seulement une partie des internes en otologie devrait pratiquer cette chirurgie formant ainsi une sous-spécialité dédiée à la chirurgie des osselets [Chandler and Rodriguez-Torro, 1983], [Hughes, 1991]. Cependant, il a été prouvé, qu'avec une formation adaptée, l'enseignement de cette chirurgie pouvait donner de bons résultats [Engel and Schindler, 1984], [Shapira et al., 1985], [Leighton et al., 1991], [Mathews et al., 1999]. Cette formation doit être basée sur une bonne supervision des étudiants et sur la multiplication des entrainements sur des pièces anatomiques par exemple. Ainsi, on estime que quelques dizaines de chirurgies doivent être pratiquées afin d'avoir une bonne maîtrise de la technique et que les résultats sont corrélés à l'expérience [Shapira et al., 1985], [Hughes, 1991], [Sargent, 2002], [Yung et al., 2006].

La qualité du geste opératoire bénéficie donc d'une longue courbe d'apprentissage se poursuivant sur plusieurs années après la formation initiale. L'espace de travail, de l'ordre de quelques millimètres carrés, exige de travailler sous un microscope, obligeant le chirurgien à adopter une posture peu ergonomique. De plus, la préservation du champ visuel nécessite d'utiliser les outils dans l'axe du champ de vision et une préhension à la partie distale des outils, augmentant ainsi

la sensation de fatigue et d'inconfort permanent. Tous ces critères augmentent la difficulté de la microchirurgie de l'oreille moyenne.

La majorité des microscopes opératoires offre une représentation en trois dimensions seulement pour la vue principale, à savoir celle du chirurgien. En revanche, les oculaires auxiliaires, utilisés par les assistants, les internes ou inversement par le professeur lors des compagnonnages, sont en deux dimensions seulement. Par conséquent, l'information sur la profondeur est manquante accentuant la difficulté pour se repérer. Ceci ajoute un biais lors de la formation. De même il peut être compliqué pour le professeur de guider son élève avec une perception en deux dimensions.

Pendant la formation, les étudiants réalisent, sous la supervision d'un professeur, des tâches de complexité croissante directement sur le patient, nécessitant une forte confiance entre ces deux acteurs. Cette étape peut être génératrice de stress, d'allongement de la durée opératoire, d'augmentation du coût de l'intervention et peut entraîner une diminution de la qualité des soins pour le patient [Coker et al., 1988]. Son bon déroulement est dépendant de la disponibilité et des capacités pédagogiques des chirurgiens seniors, et des qualités de l'étudiant. Celui-ci doit réaliser un grand nombre d'entraînements pour acquérir l'assurance nécessaire pour réaliser la totalité d'une intervention chirurgicale. La seule possibilité pour lui de s'entraîner seul est la dissection sur des rochers humains.

En effet, la formation des chirurgies est également dispensée sur la dissection de pièces anatomiques (Fig. 1.16(b)). Cette méthode présente cependant de nombreuses limites. Les pièces ne reproduisent pas les pathologies ou les éventuelles complications chirurgicales comme le saignement ou les lyses ossiculaires. De plus, l'organisation de ces sessions est difficile et coûteuse. Ces sessions nécessitent un laboratoire dédié à la dissection des os temporaux et équipé de nombreux instruments chirurgicaux comme un microscope opératoire, un dispositif d'aspiration, et de fraisage. Par ailleurs, les pièces anatomiques sont très onéreuses et leurs usages ne sont pas forcément autorisés pour des raisons légales ou religieuses comme au Japon ou dans certains pays du Maghreb.

Aujourd'hui, aucun outil ne permet d'évaluer objectivement un geste chirurgical. Il est alors difficile pour l'enseignant comme pour l'élève d'estimer la qualité d'un geste réalisé, sans se baser sur des métriques objectives. De plus, le cursus universitaire d'un étudiant, étant basé essentiellement sur ses différents stages de chirurgie, est unique. Par conséquent l'enseignement de la microchirurgie ne peut être considéré comme uniforme et est dépendant des différents services hospitalo-universitaires.

De par la complexification de la formation des chirurgiens, la mise en place d'un outil, répondant aux problèmes posés ci-dessus, serait une avancée importante. Ainsi, un outil permettant de reproduire la scène opératoire permettrait de favoriser la transmission des connaissances, la technique et la gestuelle chirurgicale. En offrant une représentation tridimensionnelle commune à tous les interlocuteurs de la scène opératoire, ce simulateur permettrait de faciliter l'échange entre l'équipe chirurgicale et le chirurgien ainsi qu'avec le patient. Par ailleurs, cet outil permettrait d'évaluer la difficulté de l'intervention et de proposer différentes techniques chirurgicales à appliquer en fonction des lésions et des variations anatomiques du patient. Des études préliminaires

ont été réalisées sans aboutir à la construction d'un simulateur fonctionnel [Mathews et al., 1997] [Owa et al., 2003].

L'une des fonctionnalités de cet outil pédagogique serait d'offrir des outils d'entraînement réalistes pour l'étudiant et ainsi soulager l'organisation du service hospitalo-universitaire, l'emploi du temps des chirurgiens séniors et, par conséquent, améliorer la qualité de la formation et des soins. En addition à une plus grande autonomie, ce dispositif permettrait d'uniformiser la formation des chirurgiens. Un outil didactique, offrant une évaluation de la qualité des soins et des gestes microchirurgicaux, permettrait d'améliorer et d'accélérer la formation des nouveaux chirurgiens, en permettant à l'apprenti de localiser ses points faibles et de valider ses acquis. Ce type d'outil a été développé dans d'autres spécialités médicales comme en chirurgie obstétrique [Moreau et al., 2009].

Nous venons, au cours de ce chapitre, de présenter l'anatomie et les caractéristiques de l'organe de l'audition et de la chirurgie de l'oreille moyenne. En analysant les limites et les besoins de l'otologie, nous avons mis en évidence le manque crucial d'un outil polyvalent, comme un simulateur, permettant de faciliter la chirurgie otologique d'aujourd'hui et notamment son enseignement et sa planification. Dans le but de mettre à disposition de l'équipe chirurgicale, un système innovant et usuel, il est nécessaire de faire un état des connaissances, et des applications de la simulation, en détaillant leurs implications et intérêts. Cette étude est développée dans le chapitre suivant, qui traite essentiellement de l'apport et des bénéfices des simulations chirurgicales.



(a) Compagnonnage (b) Dissections

Fig. 1.16 – Formation chirurgicale en salle d'opération ou sur pièces anatomiques.

Chapitre 2

État de l'art de la simulation chirurgicale

Sommaire

2.1 Généralités sur la simulation pour l'apprentissage 44
2.2 Simulations médicale et chirurgicale 45
2.3 Simulation des organes 51
2.4 Bénéfices des simulateurs chirurgicaux 54
2.4.1 Evaluation du geste chirurgical par la simulation 56
2.4.2 Augmentation des compétences chirurgicales 57
2.4.3 Limitation de l'expérimentation animale 58
2.4.4 Etude des conditions chirurgicales et de l'instrumentation 59
2.4.5 Evaluation des systèmes robotisés 59
2.4.6 Complications et coût 60
2.5 Limites de la simulation médicale et chirurgicale 60
2.6 Attentes de la simulation en santé 61
2.7 Application à la microchirurgie otologique 63
2.7.1 Simulations non interactives, non temps réel 63
2.7.2 Compétences chirurgicales 64
2.8 Conclusions 67

Ce chapitre est dédié à la présentation de la simulation, à son utilisation et ses nombreux développements notamment dans le contexte chirurgical. Dans un premier temps, une introduction générale des simulateurs est effectuée afin d'apercevoir la présence de ceux-ci dans un contexte d'apprentissage. Dans un second temps, nous nous rapprocherons de la sphère médicale et chirurgicale en illustrant, les principales utilisations, les technologies et les applications qu'offre la simulation, par des exemples de simulateurs développés. De ce fait, les différents simulateurs présentés ne constituent pas une liste exhaustive. Ensuite, les bénéfices des simulateurs chirurgicaux seront abordés, avant d'exposer leurs limites. Enfin, les attentes des simulations chirurgicales seront analysées, ce qui nous permettra d'étudier le futur de la simulation en chirurgie. Effectivement, il est nécessaire de bien connaitre l'évolution de la simulation dans ce domaine, lors de la conception de notre application afin de fournir un outil usuel répondant aux attentes des praticiens. Dans un dernier temps, nous nous intéresserons plus précisément à la chirurgie otologique, en présentant les différents travaux réalisés sur la simulation de la chirurgie otologique ou encore sur la modélisation de la mécanique de l'oreille moyenne. Cela nous permettra de placer nos contributions par rapport aux études existantes.

2.1 Généralités sur la simulation pour l'apprentissage

La simulation est souvent associée aux termes de représentation ou de reproduction. Ainsi, la simulation est définie comme une représentation, généralement simplifiée, d'un phénomène ou d'un système permettant de reproduire le comportement réel de celui-ci. Le simulateur est l'outil reproduisant le système concerné, qui permet à un utilisateur de se confronter au système de manière virtuelle, pour apprendre un certain nombre de tâches en toute sécurité. Pour un apprentissage plus naturel, la simulation peut être rendue interactive. Le critère d'interactivité correspond à la possibilité de communiquer et surtout de réagir avec son environnement extérieur. Cela conditionne la nécessité d'être temps réel. Il est important de différencier le temps écoulé dans une simulation dynamique, du temps écoulé dans le monde réel, à savoir dans l'environnement. Afin d'obtenir une simulation temps réel, il est indispensable que le temps écoulé dans la simulation soit identique au temps passé dans l'extérieur. C'est-à-dire que le résultat de la simulation doit être calculé et rendu en un temps égal au temps écoulé dans l'environnement. Par exemple, si on admet qu'un film est perçu par l'œil humain comme étant fluide à partir de 24 images par seconde, il est nécessaire que le rendu d'une image de synthèse et des suivantes soit effectué en un vingt-quatrième de seconde soit environ 0.041 seconde.

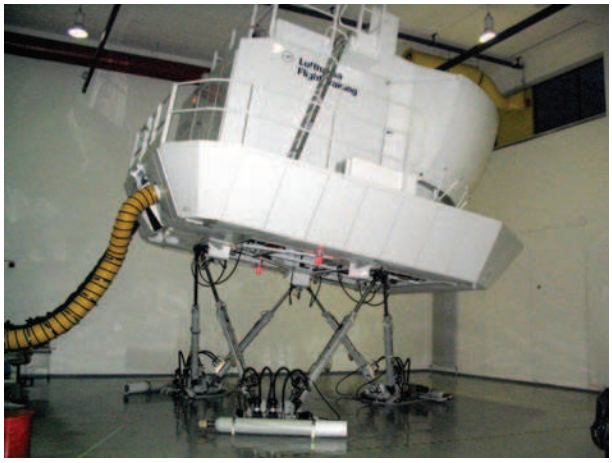
En aéronautique les simulateurs de vol sont beaucoup utilisés compte tenu des risques encourus par les opérateurs et des coûts des aéronefs. Ils permettent aux pilotes d'acquérir une expérience basée sur simulateurs en s'entrainant à utiliser les appareils en toute sécurité et à moindre coût (Fig. 2.1). Le premier simulateur, « tonneaux Antoinette » a été construit en 1910, soit quelques années seulement après le succès des premiers vols de Clément Ader et des frères Wright. Aujourd'hui, ces plates-formes proposent de simuler plusieurs scénarios en simulant différentes conditions météorologiques ou des pannes matérielles afin de tester l'appareil et d'augmenter

l'expérience du pilote. Ces outils sont très réalistes car ils reproduisent parfaitement les conditions de vol, les dispositifs de contrôle, l'ergonomie ainsi que les vibrations et mouvements de l'avion.

De façon similaire, nous noterons, également, le développement de jeux sérieux, ou « serious games » en anglais. Il s'agit de jeux dont l'objectif principal n'est pas cantonné au simple divertissement [Djaouti et al., 2011]. Ces applications ont également une vocation pédagogique qui est généralement bien définie. Ces jeux sont utilisés, par exemple, pour former les utilisateurs à une gestuelle complexe, les sensibiliser à un phénomène ou un évènement particulier ou encore pour l'apprentissage d'une langue [Sorensen and Meyer, 2007].



(a) Cockpit d'un simulateur de la NASA



(b) Vue extérieure d'un simulateur de vol

Fig. 2.1 – Exemple de simulateurs de vol.

Afin d'obtenir une simulation immersive, les simulateurs peuvent être équipés d'une partie virtuelle permettant de visualiser la scène et d'une structure mécanique reproduisant l'ergonomie et les éventuelles sensations comme le touché, les mouvements, etc. La phase d'apprentissage sur simulateur permet d'appréhender en peu de temps l'environnement et le comportement du système étudié afin de pouvoir être rapidement opérationnel sur le dispositif réel avec une expérience certaine.

2.2 Simulations médicale et chirurgicale

La simulation est de plus en plus utilisée dans le domaine médical. Elle offre la possibilité aux étudiants d'évoluer dans un environnement réaliste, sans danger pour eux et pour le patient. Ainsi, ils peuvent appliquer leurs connaissances théoriques dans un milieu virtuel qui reproduira autant que possible le comportement des patients. La Haute Autorité de Santé (HAS) a reconnu l'intérêt de la simulation en santé [Granry and Moll, 2012]. Dans son rapport, la HAS propose notamment d'utiliser la simulation pour reproduire des accidents afin de dégager les causes et prévenir leurs répétitions ou encore pour le transfert et la validation des compétences durant les différentes étapes du cursus avec l'objectif « jamais la première fois sur le patient ». Il existe de nombreux simulateurs médicaux qui font l'objet de plusieurs classifications en fonction de

leurs degrés d'immersion, d'interactivité ou de leurs technologies (calculs de déformation, retour d'effort,...) [Meller, 1997], [Satava et al., 1998], [Delingette, 1999]. Ces différents paramètres sont conditionnés par les objectifs de la simulation. Les bénéfices apportés sont bien identifiés et les applications médicales sont multiples.

Les simulateurs sur mannequin sont souvent plus adaptés à la médecine d'urgence et à l'entrainement par équipe. Les simulateurs chirurgicaux reposent, quant à eux, plus souvent sur les technologies de réalité virtuelle. Ce sont ces derniers qui nous intéressent plus particulièrement dans notre étude. De nombreuses techniques chirurgicales sont basées sur une vue indirecte du champ opératoire, comme lors de l'utilisation d'un microscope, d'un endoscope, de la fluoroscopie ou encore sous échographie. Il est, de ce fait, plus simple de reproduire l'environnement de travail du médecin en utilisant la réalité virtuelle.

La mise en situation est indispensable pour l'interne car elle permet de mettre en pratique ses connaissances théoriques. La simulation devient alors le support de cette étape. L'objectif est de mettre en place une stratégie permettant de réagir efficacement à une situation plus ou moins délicate et inattendue. La coordination d'une équipe et la réaction de chaque individu conditionnent le succès de la simulation. De nombreuses facultés de médecine proposent de former le personnel soignant par la simulation, comme la faculté de médecine Paris Descartes qui a développé une plateforme de simulation, MEDESIM. Cette formation est dédiée à la prise en charge d'urgences médico-chirurgicales autour du mannequin humain METI (Fig. 2.2). Celui-ci permet de reproduire le comportement physiologique, respiratoire, neurologique et pharmacologique d'un patient. Il est également capable de parler et de simuler les pulsations cardiaques améliorant encore le réalisme et le niveau d'immersion de la simulation. La formation propose différents scénarios confrontant les étudiants à des situations fréquemment rencontrées en urgence. Les internes effectuent leurs diagnostics et traitent le patient virtuel. Une mauvaise posologie ou un traitement inadapté implique des complications cliniques plus ou moins graves. Cependant, la mise en situation ne demande pas nécessairement une technologie de pointe. Elle peut être dispensée par des acteurs qui simulent un malaise ou une blessure comme lors d'exercices grandeur nature.

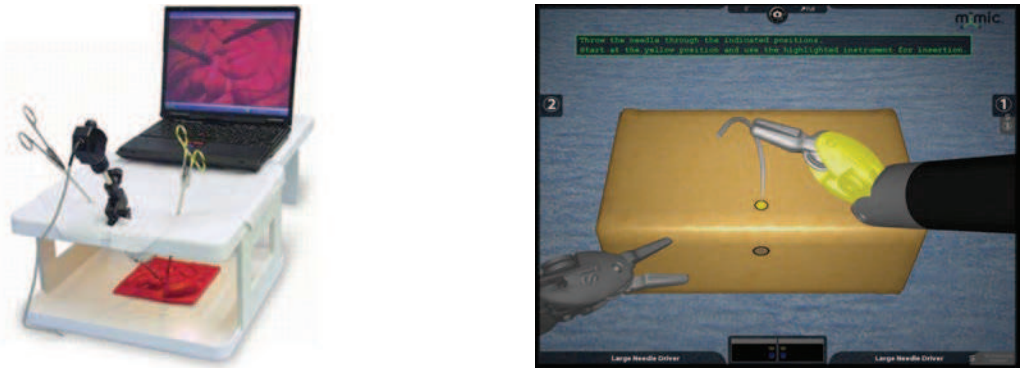


Fig. 2.2 – Simulateur humain Meti (Medical Education Technologie Inc., Sarasota, USA).

Aujourd'hui, de plus en plus de simulateurs chirurgicaux sont développés et ont pour principal objectif l'apprentissage des procédures chirurgicales. Ils combinent différents domaines, comme la

réalité augmentée ou virtuelle, afin de proposer une simulation des plus réalistes, permettant de reproduire l'anatomie du patient, certaines pathologies, l'utilisation d'outils chirurgicaux et les interactions avec les tissus. Nous allons présenter certaines applications de la simulation dans le domaine chirurgical qui seront illustrées par quelques exemples. Nous évoquerons les possibilités de formation aux instruments de diagnostic ou chirurgicaux et à l'anatomie, avant de développer plus en détail la simulation des procédures chirurgicales.

Ainsi, certaines simulations sont réservées exclusivement à l'apprentissage aux nouveaux instruments chirurgicaux qui requièrent une gestuelle particulière. Dans ce cas, le but n'est pas d'apprendre une technique chirurgicale particulière. Il n'est donc pas nécessaire d'utiliser un simulateur basé sur une reproduction réaliste du corps humain. Les interactions avec l'environnent sont généralement limitées à la manipulation d'objets simples dans un environnement virtuel ou physique. Cependant, les exercices proposés permettent d'apprendre la gestuelle chirurgicale. C'est le cas des outils simulés de laparoscopies comme le FLS (Los Angeles, USA) ou encore le Skill Surgical Simulator pour le robot chirurgical DaVinci (Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale, USA) (Fig. 2.3). Le contrôle de ces outils est particulier, et bien qu'ils puissent être intuitifs, ceux-ci demandent une adaptation du chirurgien afin de réaliser convenablement l'intervention chirurgicale. Dans le but de familiariser l'équipe chirurgicale avec ces outils innovants, des simulateurs d'entrainement ont été développés. Ils utilisent exactement la même interface de commande et reproduisent le contrôle et les mouvements de l'instrument. Bien entendu d'autres simulateurs offrent la possibilité de modéliser les nouveaux outils dans un environnement beaucoup plus réaliste comme le simulateur ROSS (Simulated Surgical Systems, Williamsville, USA) pour le DaVinci ou les simulateurs de chirurgie hépatique, comme *Minimally Invasive Surgical Trainer Virtual Reality* (MIST-VR) ou encore celui développé par l'Institut National de le Recherche en Informatique et en Automatiques (INRIA) [Cotin et al., 1999], [Marescaux et al., 1998]. Ces derniers combinent d'autres applications que nous retrouverons plus tard.



(a) simulateur de laparoscopie (FLS, Los Angeles, USA)

(b) simulateur du DaVinci (Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale, USA)

Fig. 2.3 – Simulateurs d'entraînement à l'utilisation d'outils chirurgicaux.

L'anatomie du corps humain est complexe et il est parfois difficile de représenter correctement l'organisation et la disposition des organes. De plus, la visualisation en deux dimensions, disponible dans la littérature, n'est pas adaptée. De nombreux outils permettent de reconstruire la géométrie

et la configuration des organes que ce soit à partir d'un atlas anatomique ou de l'imagerie du patient. L'instrumentation utilisée en clinique peut également demander une manipulation précise afin de pouvoir visualiser les structures souhaitées. Des outils ont été mis au point pour faciliter l'exploration et le diagnostic. Ces simulateurs reproduisent fidèlement les structures du corps humain et peuvent être utilisés pour l'apprentissage de l'anatomie, l'utilisation des instruments ou encore pour le diagnostic. Par exemple, les simulateurs d'ultrason comme le UltraSim (Medsim, Fort Lauderal, USA) ou de manipulation d'endoscope flexible comme le Gi-mentor (Simbionix, Cleveland, USA) reproduisent l'ergonomie et le contrôle de l'instrumentation évoluant sur un support réel ou dans une scène virtuelle (Fig. 2.4). Les étudiants apprennent à manipuler les outils afin de pouvoir visualiser correctement les structures anatomiques ciblées et identifier les lésions potentielles. Ces simulateurs peuvent proposer un retour de force à l'aide d'une interface haptique afin d'augmenter le réalisme de la simulation en reproduisant les sensations perçues par l'interne. Un simulateur d'échographie de la cuisse a été développé pour le diagnostic de la thrombose [D'Aulignac et al., 2006]. Celui-ci est équipé d'une interface haptique permettant aux chirurgiens de ressentir la pression qu'ils appliquent sur la cuisse du patient pendant l'examen. La simulation reproduit ainsi les déformations des tissus en fonction des forces appliquées et de la présence d'une thrombose chez le patient.



(a) UltraSim (MedSim, Fort Lauderal, USA)



(b) Gi-mentor (Simbionix, Cleveland, USA)

Fig. 2.4 – Simulateurs d'échographie et d'endoscope flexible.

L'apprentissage d'une procédure chirurgicale constitue une autre application de la simulation dans la sphère médicale. Pour cela, le simulateur doit être interactif et réaliste afin qu'il soit bien accepté par l'équipe chirurgicale et qu'il remplisse ses objectifs. Cependant la simulation d'une intervention chirurgicale nécessite de modéliser avec précision le comportement des organes, des outils chirurgicaux, et les sensations du praticien. Outre la configuration et la géométrie de l'anatomie, il doit être capable de simuler les liaisons et les contacts entre les organes ainsi que leurs déformations lors des interactions avec l'utilisateur. Tous ces critères nécessitent des interfaces homme-machine évoluées et le plus souvent dédiées ainsi que des ordinateurs puissants. Bien que la puissance de calcul des ordinateurs soit censée doubler tous les 18 mois selon la loi de Moore

[Moore, 1965], la résolution des modèles de déformations des organes exige beaucoup de temps de calcul. Or pour que le simulateur soit interactif, toutes les déformations doivent être résolues en quelques millisecondes. Pour maintenir la contrainte temps réel, la fréquence de calcul peut être réduite impactant alors le réalisme des déformations et donc de la simulation. Enfin, lorsqu'un minimum d'une trentaine d'images par seconde suffit pour avoir un affichage fluide, les forces retournées à l'utilisateur *via* les interfaces haptiques exigent un rafraichissement allant de 300 à plus de 1000 Hz selon la rigidité du matériel simulé [Delingette, 1999]. Ainsi, la construction d'un simulateur chirurgical réaliste et interactif constitue un véritable défi multidisciplinaire.

Malgré les contraintes évoquées ci-dessus, de nombreux simulateurs chirurgicaux sont, aujourd'hui, développés. Leur objectif principal est l'apprentissage de la gestuelle chirurgicale. Nous rappelons que la liste des simulateurs proposée dans ce manuscrit n'est pas exhaustive. Les exemples présentés nous permettent d'illustrer les différentes applications, objectifs ou encore technologies liés à la simulation chirurgicale. L'INRIA et l'Institut de la Recherche contre le Cancer de l'Appareil Digestif (IRCAD) se sont associés pour concevoir un simulateur de chirurgie de laparoscopie [Cotin et al., 1999], [Delingette and Ayache, 2004] (Fig. 2.5). Celui-ci permet de réaliser une ablation d'une tumeur localisée sur le foie d'un patient. Ce simulateur reproduit les déformations des organes digestifs. Aujourd'hui, de nombreuses améliorations ont été effectuées sur la modélisation du foie permettant d'obtenir une modélisation très réaliste. L'utilisateur dispose de deux interfaces haptiques lui permettant d'interagir avec la simulation et de réaliser l'opération.

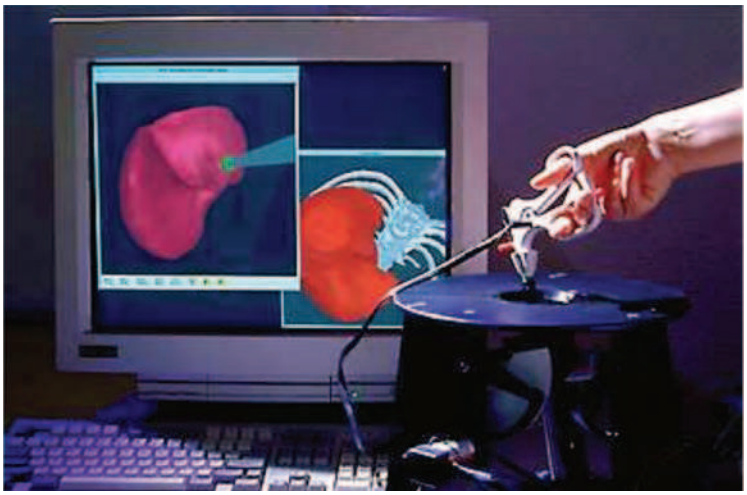


Fig. 2.5 – Simulation de chirurgie de laparoscopie en 1999 [Cotin et al., 1999].

De même, un simulateur d'intervention chirurgicale robotisé, ROSS (Simulated Surgical Systems, Williamsville, USA) permet de simuler les interventions chirurgicales avec le robot DaVinci (Fig. 2.6). Ce simulateur utilise une interface de commande différente à celle du robot mais reproduit fidèlement les mouvements des différents bras du système télé-opéré. L'interface virtuelle, permettant de simuler les interventions chirurgicales, est basée sur leur programme *Hands-On Surgical Training* (HOST) pour l'apprentissage des procédures comme la prostatectomie ou l'hystérectomie.



Fig. 2.6 – Simulateur chirurgical du système robotisé DaVinci (ROSS, Simulated Surgical Systems, Williamsville, USA).

Un simulateur dédié à la chirurgie maxillo-faciale a été développé par le CEA-LIST [Gosselin et al., 2010] (Fig. 2.7). Le point crucial de cette chirurgie est le fraisage de la mandibule. L'interne doit contrôler les forces exercées lors du fraisage pour ne pas endommager des structures sensibles. Le rendu haptique de la simulation était donc un point important. Deux interfaces haptiques ont été développées pour mener à bien ce projet. De plus, un suivi optique de la tête de l'utilisateur est proposé afin de corriger la perception de celui-ci sur un écran tridimensionnel en fonction de ses mouvements. Ceci augmente encore l'immersion de l'interne.

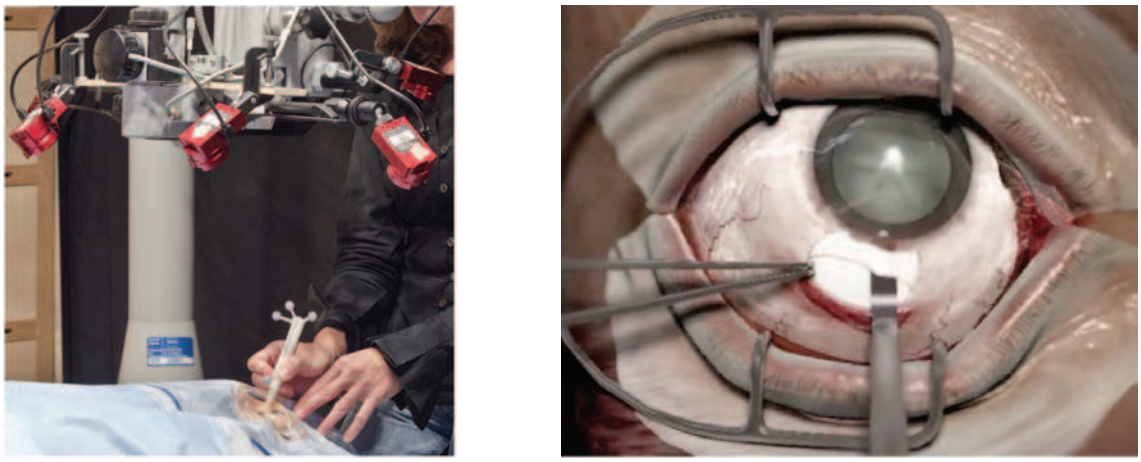


Fig. 2.7 – Plateforme de simulation de la chirurgie maxillo-faciale, Skills (CEA-LIST, Fontenay aux Roses, France) [Gosselin et al., 2010].

Récemment un projet, nommé HelpMeSee, a débuté au sein de notre équipe de recherche. Celui-ci s'intéresse à la formation de nombreux chirurgiens à l'opération de la cataracte, par la simulation.

En association avec l'équipe Shacra de l'INRIA et la startup InSimo (Strasbourg, France), ce simulateur est en cours de développement [Comas et al., 2010], [Courtecuisse et al., 2011b], [Duriez, 2013b]. Actuellement, ce simulateur n'utilise pas d'interface haptique. Le chirurgien manipule un outil au-dessus d'un mannequin et visualise la scène au travers d'une réplique d'un microscope opératoire équipé d'un casque de réalité virtuelle (Fig. 2.8). La simulation est alors projetée directement dans le casque. Un suivi optique de l'outil maintenu par l'interne est effectué pour interagir avec la simulation en attendant le développement d'une interface haptique dédiée.

De nombreux autres simulateurs ont été développés au cours des dernières décennies. Ils sont, pour certains, restés au stade de prototype dans la littérature. D'autres ont été commercialisés et sont aujourd'hui utilisés. Quelques entreprises s'intéressent à ce marché, les principales sont Mentice (Göteborg, Suède), CAE Heathcare (Montréal, Canada), Simbionix (Cleveland, USA), Surgical Science (Göteborg, Suède), Moog (East Aurora, USA), Virtamed (Zurich, Suisse), VRMagic (Mannheim, Allemagne), InSimo (Strasbourg, France).



(a) vue extérieure (b) vue de la scène opératoire

Fig. 2.8 – Simulation de l'opération de la cataracte.

2.3 Simulation des organes

La simulation mécanique des organes biologiques est un domaine de recherche très actif aujourd'hui. Celle-ci monopolise un grand nombre d'équipes de recherche à travers le monde. Cela s'explique par la difficulté considérable que constitue le développement de modèles mathématiques permettant de reproduire fidèlement l'anatomie et les comportements *in vivo* physique et physiologique des tissus biologiques. Il faut ajouter à cela, les méthodes de résolutions numériques de ces modèles et leurs implémentations virtuelles, surtout pour des applications en temps réel. De même, les propriétés mécaniques des tissus du vivant sont, toujours aujourd'hui, loin d'être connues et facilement identifiables.

En effet, de nombreux verrous scientifiques doivent être surmontés pour obtenir un comportement réaliste des organes et notamment des tissus mous. La modélisation des organes est

donc un domaine particulier, qui a fait l'objet d'une classification en trois catégories représentant différents niveaux de modélisation [Delingette, 1999] :

— anatomique : morphologie, surface, forme, volume ... ;
— physique : déformations, forces, températures ... ;
— physiologique : respiration, électrophysiologie, pathologies ...

Ces catégories sont reliées les unes aux autres complexifiant ainsi leurs modélisations. Par exemple, sous certaines conditions physiologiques, un tissu peut se rigidifier ou se rétracter en un endroit particulier.

Aujourd'hui, les systèmes d'imagerie et les techniques histologiques sont les moyens les plus utilisés pour obtenir une représentation géométrique des organes. Il est désormais relativement facile d'obtenir une bonne modélisation géométrique des organes avec ces approches. En revanche, il est difficile d'obtenir des mesures précises sur les paramètres mécaniques de ces tissus. De plus, l'observation directe des comportements *in vivo* des organes n'est pas toujours évidente. En fonction de la structure étudiée, différents dispositifs de mesures, comme la vidéo ou l'imagerie ou des capteurs dédiés, peuvent être combinés pour analyser les déplacements des organes en fonction des stimuli externes.

D'une manière plus générale, des expérimentations rhéologiques peuvent être pratiquées pour déterminer les caractéristiques des déformations des matériaux, comme par exemple dans [Gerard et al., 2005, Rubod et al., 2008]. Pour des raisons à la fois pratiques et éthiques, ces mesures sont souvent effectuées sur des pièces anatomiques ou des échantillons. Par conséquent, les valeurs mesurées lors de ces expérimentations tendent à estimer les paramètres réels des tissus du vivant. Cependant, de nombreuses précautions sont à prendre au niveau des échantillons ou des pièces anatomiques, comme par exemple, les conditions de stockage et l'état du corps lors du prélèvement. De plus, le temps entre le prélèvement et la mesure est un facteur aggravant du réalisme des observations, étant donné que les tissus se décomposent rapidement après le décès et le prélèvement des échantillons. Aujourd'hui, lorsque nous utilisons des pièces anatomiques, nous n'avons aucune information concernant les antécédents médicaux du donneur. Par conséquent, il est nécessaire de réaliser ces mesures sur plusieurs échantillons afin d'obtenir une valeur estimée des paramètres. Ainsi, une estimation cumule, la variabilité inter-individus d'une structure, l'incertitude de l'éventuelle présence d'une ou plusieurs pathologies, l'inconstance des conditions de stockage et de prélèvements de chaque échantillon, en plus de la précision même des dispositifs de mesures. De plus, les organes sont reliés et interagissent les uns avec les autres, complexifiant d'autant plus la modélisation d'un seul organe. Prenons le cas de la chirurgie digestive où les organes comme le foie ou les intestins sont reliés les uns aux autres. Dans le but de modéliser le déplacement d'une seule structure, il est nécessaire de simuler également les mouvements des organes environnants.

En otologie, la visualisation des composants est parfois difficile, en raison de la taille de certaines structures pouvant être inférieure au millimètre. De plus, les déplacements sont de l'ordre du nanomètre, limitant fortement l'étendue des appareils de mesures comme la vidéo ou de systèmes d'imagerie. L'interférométrie par vibrométrie Laser permet de quantifier avec

précision les déplacements physiologiques des structures de l'oreille moyenne [Gan et al., 2004b, Arechvo et al., 2009]. Cependant, il est encore difficile de pouvoir obtenir un modèle géométrique précis et une bonne estimation des paramètres mécaniques pour les différents composants de l'organe de l'audition.

Une fois que les paramètres mécaniques et les lois de comportements sont estimés, il faut représenter et modéliser ces observations à l'aide de modèles mathématiques. De nombreux modèles ont été développés, dont les plus connus et utilisés sont les systèmes masse-ressort et la méthode des éléments finis [Nealen et al., 2006]. Le système masse-ressort repose sur la discrétisation du corps déformable en un maillage surfacique ou volumique. A chaque nœud, la masse est associée. Les nœuds sont reliés entre eux par des ressorts dont la longueur au repos est identique à la longueur de l'arête. Il s'agit donc d'une modélisation discrète. Le principal avantage de cette méthode est sa rapidité de calcul et sa facilité d'utilisation et d'implémentation. C'est pour cette raison que cette méthode a largement été utilisée pour la simulation de corps déformable en temps réel. En revanche, il est bien connu de la littérature que les paramètres mécaniques de l'objet simulé ne sont pas vraiment pris en compte avec cette modélisation. Il est, effectivement, difficile de résumer ces paramètres par un simple coefficient de raideur des ressorts. De ce fait, le réalisme de ces simulations est souvent faible. En outre, la topologie du maillage influence fortement le comportement. Afin d'obtenir des résultats satisfaisants, il faut augmenter fortement la densité du maillage, ce qui surcharge les calculs rendant cette méthode moins performante que d'autres modélisations reposant sur des paramètres mécaniques des matériaux. Cette méthode possède de nombreux désavantages, elle a été, logiquement, écartée pour notre application. Cependant, des simulateurs chirurgicaux utilisent cette modélisation masse-ressort. Nous citons, notamment, les travaux sur la simulation de la chirurgie endoscopique [Kühnapfel et al., 1999].

La mécanique des milieux continus repose, comme pour la méthode masse-ressort, sur une discrétisation des structures en un maillage volumique, mais sous l'hypothèse de continuité de la matière. La modélisation par les éléments finis est une des techniques permettant d'approcher numériquement les solutions des formulations issues de la mécanique des milieux continus [Przemieniecki, 1985, Belytschko et al., 2013]. La méthode des éléments finis est présentée succinctement dans le chapitre 4. Cette méthode permet d'obtenir des solutions qui ne dépendent pas directement du maillage. Nous pouvons, d'ailleurs, vérifier que la solution a convergé si, en modifiant le maillage, on aboutit à une solution identique. Toutefois, il faut parfois augmenter fortement la densité du maillage pour arriver à une convergence. Or, plus la densité d'un modèle est importante, plus les temps de calcul sont longs, éloignant la possibilité d'obtenir une modélisation temps réel des déformations des organes. Cette problématique représente toujours, à elle seule, une part importante de la recherche.

Aujourd'hui, plusieurs équipes de recherche s'intéressent à la modélisation de toutes les différentes interactions entre l'anatomie, la physique et la physiologie pour un organe. Nous citerons, notamment, le projet européen *Seventh Framework Programme* (FP7) sur le *Virtual Physiological Human* avec les travaux du groupe *euHeart* sur la modélisation électromécanique du coeur [Talbot et al., 2013], par exemple. Bien, qu'actuellement, de fortes avancées ont été

effectuées sur la représentation de l'anatomie, il reste encore beaucoup de verrous scientifiques quant aux simulations des comportements physiologies ou physiques des organes. Ces derniers sont composés principalement de tissus mous, impliquant bien souvent des comportements biomécaniques complexes voire inconnus, dont la modélisation requiert des temps de calcul relativement importants.

La simulation des organes ne se résume pas à la simple modélisation des comportements et des déformations dans des conditions physiologiques. L'intérêt est également de modéliser les interactions avec l'environnement comme lors de l'application d'un stimulus extérieur. Il peut s'agir de l'exercice d'une pression sur les organes comme lors d'une tympanométrie ou d'une cœlioscopie, ou encore de l'action des instruments chirurgicaux. Les interactions outils/organes ou encore organes/organes sont loin d'être évidentes à simuler, telles que celles impliquées dans la simulation d'insertion d'aiguille pendant une biopsie [Marchal et al., 2005, Duriez et al., 2009]. La simulation des organes nécessite donc des modèles de collisions pour la détection et la réponse des tissus aux divers stimuli. De plus, il s'avère intéressant de fournir un retour de forces au praticien *via* des interfaces haptiques, qui permettent de donner à l'utilisateur un rendu d'effort en fonction des contacts et des mouvements qu'il réalise dans l'environnement virtuel. Ces modélisations passent donc par le développement des dispositifs mécaniques, faisant appel au domaine de la robotique. La conception de ces systèmes est toujours un domaine de recherche très actif. La figure 2.9 est une illustration d'une simulation d'une biopsie réalisée sur le foie. Cette simulation inclut un modèle de déformation du foie, un modèle de collisions permettant de gérer les collisions avec l'instrument, ainsi qu'une interface haptique afin de retransmettre les forces provenant de la simulation à l'utilisateur [Courtecuisse et al., 2011a].

La modélisation des organes est donc, avant tout, un réel défi multidisciplinaire, que ce soit pour l'acquisition des données géométriques, pour l'établissement des lois de comportement physiques ou physiologiques, pour la résolution numérique des modèles, pour l'optimisation des calculs, pour l'évaluation du réalisme des modélisations ou encore pour la simulation de stimulus externe. Tout ceci requiert des compétences en médecine, en chirurgie, en radiologie, en biologie, en analyse d'images, en mécanique, en mathématique, en informatique et enfin en robotique. La modélisation des organes forme le noyau central des simulateurs chirurgicaux. Nous allons, maintenant, nous intéresser aux différents bénéfices que la simulation chirurgicale peut apporter.

2.4 Bénéfices des simulateurs chirurgicaux

Les bénéfices des simulateurs chirurgicaux ont été beaucoup étudiés ces dernières années. De nombreux papiers sont disponibles dans la littérature sur la validation des simulateurs et sur leurs aptitudes à remplir leurs objectifs. Les bénéfices attendus de la simulation chirurgicale sont listés ci-dessous :

— Enseignement des techniques chirurgicales ;
— Entrainement préopératoire ;
— Possibilité de travailler sur différents scénarios, diversification des pathologies ;

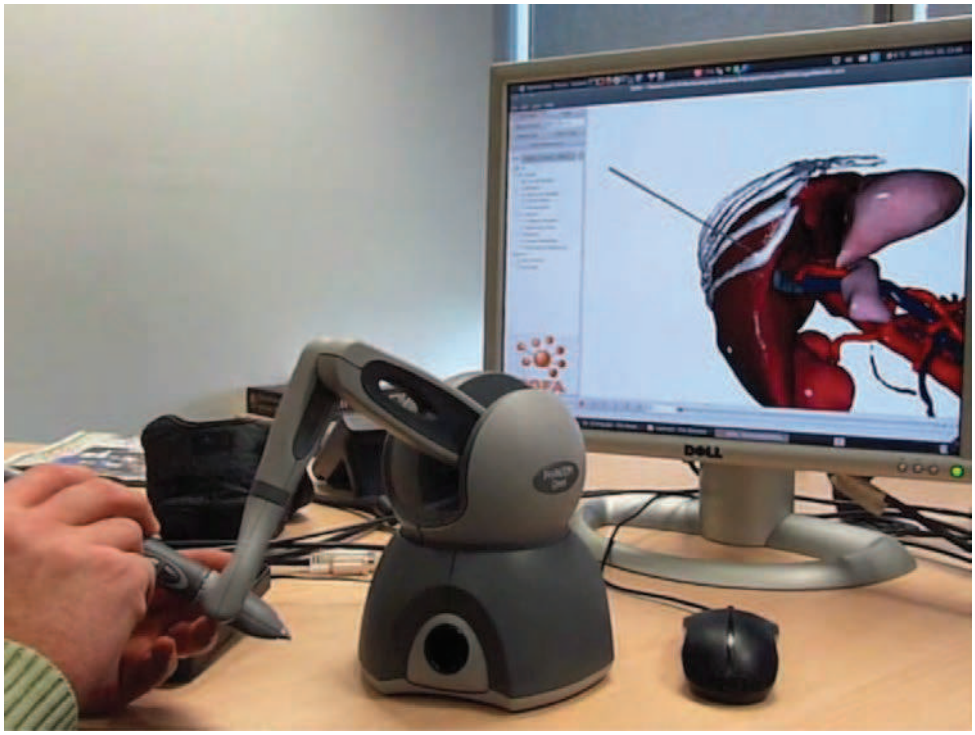


Fig. 2.9 – Simulation d'une biopsie réalisée sur le foie, qui comporte un modèle de déformation du foie, un modèle de collisions permettant de gérer les collisions avec l'instrument, ainsi qu'une interface haptique afin de retransmettre les forces provenant de la simulation à l'utilisateur [Courtecuisse et al., 2011a].

— Augmentation du sentiment de confiance en soi ;
— Adaptation à l'interne ;
— Diminution du risque pour les patients ;
— Réduction des complications et des douleurs ;
— Diminution des contraintes temporelles lors de la formation ;
— Réduction des coûts de la formation et potentiellement des traitements ;
— Evaluation objective des compétences des chirurgiens ;
— Homogénéisation des formations ;
— Réduction de l'utilisation des animaux pour la formation ;
— Expérimentation de nouveaux outils chirurgicaux et de procédures chirurgicales ;
— Etude des conditions néfastes à la pratique de la chirurgie comme le manque de sommeil.

Les simulateurs peuvent être basés sur différents modèles comme des bancs d'essais physiques, des animaux, des pièces anatomiques, des exercices grandeur nature ou encore sur des simulateurs de réalité virtuelle. Reznick et MacRae ont listé les différents avantages et inconvénients de ces modèles qui sont reportés et complétés dans le tableau 2.1 [Reznick and MacRae, 2006].

Simulation	Avantages	Inconvénients	Utilisation
Physique	Coût réduit, Réutilisable et transportable Faible risque.	Faible réalisme, Adoption par les utilisateurs, Complexité des tâches, Opération incomplète	Apprentissage des tâches basiques pour les novices
Animaux	Réalisme, Réalisation de procédures complètes.	Coût, Usage unique, Personnel qualifié, Problème éthique, Différence anatomique.	Apprentissage des procédures complexes (avec flux sanguin par exemple)
Cadavres	Réalisme, Anatomie réelle, Réalisation de procédures complètes.	Coût et Disponibilité, Usage unique, Dégradation des tissus, Risques d'infection.	Apprentissage des procédures complexes
Exercices de mise en situation	Réalisme, Enregistrement de données, Interactivité, Simulations de plusieurs scénarios .	Coût et Maintenance, Usage unique, Limité aux applications « technique ».	Entrainement d'équipe Gestion de crises Management
Réalité virtuelle	Réutilisable et transportable Interactivité, Faible risque, Temps de montage, Enregistrement de données, Simulations de plusieurs scénarios et pathologies.	Coût, Maintenance, Adoption des utilisateurs et réalisme dépendant de qualité de la simulation et du nombre de scénarios	Apprentissage des procédures complexes

Tab. 2.1 – Avantages et inconvénients des différents types de simulateurs pour l'apprentissage de techniques chirurgicales, d'après [Reznick and MacRae, 2006].

2.4.1 Evaluation du geste chirurgical par la simulation

L'évaluation des capacités d'un interne à réaliser une intervention chirurgicale est une tâche compliquée qui nécessite des critères objectifs. Or, souvent l'évaluation est effectuée en comparant les performances réalisées d'un étudiant aux opinions d'un chirurgien expert. Ceci, repose sur les observations d'un individu et engendre par conséquent un biais. Dans le but de fournir un outil d'évaluation reproductible et homogène, des critères, basés sur une métrique objective, doivent être introduits. Martin *et al.* proposent une méthode pour l'évaluation des chirurgiens, basée sur de nombreux critères objectifs [Martin et al., 1997]. Celle-ci, nommée *Objective Structured Assessment of Technical Skill* (OSATS) est fondée sur la méthode *Objective Structured Clinical Examination* (OSCE) qui est utilisée pour l'évaluation des compétences cliniques [Harden et al., 1975]. La méthode OSATS repose sur la réalisation de plusieurs tâches standardisées sur des modèles animaux ou sur des bancs d'essais, sous l'observation d'au moins deux chirurgiens experts. De nombreux critères sont estimés afin d'évaluer la performance au cours de l'exercice. Enfin, une appréciation globale sur la réalisation de la procédure est également effectuée. Aujourd'hui, cette méthode est très appréciée et utilisée. Cependant, elle comporte quelques désavantages, comme l'utilisation potentielle de modèles vivants et la présence de plusieurs chirurgiens séniors, ce qui accroit le temps et le coût de la formation.

La simulation permet de recueillir un certain nombre d'indices favorisant l'évaluation de

la chirurgie. De nombreuses études proposent de mesurer les compétences d'un chirurgien en analysant différents critères comme le temps, les mouvements effectués ou encore les forces appliquées pour la réalisation d'une tâche. Gallagher *et al.* identifient le niveau des chirurgiens (expert, intermédiaire, novice) lors de la réalisation de plusieurs tâches sur un simulateur de chirurgie de laparoscopie *Minimally Invasive Surgical Trainer Virtual Reality* (MIST-VR) [Gallagher, Ph.D. et al., 2001]. Ils se basent uniquement sur le temps, l'économie de mouvements et le nombre d'erreurs. L'économie de mouvements est souvent définie comme le rapport entre la distance effectuée par un instrument et une distance considérée optimale. Une erreur correspond à l'éloignement de l'instrument par rapport à la cible. Un outil nommé *Imperial College Surgical Assessment Device* (ICSAD) est dédié à l'évaluation de procédures chirurgicales en analysant les mouvements des chirurgiens [Taffinder et al., 1999]. Ce système recueille les positions des instruments et retourne des informations concernant les déplacements comme le nombre de mouvements, le chemin effectué. Une étude utilise un suivi optique pour mesurer les mouvements du chirurgien lors d'un exercice sur un banc d'essai de chirurgie ouverte [Datta et al., 2001]. Dans cette étude, seul le temps et le nombre de mouvements effectués permettent de déterminer les niveaux des chirurgiens. Un nouveau mouvement correspond à un changement de vitesse. En revanche, les auteurs concluent que l'économie de mouvements ne semble pas pertinente pour l'évaluation de cette chirurgie. Une adaptation des critères d'évaluation en fonction de la tâche à effectuer est donc nécessaire. Rosen *et al.* proposent une méthode, basée sur un modèle de Markov, pour classifier les intervenants en fonction de leurs niveaux, expert ou novice [Rosen et al., 2001]. Un détecteur de force est placé sur un instrument de laparoscopie afin de recueillir les données nécessaires à son étude. Ainsi les auteurs montrent qu'il est possible de départager les performances des chirurgiens en analysant les forces appliquées sur les structures anatomiques en utilisant un modèle stochastique.

2.4.2 Augmentation des compétences chirurgicales

Etant donné qu'il est possible d'évaluer objectivement les compétences des chirurgiens, de nombreux auteurs se sont intéressés à la qualité de l'apprentissage des techniques chirurgicales. A savoir si l'enseignement par la simulation était équivalent à l'enseignement classique et si les internes avaient de meilleurs résultats. Une étude, portant sur l'insertion de cathéters, a permis de comparer une formation effectuée sur un support vidéo avec une autre utilisant la simulation [Khouli et al., 2011]. Les performances des 47 étudiants ont été mesurées, avant et après la formation, sur un outil dédié. Les étudiants provenant du groupe simulation ont progressé de 52% à 92% de réussite tandis que les internes du groupe vidéo sont passés de 54% à 75%. De plus, le suivi des étudiants après la formation a montré une diminution du taux d'infection lors de l'insertion des cathéters. Cette étude démontre donc que la formation par la simulation donne de meilleurs résultats que la formation traditionnelle. D'autres travaux confirment cette observation comme les travaux de McCook *et al.* sur l'infarctus du myocarde et les anaphylaxies, allergies généralisées [McCoy et al., 2011]. Ces travaux ont comparé la formation classique basée sur des

présentations didactiques à une formation reposant sur la simulation uniquement. Le premier groupe a bénéficié de l'entrainement sur la simulation pour la gestion des douleurs thoraciques avant de suivre une formation classique sur l'anaphylaxie. Le second groupe a suivi la formation classique pour les douleurs thoraciques et la formation avec simulateur pour l'anaphylaxie. Les deux groupes ont été évalués sur les deux sujets et à chaque fois les étudiants, ayant suivi la formation sur simulateur pour le sujet testé, ont obtenu les meilleurs résultats. Cependant, les résultats de cette dernière étude sont à nuancer étant donné que l'évaluation des étudiants est réalisée avec le simulateur, à savoir le même outil que celui utilisé pour la formation. Ce biais a très certainement influencé les résultats.

Certaines études ne sont pas aussi catégoriques au sujet de la supériorité des simulateurs pour l'apprentissage. Ahlberg *et al.* ont étudié les effets de la formation sur le simulateur MIST-VR pour les opérations de laparoscopie [Ahlberg et al., 2002]. Les étudiants après avoir suivi la formation ont été évalués lors d'une appendicectomie sur un porc. Leurs performances ont été comparées à ceux d'étudiants n'ayant pas suivi cette formation. Les résultats montrent que la formation basée sur le simulateur est strictement équivalente et qu'elle n'augmente pas les compétences des internes. Cependant, les auteurs prouvent que les résultats fournis par le simulateur sont cohérents avec les observations effectuées lors de la chirurgie sur l'animal. Ils affirment, par conséquent, que la simulation constitue un bon outil de remplacement aux expérimentations sur l'animal. Là encore, nous pouvons nuancer ces observations par rapport à l'ancienneté de l'étude. En une décennie, le réalisme de la modélisation des organes a considérablement évolué, contribuant à une certaine l'amélioration de l'expérience chirurgicale des étudiants.

D'autres travaux se sont intéressés à la confiance en soi, cet état psychologique indispensable à la bonne réalisation d'une intervention chirurgicale. Celle-ci s'acquiert souvent par de nombreuses heures de pratique, qui peuvent être dispensées sur un simulateur, en toute sécurité. [Oravitz et al., 2008] ont montré que l'entrainement par la simulation pouvait augmenter la confiance en soi, toute en augmentant de manière significative les connaissances des étudiants.

2.4.3 Limitation de l'expérimentation animale

Quelques études se sont intéressées à l'étude de la simulation comme un moyen de substitution de l'expérimentation animale. Par exemple, Martin *et al.* ont comparé avec succès un banc d'essai avec un modèle animal [Martin et al., 1997] et les travaux de Grantcharov *et al.* visent à confirmer la forte corrélation entre les résultats obtenus à l'aide d'un simulateur virtuel MIST-VR ou d'un modèle *in vivo* animal [Grantcharov et al., 2001b]. Une étude a démontré la présence d'un effet d'apprentissage des simulateurs chirurgicaux [Torkington et al., 2001]. Ces travaux portaient sur l'évolution des compétences des internes en chirurgie ayant suivi une formation sur simulateur. Les auteurs montrent que les meilleurs résultats sont obtenus trois semaines après la formation et non juste après les cours, signifiant la présence d'une courbe d'apprentissage. Cette notion est également évoquée par d'autres auteurs [Chaudhry et al., 1999]. Torkington *et al.* prouvent, de même, que trois mois après les compétences des étudiants se sont dégradées et qu'elles sont

semblables à celles d'un groupe n'ayant pas bénéficé de formation. Les auteurs concluent qu'il est nécessaire de réaliser des entrainements de temps en temps afin de conserver les connaissances.

2.4.4 Etude des conditions chirurgicales et de l'instrumentation

En se basant sur le postulat que les simulateurs sont des outils reproduisant bien les conditions chirurgicales et permettant de mesurer les aptitudes des chirurgiens, il devient alors possible d'étudier et de comparer plusieurs instruments chirurgicaux ou encore certains phénomènes physiologiques pouvant influencer la qualité du geste chirurgical. Ainsi, plusieurs études se sont intéressées à l'effet de la privation de sommeil sur les capacités des chirurgiens [Taffinder et al., 1998], [Grantcharov et al., 2001a]. Ils analysent la chirurgie en observant les mouvements des outils, les erreurs effectuées (nombre de fois où les instruments ratent les cibles), ainsi que le temps mis pour la réalisation des tâches complexes comme une cholécystectomie en laparoscopie simulée avec le simulateur MIST-VR. Les exercices nécessitaient l'utilisation des deux mains ainsi que d'une pédale. Les chirurgiens, précédemment formés à l'utilisation du simulateur, ont vu le nombre d'erreurs et le temps augmenté de 20% et de 14% après une nuit blanche. Les chirurgiens qui ont eu une nuit complète mais ponctuée de réveils toutes les 3 heures, présentent des résultats intermédiaires entre ceux qui ont eu une nuit complète et ceux qui sont restés éveillés [Taffinder et al., 1998]. Il est également possible de tester différents instruments chirurgicaux grâce à la simulation. Powell *et al.* ont ainsi comparé quatre laryngoscopes sur un mannequin [Powell et al., 2009]. Les auteurs ont étudié le temps mis par 63 anesthésistes pour visualiser les cordes vocales et pour réaliser une intubation. Le taux de succès et la notion de facilité ont également été analysés pour départager les différents instruments.

2.4.5 Evaluation des systèmes robotisés

L'utilisation de nouveaux instruments comme les systèmes robotisés, implique une courbe d'apprentissage. L'apprentissage de ces outils innovants peut se faire par des sessions d'entrainement sur simulateur. Là encore, on retrouve de nombreux travaux dans la littérature déterminant si la formation par la simulation permet une bonne appréhension de ces instruments. Différents simulateurs du DaVinci ont été évalués comme pour le DaVinci Skills Simulator (Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale, USA) [Hung et al., 2011] [Finnegan et al., 2012], [Foell et al., 2013], le dv-Trainer (Mimic Technologies, Seattle, USA) [Kenney et al., 2009], [Korets et al., 2011], [Perrenot et al., 2012], ou encore le ROSS (Simulated Surgical Systems, Williamsville, USA) [Seixas-Mikelus et al., 2010]. Tous les auteurs s'accordent sur le fait que la simulation permet de former correctement les chirurgiens à l'utilisation du robot et que les sessions d'entrainement doivent être systématiquement pratiquées sur simulateur avant d'utiliser le robot directement en clinique. Ceci est dû à la présence d'une courbe d'apprentissage qui s'étend sur les premières utilisations. Enfin certaines études montrent que ces simulateurs permettent d'évaluer

les capacités des chirurgiens à l'utilisation de cette nouvelle technologie, ainsi que le maintien des connaissances pratiques.

2.4.6 Complications et coût

Les études prouvent que la simulation permet de suppléer à la formation traditionnelle et parfois même de la dépasser comme le montre les travaux de Khouli *et al.* sur l'insertion de cathéters [Khouli et al., 2011]. Les auteurs de cette étude ont également constaté une diminution significative de 70% du nombre d'infections du système sanguin liée à la pose de cathéters par les internes qui ont bénéficié de la formation. Cette diminution est aussi observée par Barsuk *et al.* qui ont comparé, sur une période de 32 mois, le nombre d'infections avant et après une formation utilisant la simulation [Barsuk et al., 2009]. Le taux d'infections est passé de 3.2 à 0.5 infections pour 1000 cathéters-jour après la formation des chirurgiens sur un simulateur. Outre les bénéfices évidents pour les patients, l'hôpital peut également profiter de cette nette réduction du nombre d'infections du système sanguin. Cohen *et al.* ont estimé le gain net à plus de 700 000 $ en prenant en compte le coût de la formation sur simulateur estimé à 112 000 $ [Cohen et al., 2010].

Ainsi, de nombreux travaux ont permis de prouver que la simulation médicale était un bon outil d'enseignement favorisant l'acquisition de connaissances pratiques et des techniques chirurgicales. La formation par la simulation apparaît équivalente et parfois supérieure à la formation traditionnelle. De plus, celle-ci constitue un bon moyen pour suppléer aux expérimentations sur l'animal, notamment pour l'évaluation des étudiants. Les simulateurs offrent également la possibilité d'estimer, de manière objective, les compétences des chirurgiens ou encore différents instruments chirurgicaux robotisés ou conventionnels en se basant sur l'analyse de nombreux critères. Le temps et l'économie de déplacements sont les deux éléments qui reviennent le plus souvent dans les études en plus du formalisme OSATS. La simulation est donc un outil permettant d'étudier bon nombre de phénomènes dans différents domaines. Celle-ci, de plus en plus présente dans le monde médical, doit prendre place à la fois au sein des centres de formation chirurgicale mais aussi dans les services hospitaliers et dans les laboratoires de recherche. Aujourd'hui de nombreuses sociétés comme SonaCare Medical (Charlotte, USA), Simbionix (Cleveland, USA), Surgical Theater (Mayfield, USA), proposant des simulateurs chirurgicaux ont reçu l'approbation de l'office américain de contrôle des produits pharmaceutiques et alimentaires, le *Food and Drug Administration* (FDA).

2.5 Limites de la simulation médicale et chirurgicale

Quelques publications révèlent certaines limites de l'évaluation des simulateurs chirurgicaux [Darzi et al., 1999], [Berg et al., 2001]. Il est admis que l'évaluation ne peut être subjective afin

d'être uniforme et pertinente. Les critères OSATS, utilisés par un grand nombre de travaux, reposent sur le jugement de chirurgiens « experts ». De même, le temps est calculé en fonction des performances de ces mêmes chirurgiens. Or la classification des chirurgiens appartenant au groupe dit « expert », définissant ainsi un idéal ou un objectif de compétences, est discutable. Ils sont définis comme étant des praticiens expérimentés dont leurs résultats chirurgicaux sont supérieurs à ceux des novices. Cette distribution est donc effectuée en fonction du nombre de chirurgies réalisées. Les chirurgiens ayant réalisé le plus d'interventions rentrent logiquement dans cette catégorie étant donné qu'ils ont le plus d'expériences. Mais quel est le nombre minimal de chirurgies requises pour être considéré comme « expert » ? Quand certains auteurs précisent simplement « expérimenté », d'autres utilisent un seuil d'interventions autour de 50, voire beaucoup plus. De plus, le nombre de procédures réalisées ne donne pas d'informations pertinentes sur les résultats de la chirurgie [Darzi et al., 1999]. Le critère temporel est beaucoup utilisé pour l'évaluation des simulations et des procédures. Cependant, une intervention courte ne signifie pas pour autant de meilleurs résultats. Berg *et al.* mettent en avant la nécessité d'évaluer les simulateurs sur des exercices compliqués [Berg et al., 2001]. Plus ceux-ci sont compliqués, plus il sera facile de départager les candidats. De plus, les auteurs affirment que les performances des simulateurs peuvent perturber les résultats qui reflèteront plutôt les troubles de la coordination œil-mains, de vision que les compétences testées. Il semble également probable que les chirurgiens essayent de comparer en permanence les différentes sensations entre la simulation et la chirurgie conventionnelle plutôt que de réaliser la tâche. De nombreuses études ont démontré la nécessité de valider le simulateur avant qu'il ne soit inclus dans un programme de formation [Berg et al., 2001, McDougall, 2007]. Cette validation repose sur de nombreux aspects dont les plus fréquents sont :

- Crédibilité : La scène simulée doit être perçue et ressentie comme assez réaliste par rapport aux objectifs ;
- Répétabilité : La simulation se doit aussi d'être précise et répétable afin de proposer une évaluation uniforme ;
- Contenu : Le contenu proposé par le simulateur doit couvrir les différents aspects du domaine chirurgical étudié ;
- Simultané : Les performances mesurées sur la simulation doivent être comparables à d'autres mesures ;
- Prédictif : Une corrélation doit être observée entre les performances réalisées sur le simulateur et les performances réelles des chirurgiens ;
- Constructive : Les étudiants les plus entrainés à l'utilisation du simulateur doivent avoir de meilleurs résultats que les novices. Ce critère est important pour évaluer l'efficacité pédagogique du simulateur.

2.6 Attentes de la simulation en santé

Les simulateurs basés sur les technologies de la réalité virtuelle offrent un cadre à la fois protégé et contrôlé où le chirurgien peut s'entrainer à la gestuelle et où les procédures peuvent être testées

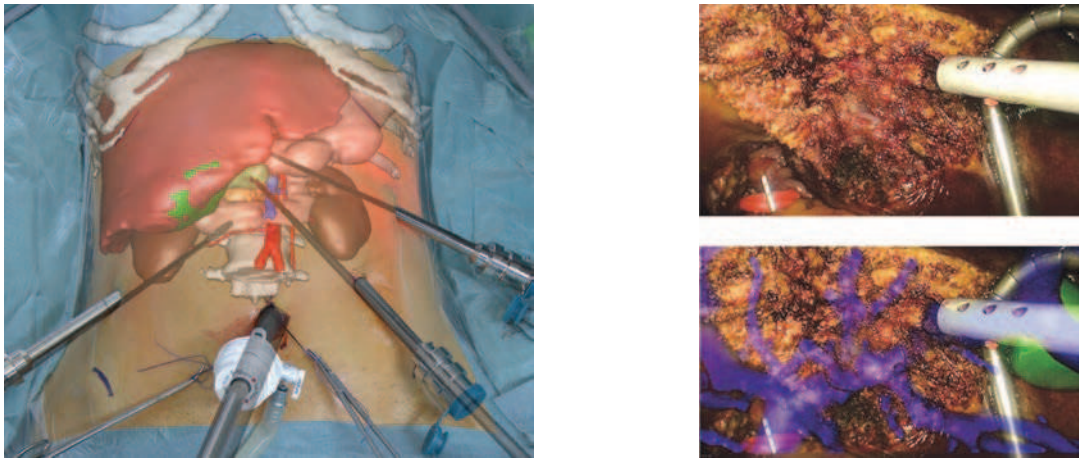
et évaluées facilement et sans danger. Ces simulateurs immersifs sont à la fois, des plateformes d'entrainement et des outils pédagogiques. Ils se caractérisent par une interaction forte entre l'utilisateur et la machine sous la forme d'un retour visuel, sonore, haptique et tactile. Ils sont, de plus, capables d'enregistrer de nombreuses variables lors de l'apprentissage ou de la pratique du geste opératoire. Aujourd'hui, les simulateurs sont principalement utilisés pour l'apprentissage des techniques chirurgicales et pour l'évaluation objective des compétences d'un chirurgien. Cela était impossible, il y a encore quelques années, d'un point de vue technologique, surtout pour la modélisation des organes.

Les attentes actuelles de la simulation tendent, en plus de l'évaluation objective de la chirurgie, vers la planification et le guidage des interventions. Il deviendrait alors possible de planifier certaines chirurgies par le couplage de la simulation et de l'imagerie. Pour cela, il est indispensable d'avoir une simulation précise, notamment d'un point de vue du comportement des organes, mais également adaptée au patient. Ainsi la faisabilité, la procédure optimale et les conséquences sont autant de paramètres qui peuvent être étudiés en amont de l'intervention de façon spécifique au patient. La simulation permettrait de visualiser le site opératoire en trois dimensions, incluant les lésions et les zones à traiter du patient comme les tumeurs. L'entrainement préopératoire favoriserait l'identification des potentielles difficultés afin de prévoir les différentes approches pour maximiser le résultat chirurgical, tout en minimisant les risques et le temps opératoire pour le patient. De même, il serait possible de fournir à l'équipe chirurgicale des informations au cours d'une intervention chirurgicale sur un patient. Il s'agit dans ce cas d'assister le chirurgien. Dans ce contexte, les simulations doivent obligatoirement être temps réel, contrairement à des outils de planification utilisés uniquement en pré-opératoire. Ces simulateurs futuristes pourraient s'appuyer sur des systèmes de navigation ou de suivi des instruments chirurgicaux ou encore des organes. Le suivi des mouvements des organes peut être effectué par l'imagerie, mais cette technique implique une forte radiation du patient ainsi que le retrait systématique de l'équipe chirurgicale et des outils chirurgicaux non compatibles avec la radiologie.

Une autre application consisterait à utiliser un simulateur réaliste pour suivre et prédire le déplacement et la déformation des organes en fonction des interactions avec les outils du chirurgien. La simulation pourrait se baser sur un recalage effectué, soit par vidéo notamment en laparoscopie, soit par l'imagerie comme lors d'insertion de cathéters en radiologie interventionnelle. Prenons cette dernière chirurgie en exemple pour illustrer nos propos. Le cathétérisme interventionnel consiste à l'introduction d'un cathéter dans le système sanguin d'un patient dans le but de réaliser des interventions au niveau du cœur ou des vaisseaux. L'imagerie est utilisée pour recueillir la position des instruments chirurgicaux, comme les cathéters par rapport aux organes, afin de guider le chirurgien lors de l'insertion. Un simulateur permettrait de prédire les déplacements du cathéter, pendant un court laps de temps, afin de fournir au praticien, qui se reposerait sur les informations fournies par le simulateur, une continuité dans le guidage. L'objectif est également de réduire l'utilisation de l'imagerie afin de diminuer les doses de radiations des patients.

Cependant, il reste un grand nombre de verrous scientifiques avant d'obtenir de tels simulateurs. Ainsi le projet européen, nommé PAtient Specific Simulation and PreOperative Realistic Training

(PASSPORT), mené par plusieurs instituts européens dont l'IRCAD et l'INRIA, vise à proposer de telles solutions pour la chirurgie du cancer hépatique [Soler et al., 2011]. Les principales innovations ont concerné la modélisation spécifique au patient du comportement des tissus en pré-opératoire et le développement de techniques de repérage per-opératoire. L'objectif est de fournir un outil de planification et de guidage des interventions (Fig. 2.10).



(a) vue extérieure (b) vue réelle et simulée

Fig. 2.10 – Simulation et planification de la chirurgie du foie.

Par exemple, il est possible de définir et d'ajuster la zone à réséquer autour de la tumeur hépatique en calculant son volume. Des modèles de régénération du foie sont disponibles afin d'estimer le résultat de la résection et d'aider la planification. Le chirurgien peut également réaliser virtuellement l'intervention. Un autre objectif est de fournir les informations de la planification effectuée pendant l'intervention, en superposant les images de la simulation directement sur la vue du chirurgien. Le chirurgien est alors assisté par le simulateur qui reproduit fidèlement les déformations et les mouvements des organes et représente la tumeur ainsi que certaines informations définies lors de la planification.

La simulation deviendrait, alors, un dispositif de réalité augmentée permettant aux chirurgiens de s'entrainer, de planifier, de prédire et de réaliser les interventions avec un maximum d'informations dans le but de maximiser les résultats et de réduire les risques pour le patient. Ces dernières avancées technologiques ouvriraient de nouvelles perspectives comme une automatisation des procédures chirurgicales.

2.7 Application à la microchirurgie otologique

2.7.1 Simulations non interactives, non temps réel

La simulation est beaucoup utilisée dans le domaine de l'otologie pour modéliser, observer et comprendre le fonctionnement des organes et leurs interactions avec l'environnement. Ainsi, de nombreux modèles ont été développés afin d'étudier le comportement mécanique ou physiologique

des organes en fonction d'un stimulus tel qu'une onde sonore, une pression ou encore lors d'une excitation électrique. Ils permettent en outre de simuler différentes pathologies, comme la fixation de la platine de l'étrier pour modéliser une otospongiose. Par exemple, le comportement de la chaîne des osselets a beaucoup été étudié, notamment en analysant la fonction de transfert. Aujourd'hui de nombreux modèles existants sont basés soit sur des systèmes analogiques [Zwislocki, 1962], [Hudde and Weistenhofer, 1997], soit multi-corps [Eiber et al., 1999] ou encore avec la méthode des éléments finis [Funnell and Laszlo, 1978], [Beer et al., 1999], [Williams and Lesser, 1990], [Wada et al., 1992], [Sun et al., 2002a], [Gan et al., 2004a], [Lee et al., 2006]. Les modèles analogiques sont généralement plus simples et plus rapides à construire et ils modélisent le comportement global du système. En revanche ils sont moins complexes et précis comparés aux modèles en éléments finis. Ces derniers permettent d'étudier en détail le comportement dynamique des différents composants de l'oreille, ou encore de simuler certaines pathologies. L'objectif principal de ces simulateurs est de reproduire le comportement avec un maximum de réalisme. Certaines simulations sont utilisées pour prédire le comportement physiologique ou mécanique des organes, dans le but d'estimer les résultats fonctionnels. Ces simulations sont notamment employées pour le développement et l'évaluation de matériaux implantables comme les prothèses d'oreille moyenne [Daniel et al., 2001], [Kelly et al., 2003], [Mojallal et al., 2009], [Bornitz et al., 2010], [Yao et al., 2012], [Kwacz et al., 2013] les prothèses vestibulaires [Hayden et al., 2011], ou encore les implants cochléaires [Frijns et al., 1995], [Hanekom, 2005], [Neudert et al., 2007], [Kha and Chen, 2012]. Pour cela, une analyse de la qualité de la fonction de transfert peut être pratiquée, notamment pour les prothèses ossiculaires. En revanche, ces simulations ne permettent pas d'interagir avec le modèle. Elles ne sont pas développées sous la contrainte de temps réel et ne disposent pas d'outils d'interactions avancées. Par conséquent, ces simulations ne sont pas utilisables dans le but de fournir un outil pédagogique ou d'entrainement.

2.7.2 Compétences chirurgicales

A ce jour, la simulation de la chirurgie sur les pièces anatomiques reste la plus réaliste. Elle permet un retour sensoriel réaliste. De plus, les étudiants ont la possibilité d'observer en trois dimensions l'anatomie et ses variations qui sont significatives dans cette région. La vision tridimensionnelle est essentielle dans le repérage des structures anatomiques de l'os temporal et leur représentation mentale. Les scénarios et la gestuelle chirurgicale sont parfaitement codifiés. En effet, plusieurs classifications existent sur les lésions observées, permettant d'en déduire la stratégie à adopter. De nombreuses revues de systématisation des gestes et des guides de dissection sur pièces anatomiques ont été éditées [Francis and Niparko, 2011]. Un autre aspect essentiel abordé lors de ces dissections est la manipulation du microscope opératoire afin d'appréhender l'exposition de la région d'intérêt. Des simulations, à but d'enseignement ou de recherche, ont également été pratiquées sur des animaux comme les félins, les cochons ou les cobayes [Adamczyk et al., 1999], [Gurr et al., 2010]. Les différences anatomiques entre l'animal et l'homme nécessitent une adaptation et une préparation limitant ainsi son usage principalement pour la

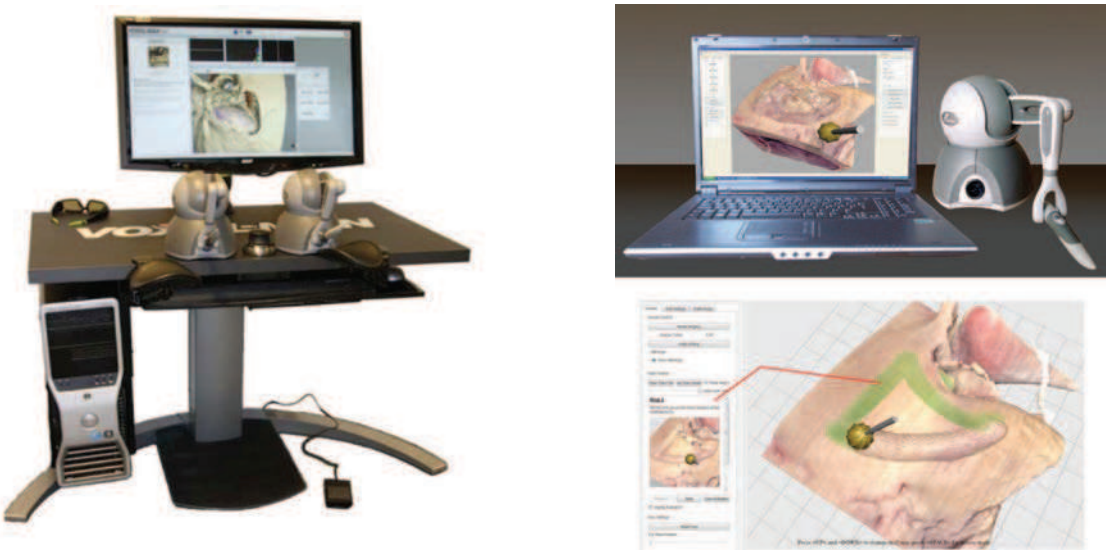
formation. Des maquettes agrandies de l'oreille, telles que la Giant Ear (Kappa medical LLC, Prescott, USA), permettent une représentation mentale correcte des structures. Cependant, leurs utilisations sont restreintes devant la multitude des situations et la complexité introduite par les différentes maladies.

Actuellement, quelques simulateurs virtuels ou physiques de la chirurgie otologique ont été développés. Seulement trois types d'interventions sont modélisés. La majorité des simulateurs développés sont dédiés au fraisage de la mastoïde. En effet, sur 16 simulateurs de chirurgie otologique, deux s'intéressent à la myringotomie, deux simulent des interventions sur la chaîne des osselets et les douze autres sont dédiés au fraisage de l'os temporale [Javia and Deutsch, 2012]. Dans la suite, nous allons passer en revue les différentes simulations en fonction de la procédure chirurgicale étudiée. Nous commencerons donc par la myringotomie, puis par le fraisage de la mastoïde avant de terminer par la chirurgie qui nous intéresse, la chirurgie de la chaîne des osselets.

La myringotomie est une technique qui consiste à percer la membrane tympanique afin de favoriser l'aération de la caisse du tympan, comme lors d'une otite séreuse où le chirurgien place un aérateur trans-tympanique afin d'évacuer le liquide contenu dans la cavité. Deux simulateurs chirurgicaux sont dédiés pour cette intervention [Volsky et al., 2009], [Ho et al., 2012]. Le premier est constitué d'un modèle physique représentant l'anatomie d'un adulte dont le conduit auditif et la membrane tympanique. Il est utilisé à des fins pédagogiques et il permet d'identifier les novices et les experts en se basant sur le temps et le nombre d'erreurs, validant ainsi l'hypothèse constructive [Volsky et al., 2009]. Le second possède une interface virtuelle équipée d'un dispositif haptique. Il est en cours de développement dans le but de fournir un outil d'entrainement [Ho et al., 2012].

Le fraisage de l'os temporal est une technique chirurgicale utilisée notamment pendant l'opération d'une implantation cochléaire. Elle permet d'exposer une partie de la cochlée afin de pratiquer une cochléostomie par exemple. Cette procédure est très délicate car le chirurgien doit fraiser la mastoïde à quelques millimètres du nerf facial. La moindre lésion du nerf facial, provoquée par son fraisage par exemple, peut aboutir à une paralysie faciale pour le patient. De ce fait on retrouve un grand nombre de simulateurs pour cette intervention qui, de plus, constitue un marché très intéressant et lucratif en raison du coût des implants cochléaires avoisinant les 25 000 €. Certains simulateurs sont basés sur des modèles physiques qui représentent l'anatomie et peuvent être fraisés par des outils classiques comme le Pettigrew (Stirling, Royaume-Uni) [Varadarajan et al., 2010], le Temp'OS (Collin SA, Bagneux, France) [Bakhos et al., 2010]. Un système présenté par Phacon GmbH (Leipzig, Allemagne) propose de coupler un modèle synthétique à un système de navigation pour l'apprentissage de cette procédure. De plus, ce simulateur propose de modéliser les étapes suivantes de la chirurgie dont la cochléostomie et l'insertion du porte-électrodes [Roosli et al., 2013]. Les autres simulateurs utilisent uniquement des modèles virtuels [Kockro and Hwang, 2009], [Bernardo et al., 2003] qui peuvent être couplés à des interfaces haptiques [Kuppersmith et al., 1997], [Agus et al., 2003], [Wiet et al., 2002], [Morris et al., 2006], [O'Leary et al., 2008], proposant même de simuler le saignement lors du fraisage [Kerwin et al., 2009]. Le Visible-Ear (Alexandra Institute, université de Copenhague, Danemark) [Trier et al., 2008] et le Voxel-Man développé à l'université de Hambourg (Allemagne)

[Pflesser et al., 2002] sont deux simulateurs bien aboutis proposant des exercices didactiques pour l'apprentissage de la technique chirurgicale (Fig. 2.11). Le Visible-Ear est disponible gratuitement mais il propose un seul modèle anatomique. Il nécessite également une interface haptique du type Phantom Omni (Sensable, Wilmington, USA). Le second est commercialisé et dispose d'une plateforme de simulation. Il offre, de plus, la possibilité aux chirurgiens d'utiliser l'imagerie des patients afin de fournir un outil d'entrainement et de planification. Certaines simulations reproduisent également le son des instruments chirurgicaux pour augmenter le réalisme comme le Visble-Ear.

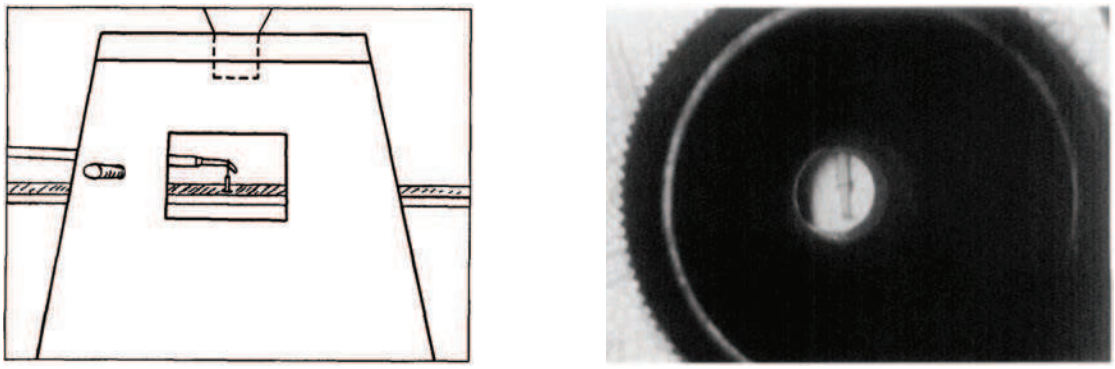


(a) Voxel-Man (Université d'Hambourg, Allemagne)

(b) Visible-Ear (Université de Copenhaguen, Danemark)

Fig. 2.11 – Simulateurs virtuels de fraisage de l'os temporal.

En revanche, il existe actuellement seulement deux simulateurs proposant de manipuler et de fixer des prothèses auditives comme lors d'une chirurgie réparatrice de la chaine des osselets [Mathews et al., 1997], [Owa et al., 2003], [Monfared et al., 2012]. Il s'agit de simulateurs physiques reproduisant l'ergonomie du site opératoire et l'agencement des organes. Par exemple, Mathew *et al.* ont élaboré un simulateur en utilisant un gobelet en plastique, des cure-dents et un abaisse-langue. A l'aide d'un microscope et d'outils otologiques, les utilisateurs pouvaient manipuler, placer et fixer une prothèse ossiculaire (Fig. 2.12). Ces simulateurs offrent ainsi la possibilité aux internes de s'entrainer avec un réalisme limité. Il n'est en revanche pas possible de fournir automatiquement un retour pédagogique sur le geste effectué, ni de simuler différents scénarios (pathologies, cas anatomique). Les simulateurs de fraisage d'os temporaux, qu'ils soient synthétiques ou virtuels, ne permettent pas de mobiliser la chaîne des osselets qui est fixe. Ces simulateurs ne peuvent donc pas être utilisés pour la chirurgie des osselets. Aujourd'hui, il n'existe aucune simulation de la chirurgie otologique permettant d'interagir avec la chaîne des osselets de manière réaliste, dans le but de former, de s'entrainer, de planifier ou même de guider les différentes procédures chirurgicales de l'oreille moyenne.



(a) Schéma (b) Photo

Fig. 2.12 – Simulateur de la chirurgie de l'otospongiose [Mathews et al., 1997].

2.8 Conclusions

Ainsi, nous observons un nombre conséquent de simulations de la chaîne ossiculaire qui ne sont pas adaptables aux applications interactives, et donc à la simulation d'interventions chirurgicales. D'un autre côté, nous remarquons le développement de nombreuses simulations chirurgicales dédiées à l'otologie, exceptées de la chirurgie ossiculaire, dont les structures ne sont reproduites que visuellement. Ce paradoxe pourrait s'expliquer par la difficulté de simuler en temps réel la chaîne des osselets, ainsi que les interactions avec les instruments chirurgicaux. Ce travail de thèse est donc consacré à la conception d'une simulation reproduisant en temps réel le comportement biomécanique de la chaîne des osselets, tout en proposant des interactions avancées et réalistes, impliquant des sensations haptiques, avec l'utilisateur, afin de fournir le premier simulateur de chirurgie ossiculaire.

Nous avons également défini de nombreuses applications et attentes qu'offre la simulation chirurgicale. Les utilisations actuelles et futures touchent notamment les domaines de la navigation et de la robotique. Le partenaire industriel de ce travail de thèse, Collin SA (Bagneux, France), dispose d'un dispositif de navigation dédié à la chirurgie oto-rhino-laryngologique. Cet appareil est actuellement commercialisé dans le monde entier depuis une dizaine d'années. De plus, cette société est impliquée directement dans le projet de conception d'un robot télé-opéré, RobOtol, qui vise à assister le chirurgien lors d'une intervention sur l'oreille moyenne. La conception d'une plateforme de simulations de la chirurgie otologique, s'intègre donc parfaitement dans les développements de ces deux dispositifs, constituant un lien fort et ouvrant de larges perspectives comme le guidage per-opératoire. De plus, nous verrons comment la simulation peut devenir un acteur majeur d'aide au développement de ces instruments, et cela plus particulièrement dans le cadre du RobOtol.

Chapitre 3

Objectifs

Ce travail porte sur la conception d'une plateforme de simulation dédiée à la chirurgie de l'oreille moyenne. Afin de centrer les développements, nous nous intéresserons principalement à une des grandes pathologies chirurgicales en otologie, l'otospongiose. Ce projet contribue à assister les chirurgiens ORL lors de la formation des internes d'une part et lors de la planification chirurgicale d'autre part. Il s'appuie sur un ensemble de constatations liées aux difficultés rencontrées par le corps médical et formulées dans le chapitre 1 et plus particulièrement dans la section 1.8. Une étude approfondie des simulateurs chirurgicaux, de leurs applications, intérêts, limites et bénéfices a été menée dans le chapitre 2 afin de dégager un éventail représentatif des différentes possibilités et perspectives qu'offre la simulation chirurgicale aujourd'hui. Ceci a permis, également mais pas seulement, de mieux entrevoir comment ce simulateur chirurgical pouvait s'intégrer au sein des projets et technologies existants, comme la navigation et la robotisation de la chirurgie. Pour toutes ces raisons, le développement d'une plateforme de simulation spécifique est aujourd'hui indispensable et contribuera à dépasser les limites de l'approche traditionnelle.

Dans les chapitres précédents, nous avons mis en évidence comment la simulation pouvait devenir un acteur majeur de la formation chirurgicale par la chirurgie. De même, nous avons vu qu'une telle simulation pouvait être un support de la planification chirurgicale, grâce aux méthodes de réalité augmentée ou virtuelle. Un simulateur répond donc potentiellement aux besoins de réduction de la durée de l'enseignement et des coûts, en permettant par exemple, une utilisation plus rationnelle des instruments et des prothèses ossiculaires en per-opératoire. De plus, l'un des objectifs de ce travail consiste à la mise en place d'une évaluation objective de la chirurgie. Ceci permettrait à terme de tendre vers une uniformisation de l'enseignement aboutissant à une certification comme pour le « American Board of Surgery ». Ainsi une simulation, dotée d'un système d'évaluation de la qualité d'une intervention, offre la possibilité d'étudier de nouvelles procédures chirurgicales, dont celles applicables à la robotique. Cet outil pourrait également faciliter la familiarisation des praticiens à la robotisation de la chirurgie. De surcroît, cette simulation pourra être un outil de développement de cette robotisation. Dans ce cas, il s'agit de construire les bases d'un système qui sera à la fois un outil pour la médecine et pour la recherche.

Dans le but d'améliorer la qualité de soin du patient, par l'apport d'une expérience réaliste pour les chirurgiens et par l'amélioration de la formation et la planification chirurgicale, le simulateur virtuel doit être à la fois crédible et efficace. Le réalisme de la simulation est donc un point essentiel de ce travail. Ceci aussi bien du point de vue technologique pour le rendu, que du point de vue scientifique pour le contenu. Ce travail de thèse, s'intéresse au développement d'un modèle biomécanique de la chaîne des osselets pouvant être intégré dans une simulation interactive temps réel, favorisant les interactions outils / organes et permettant de transmettre un retour de force aux praticiens. De plus, ce simulateur doit pouvoir reproduire certaines pathologies ou encore l'anatomie des patients, afin de proposer de multiples scénarios chirurgicaux pour la formation, mais aussi un outil permettant la planification de la chirurgie.

Ainsi, de nombreux verrous technologiques s'opposent au développement d'une telle plateforme de réalité virtuelle dédiée à la chirurgie de l'oreille moyenne. C'est le cas, notamment, pour la simulation des déformations et des contraintes biomécaniques des structures anatomiques. En

effet, cette simulation met en oeuvre des structures osseuses, des ligaments, des tissus mous qui ont des propriétés mécaniques particulièrement hétérogènes. D'un point de vue numérique, cela amène une complexité supplémentaire sur les modèles. De plus, nous souhaitons fournir une simulation réaliste, avec une précision comparable aux études antérieures utilisant une modélisation par éléments finis mais en ajoutant la contrainte d'un calcul temps réel. Cette contrainte est, effectivement, nécessaire à l'interactivité de la simulation et donc vitale pour notre application. De même, le rendu haptique, indispensable pour l'apprentissage, requiert de reproduire les différentes interactions le plus fidèlement possible. Ceci impose des contraintes encore plus fortes sur le temps de calcul. Un autre verrou important concerne le paramétrage et la validation du modèle mécanique satisfaisant nos critères de performances de calcul et de réalisme, mais également l'emploi des données des patients pour construire des modèles géométriques et mécaniques utilisables dans la simulation. Le passage entre des données géométriques brutes issues d'un scanner et un maillage viable pour la simulation est loin d'être direct aujourd'hui.

La démarche développée dans ce manuscrit se veut généraliste pour l'élaboration d'une plateforme de réalité virtuelle de chirurgies conventionnelles et robotisées, dédiée à la formation, à l'entrainement, à la planification et à l'exploration de procédures chirurgicales. Le plan de ce mémoire reprend donc les différentes étapes nécessaires à la conception d'une telle simulation :

— Ainsi, le chapitre 4 est consacré à la construction de l'atlas biomécanique des structures anatomiques de l'oreille moyenne, dans le but d'obtenir un modèle à la fois réaliste et compatible avec une application temps réel.

— Lors du chapitre 5, nous étudierons le niveau de réalisme de notre modélisation et ses performances de calcul, afin de déterminer si notre atlas satisfait les objectifs de notre étude. Le réalisme de notre atlas est évalué dans des conditions de fonctionnement à la fois habituel, mais aussi extrême ou pathologique.

— Le chapitre 6 est dédié à une approche permettant d'obtenir des modèles biomécaniques prenant en compte l'anatomie des patients. Le but est alors de fournir un éventail de modèles anatomiques pour l'établissement de plusieurs scénarios pour l'apprentissage, mais aussi de proposer un outil de planification utilisable facilement et rapidement en clinique.

— Enfin le chapitre 7 est tourné vers l'application de notre atlas biomécanique pour la simulation de deux procédures exigeantes de la microchirurgie otologique conventionnelle et robotisée, impliquant notamment des interactions outils/organes avancées. Pour cela, une nouvelle approche pour le calcul des forces haptiques est présentée.

Pour terminer, nous reviendrons sur les différentes contributions de ce travail de thèse, qui ont permis la conception de la première simulation interactive temps réel de la chaîne des osselets, permettant de simuler des opérations de microchirurgie conventionnelle et robotisée. Enfin, nous étudierons comment nos développements admettent une évaluation objective de la qualité de la procédure chirurgicale. Ce dernier point nous permettra d'étudier de nouvelles approches chirurgicales, notamment celles permises par l'apport de la robotique. Ainsi, nous verrons comment notre simulation peut s'intégrer dans le processus de conception et de validation d'un robot chirurgical.

Chapitre 4

Modélisation biomécanique d'un atlas de l'oreille moyenne

Sommaire

4.1 Justification des choix de modélisation 75
4.1.1 Méthode des éléments finis 77
4.1.2 Introduction au logiciel de simulation médicale Sofa-framework 79
4.2 Modélisation biomécanique de l'oreille moyenne 80
4.2.1 Vers une modélisation temps réel réaliste 80
4.2.2 Conception du maillage 81
4.2.3 Modélisation mécanique 81
4.3 Discussion & Conclusion 86

Résumé

Ce chapitre est consacré à la modélisation des structures anatomiques de l'oreille moyenne. Celle-ci est basée sur la méthode des éléments finis permettant de modéliser des corps déformables comme les structures anatomiques. La démarche de cette méthode est présentée succinctement afin de comprendre son fonctionnement et de mieux situer l'influence de certains paramètres et choix effectués lors du développement de nos différentes contributions. De même, le logiciel de simulation médicale (sofa-framework) est introduit. Celui-ci constitue la base de développement principal de notre simulation. Dans une deuxième partie, nous nous concentrerons sur la modélisation biomécanique de l'oreille moyenne qui constitue le cœur de la contribution présentée dans ce chapitre. Ainsi, nous étudions en détail la modélisation des osselets, des ligaments et des tendons de l'oreille moyenne. Une description complète des matériaux, des paramètres mécaniques et des lois de comportement est adressée et comparée à d'autres travaux sur la modélisation de la chaine ossiculaire. L'objectif de la modélisation introduite ici, est de fournir un modèle mécanique réaliste et compatible avec une simulation temps réel.

Abstract

This chapter is devoted to the modeling of the middle ear anatomical structures. It is based on the finite element method to model deformable objects, such as anatomical components. The approach of this method is presented briefly in order to understand its functionning and to better situate the influence and the choice of some parameters made during the presentation of our various contributions. The medical simulation software, sofa-framework is also introduced. It is the development core of our simulation. Secondly, we focus on the biomechanical modeling of the middle ear which is the heart of the contribution presented in this chapter. Thus, we explore it in detail the modeling of the ossicles, the ligaments and the tendons of the middle ear. A full description of the materials, the mechanical parameters and the behavior laws is addressed and compared to other works on the modeling of the ossicular chain. The objective of modeling introduced here, is to provide a realistic mechanical model that allows for a real-time simulation.

Ce chapitre est centré principalement sur la modélisation mécanique des structures anatomiques de l'oreille moyenne. Dans un premier temps, un examen des objectifs de ce travail est réalisé afin de dégager les contraintes majeures, nous permettant de choisir nos différentes approches de modélisation. Ensuite, une description succincte de la méthode des éléments finis sur laquelle repose notre simulation, est présentée. Bien que nos travaux n'apportent pas de réelles contributions sur ces méthodes, cette introduction permettra aux lecteurs de mieux comprendre la méthode de résolution que nous utilisons. Cependant, cette description n'est pas exhaustive, et nous invitons les lecteurs intéressés à se reporter aux nombreux ouvrages dédiés à cette méthode numérique, comme par exemple [Przemieniecki, 1985, Belytschko et al., 2013]. Dans un second temps, le logiciel de simulation d'éléments déformables, dédié à la modélisation médicale, sofa-framework, est présenté. Celui-ci est utilisé comme support de développement de notre modélisation en éléments finis. Dans une deuxième partie, nous nous concentrerons sur la modélisation biomécanique de l'oreille moyenne qui constitue le cœur de la contribution présentée dans ce chapitre. La modélisation, le choix des lois de comportement et des paramètres mécaniques sont discutés et constituent les contributions abordées dans ce chapitre, afin de développer la première simulation temps réel de la chaîne des osselets. Ainsi, nous étudions en détail la modélisation des osselets, des ligaments et des tendons de l'oreille moyenne. Une description complète des matériaux, des paramètres mécaniques et des lois de comportement est adressée et comparée à d'autres travaux sur la modélisation de la chaine ossiculaire.

4.1 Justification des choix de modélisation

La microchirurgie de l'oreille moyenne implique une gestuelle délicate, nécessitant une maîtrise des forces appliquées aux structures anatomiques qui sont extrêmement sensibles. Des mouvements involontaires ou des forces de 1 N peuvent endommager de manière irréversible la chaîne des osselets [Lauxmann et al., 2012]. De même, les mouvements de la chaîne ossiculaire dans des conditions habituelles de fonctionnement sont de l'ordre de la dizaine de nanomètre pour la membrane tympanique et du nanomètre pour la platine de l'étrier [Gan et al., 2004b, Arechvo et al., 2009], pour des fréquences allant de 120 à 10 000 Hz. Dans le but de concevoir un simulateur de chirurgie dédié à la formation et à la planification, nous souhaitons modéliser correctement et finement l'anatomie de l'oreille moyenne, afin d'être capable de reproduire ces observations.

De manière à fournir un outil pédagogique performant, nous souhaitons que l'interne apprenne en s'exerçant à la réalisation du bon geste chirurgical. Le but est de former l'étudiant à la chirurgie par la pratique de la chirurgie. Pour cela, il est nécessaire que la simulation soit réaliste, afin que l'entraînement virtuel soit proche des conditions chirurgicales réelles. Ainsi, une bonne reproduction de l'anatomie et du comportement mécanique est nécessaire pour le rendu réaliste des mouvements, des déformations ou encore des forces. Ce type de simulation, implique l'interaction d'un utilisateur avec le modèle. Par conséquent, ce dernier doit être temps réel afin que le temps de la simulation soit identique au temps écoulé pour l'utilisateur et que les mouvements et déformations des structures simulées soient perçus de manière réaliste. De plus, une simulation

qui n'est pas temps réel, dit également « non temps réel », et qui implique l'action d'un utilisateur externe peut engendrer des problèmes de réalisme. Par exemple, si le temps écoulé dans la simulation est deux fois plus important que le temps écoulé pour l'utilisateur, alors les mouvements effectués par ce dernier seront perçus comme étant deux fois plus rapide par la simulation, générant des forces excessives et, par conséquent, une modélisation non réaliste. La contrainte de temps réel est, par conséquent, essentielle. Celle-ci demande que les calculs soient effectués en très peu de temps. Sur le plan pédagogique, il est souhaitable de proposer une évaluation objective du geste et de la chirurgie accomplis par l'interne. Un critère d'évaluation objectif serait de pouvoir apprécier la qualité de la reconstruction effectuée, en estimant par exemple le résultat audiométrique post-opératoire. Pour cela, il est nécessaire de simuler notre modélisation dans les conditions habituelles de fonctionnement de l'oreille moyenne, c'est-à-dire pour des fréquences allant de 120 à 10 000 Hz impliquant de très faibles déplacements. Cette modélisation est plus largement détaillée dans le chapitre 5 consacré à l'évaluation de notre atlas.

De même, pour l'aspect de la planification, nous souhaitons aller au-delà de la simple reproduction de l'anatomie des patients. L'objectif à long terme est également d'avoir une modélisation prédictive de l'oreille moyenne, afin de guider le chirurgien lors de ces différents choix. L'idée est de simuler le résultat post-opératoire, en fonction de plusieurs critères comme la taille, l'emplacement et le type de prothèse ossiculaire, afin de déterminer les critères optimaux pour le patient. Cette perspective à long terme implique de disposer d'une modélisation spécifique au patient d'un point de vue géométrique mais également mécanique. Nous adresserons une méthode permettant d'obtenir une modélisation géométrique des patients dans le chapitre 6. Nous verrons également, comment les paramètres mécaniques des composants de l'oreille moyenne des patients peuvent être estimés à partir de mesures cliniques. Là encore l'estimation du résultat post-opératoire nécessite une modélisation fine de l'oreille moyenne, pour des fréquences élevées et des mouvements de l'ordre du nanomètre.

La modélisation virtuelle des structures anatomiques constitue ainsi le cœur même de notre simulateur. Dans notre cas, ce sont les composants de l'oreille moyenne et plus particulièrement, la chaine des osselets. Nous venons de montrer que ces structures devaient être simulées en temps réel et de manière réaliste pour la formation à la chirurgie par la chirurgie. De plus, cette simulation doit pouvoir reproduire fidèlement le comportement mécanique des osselets dans des conditions habituelles de fonctionnement, pour aborder les aspects d'évaluation pédagogique et de planification chirurgicale.

De nombreuses études reportent un comportement déformable des structures de l'oreille moyenne comme nous l'avons vu lors de la présentation de l'anatomie dans la section 1.1.3. Nous avons également évoqué qu'il existait plusieurs méthodes de résolution numérique pour modéliser les corps déformables, lors de la section 2.3, dédiée à la simulation des organes. Afin de concevoir une simulation répondant à nos objectifs et à nos critères de réalisme et de temps de calcul, nous proposons d'utiliser la méthode des éléments finis. Il s'agit d'une approche largement utilisée dans le contexte de la modélisation des objets déformables, y compris au-delà des problématiques biomédicales. De même, nous avons vu lors du chapitre 2 que les simulateurs chirurgicaux, et

notamment ceux à but pédagogique, impliquent une modélisation des organes, mais également des interactions outils / organes afin de reproduire les actions des chirurgiens. Les contraintes de notre projet en terme de réalisme, demandent que ces interactions soient les plus réalistes possibles, afin de fournir à l'interne en formation un outil proche des conditions chirurgicales réelles. La modélisation de ces interactions exige des modèles de détections de collisions et de calculs des forces de contacts. Pour cela, la conception de notre simulation est basée sur le logiciel de simulation médicale et chirurgicale, sofa-framework, dont l'objectif est de fournir une multitude de modèles et de méthodes permettant de simuler des interventions chirurgicale en temps réel.

Dans la suite de ce chapitre, nous allons introduire brièvement la méthode des éléments finis et le logiciel de simulation sofa-framework, avant de s'intéresser plus particulièrement à la modélisation biomécanique de l'oreille moyenne. L'objectif de notre modélisation introduite ici, est de fournir un modèle mécanique réaliste, compatible avec une simulation temps réel. A notre connaissance, il n'existe aucune modélisation de l'oreille moyenne regroupant ces deux conditions.

4.1.1 Méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis est une méthode globale permettant d'estimer numériquement des équations aux dérivées partielles avec une bonne précision. Nous nous intéressons plus particulièrement à cette méthode pour résoudre les équations issues de la mécanique des milieux continus. Celle-ci permet de calculer des déformations pour des objets volumiques ou surfaciques. Pour cela, une discrétisation de l'objet est nécessaire, en un nombre fini d'éléments. Ces éléments peuvent être de différentes formes comme par exemple des triangles, quadrilatères, tétraèdres, ou encore hexaèdres, pour représenter des structures surfaciques ou volumiques. Lors de l'étape de maillage, il est important de bien s'assurer que les éléments soient bien contigus et qu'ils ne se chevauchent pas. Il est possible d'avoir des éléments de différentes tailles afin de modéliser intégralement le volume ou la surface de l'objet. Nous avons vu lors de la section 2.3 qu'il était parfois nécessaire d'avoir un maillage dense (beaucoup d'éléments) pour obtenir une solution identique et indépendante du maillage. Nous parlons dans ce cas de la convergence du modèle vers la solution exacte. En revanche, plus le modèle est dense, plus les temps de calcul seront importants. Il est, par conséquent, essentiel d'adapter le maillage du domaine en fonction de la précision et ou du temps de calcul désiré. L'utilisation d'un nombre fini d'éléments nécessite de définir les caractéristiques mécaniques au travers de chaque élément. Pour cela, des fonctions d'interpolation, nommées également fonctions de forme, sont introduites afin de propager les paramètres au sein des éléments, assurant ainsi la continuité du modèle.

La modélisation dynamique implique de résoudre le modèle au cours du temps. Pour cela, nous allons calculer les différents déplacements et déformations à des intervalles de temps précis, que nous nommons « pas de temps ». Ainsi, à chaque pas de temps, noté h, une solution est estimée à partir de la solution précédente $t - h$, suivant un schéma d'intégration. Le choix du pas de temps a une influence sur la convergence du modèle. Effectivement, plus le pas de temps de la simulation est faible, plus les déplacements engendrés par les contraintes seront petits et, par conséquent, les

erreurs de calculs seront minimisées. En revanche, le nombre d'équations à résoudre est beaucoup plus important pour simuler la même période. Là encore un choix doit être fait entre le temps de calcul et la précision du modèle. Pour des simulations temps réel cette notion de pas de temps est très importante. Afin que les mouvements des objets simulés soient perçus à la même vitesse que dans le monde réel, le temps écoulé dans la simulation doit rigoureusement être identique au temps écoulé en réalité. Pour certaines applications, la méthode des éléments finis est capable de fournir un résultat en peu de temps et ainsi être compatible temps réel.

Nous devons déterminer également le schéma d'intégration pour résoudre numériquement le système. Plusieurs schémas sont disponibles, comme le schéma d'Euler explicite ou implicite. Leurs impacts sur la simulation portent surtout sur la rapidité et la stabilité de la simulation. Un schéma explicite est le plus simple à utiliser. Il est basé sur l'évaluation du système au début du pas de temps courant en fonction de la solution précédente. Par exemple, la vitesse et l'accélération utilisées pour calculer la solution de l'état courant sont issues de la solution du pas de temps précédent. Cette formulation présente des problèmes de stabilité, notamment lors de la simulation d'objets rigides. Elle implique des pas de temps très petits, afin d'assurer la stabilité du modèle, qui dépend du rapport masse / raideur et de la taille du plus petit élément du maillage. Bien que le temps de calcul d'un seul pas de temps soit rapide, ce schéma d'intégration peut vite ralentir la simulation, en raison de la contrainte du faible intervalle de temps, qui limite son utilisation pour des applications interactives.

Avec un schéma d'Euler implicite, le système est résolu à la fin du pas de temps courant. Cette méthode est beaucoup plus stable et supporte des pas de temps plus importants, de l'ordre de 3×10^{-2} seconde. En revanche la résolution d'un pas de temps demande des calculs plus importants. Ce schéma d'intégration nous amène à résoudre le système suivant :

$$\begin{cases} \mathbf{M}\,\mathbf{a}_{t+h} = \mathbf{f}(\mathbf{q}_{t+h}, \mathbf{v}_{t+h}) + \mathbf{H}^T\,\lambda \\ \mathbf{v}_{t+h} = \mathbf{v}_t + h\,\mathbf{a}_{t+h} \\ \mathbf{q}_{t+h} = \mathbf{q}_t + h\,\mathbf{v}_{t+h} \end{cases} \tag{4.1}$$

avec $\mathbf{a}$ l'accélération, $\mathbf{v}$ le vecteur vitesse et $\mathbf{f}(\mathbf{q}, \mathbf{v})$ une fonction représentant les forces intérieures et extérieures. Les contraintes appliquées au modèle sont représentées par la relation $\mathbf{H}^T\lambda$, avec λ un multiplicateur de Lagrange regroupant les intensités des forces de contacts et $\mathbf{H}$ un vecteur représentant les directions des contraintes et qui est donc dépendant des déplacements $\mathbf{q}$. Un développement en série de Taylor d'ordre 1, nous permet d'obtenir la relation suivante :

$$\mathbf{f}(\mathbf{q}_{t+h}, \mathbf{v}_{t+h}) \approx \mathbf{f}(\mathbf{q}_t, \mathbf{v}_t) + \mathbf{K}\,(\mathbf{q}_{t+h} - \mathbf{q}_t) + \mathbf{B}\,(\mathbf{v}_{t+h} - \mathbf{v}_t) \tag{4.2}$$

avec $\mathbf{K}$ la matrice de rigidité et $\mathbf{B}$ la matrice d'amortissement. En combinant les relations 4.1 et 4.2, nous pouvons établir une relation linéaire du système sous forme matricielle :

$$\underbrace{\Big(\mathbf{M} - h\,\mathbf{B}(\mathbf{q}) - h^2\,\mathbf{K}(\mathbf{q})\Big)}_{\mathbf{A}}\underbrace{d\mathbf{v}}_{\mathbf{x}} = \underbrace{h\mathbf{f}(q_t, v_t) + h^2\mathbf{K}v_t}_{\mathbf{b}} + \mathbf{H}^T(\mathbf{q})\lambda \tag{4.3}$$

avec $d\mathbf{v}$ le vecteur des vitesses des noeuds du modèle entre deux intervalles de simulation. $\mathbf{b}$ représente les forces résiduelles, c'est-à-dire la différence entre les forces externes et internes ainsi

que les forces issues de l'intégration temporelle. La résolution des contraintes est détaillée dans la section 7.2 traitant de l'implémentation de l'haptique. Le problème est ramené à une succession de système d'équations linéaires 4.3 que l'on doit résoudre à chaque pas de temps.

4.1.2 Introduction au logiciel de simulation médicale Sofa-framework

Sofa-framework pour Simulation Open Framework Architecture (SOFA) est un projet libre développé par l'Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique (INRIA). Ce projet s'intéresse à la modélisation d'objets déformables. Il repose sur la méthode des éléments finis dans le but de développer des simulations interactives. Contrairement aux logiciels de simulation numérique standards comme ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, USA) ou ABAQUS (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France), le but de SOFA est de proposer des modèles et algorithmes adaptés à la simulation interactive. Ces méthodes sont donc optimisées afin de fournir un résultat en très peu de temps, tout en garantissant la précision de la solution. Parmi ces optimisations, nous trouvons par exemple des solutions algorithmiques massivement parallèles qui ont été conçues pour être exécutées sur carte graphique. En effet, ces cartes autorisent, par leur architecture, une haute parallélisation des algorithmes, contribuant ainsi à une considérable diminution des temps de calcul, notamment pour les modèles avec un grand nombre d'éléments. D'autres optimisations sont également réalisées pour les différents modèles comme la détection de collision ou la modélisation, afin de réduire les temps de calcul, comme lors de l'usage d'un pré-condionneur par exemple. Le choix de ces optimisations est effectué en fonction des paramètres de la simulation et de ses objectifs, principalement en terme de réalisme et de temps de calcul.

De plus, ce projet dispose de nombreuses méthodes de détection et de gestion des collisions permettant aux utilisateurs d'interagir avec les modèles implémentés en les stimulant directement pendant la simulation. Ce logiciel permet de travailler sur la simulation mécanique des solides rigides et déformables. Des modules (libres ou propriétaires) permettent de simuler d'autres modèles physiques tels que les équations d'écoulement des fluides, de diffusion, d'électrophysiologie, etc. Au niveau des calculs des déformations SOFA dispose de nombreux modèles pour des déformations allant de petits déplacements (en élasticité linéaire) aux grandes déformations (avec des modèles hyperélastiques). Pour notre étude on s'intéressera à un modèle non linéaire intermédiaire, adapté aux grands déplacements, basé sur une approche corotationnelle. Nous reviendrons sur cette approche dans la seconde partie de ce chapitre. SOFA permet la construction et la modification de simulations complexes par la simple édition de fichiers XML ou de scripts Python. De cette façon, les fichiers de simulations sont modifiables facilement. Ceux-ci font simplement appel aux différentes fonctions implémentées sous SOFA, codées, quant à elles en C++.

La construction du logiciel SOFA repose également sur un système de correspondance, ou « mapping », permettant de définir des liaisons entre les modèles de déformation, de collision ou encore avec des modèles visuels. Ces modèles nécessitent, effectivement, des maillages différents afin d'optimiser au mieux le rendu final. Par exemple le modèle mécanique d'une structure volumique

peut être décomposé en un nombre fini de tétraèdres contrairement au modèle de collision ou encore visuel, où un simple modèle surfacique est suffisant. Le second avantage de ce système de correspondance est qu'il découple le développement des méthodes dédiées soit aux déformations, soit aux collisions, soit aux modèles visuels. Par exemple, il est possible d'ajouter de nouvelles méthodes pour les collisions sans impacter les fonctions dédiées aux calculs des déformations.

Ce projet est dédié principalement au monde médical. Les applications de ce logiciel sont multiples et portent essentiellement sur la modélisation des organes dans le but de développer des simulations chirurgicales ou encore pour reproduire des phénomènes physiologiques. Ainsi, des simulations de la chirurgie digestive, ophtalmologique ou encore des interventions de radiologique interventionnelle sont en cours de développement. D'autres phénomènes, comme l'électrophysiologie cardiaque ou encore le déplacement du cerveau « brain-shift » sont également simulés. Un éventail récent des domaines de recherche de SOFA est disponible dans [Duriez, 2013b]. Ces simulations ont pour but de fournir un outil d'apprentissage, ou encore de planification chirurgicale. Elles peuvent utiliser des interfaces haptiques afin d'interagir avec le modèle, tout en reproduisant la gestuelle chirurgicale conventionnelle et en fournissant un retour de forces réaliste à l'utilisateur.

Une description plus complète de ce logiciel de simulation médicale interactif est disponible dans [Faure et al., 2012]. Récemment, une thématique innovante a débuté sur l'utilisation de la simulation déformable temps réel dans le but de commander des robots déformables [Duriez, 2013a]. Le logiciel de simulation SOFA, de par ses algorithmes de déformations tournés vers le temps réel s'avère être un support idéal pour l'étude de ce domaine. La simulation peut, en effet, se révéler très utile pour le contrôle de systèmes robotisés. Elle permet, par exemple, de restreindre l'espace de travail, ou les forces appliquées par les robots en fonction de l'évolution du système étudié et simulé. Nous présenterons ce concept en détail dans la section 7.3 sur l'implémentation d'un système télé-opéré d'assistance à la chirurgie otologique. L'utilisation de SOFA n'est pas cantonnée aux équipes de l'INRIA. De nombreux autres laboratoires au travers le monde utilisent également ce logiciel, dans sa version publique.

4.2 Modélisation biomécanique de l'oreille moyenne

4.2.1 Vers une modélisation temps réel réaliste

Dans la suite de ce manuscrit nous ferons plusieurs fois références à d'autres modèles en éléments finis (MEF). Ces modèles, comme expliqué en détail dans la section 2.7, ont été développés dans l'objectif de comprendre et d'analyser les différents mécanismes qui régissent l'oreille moyenne, que ce soit en dynamique ou en statique, pour une oreille saine ou atteinte d'une pathologie. Ces différentes modélisations tendent vers une reproduction la plus réaliste possible du comportement observé, le plus souvent, sur des pièces anatomiques humaines. A ce jour, aucun de ces modèles ne permet d'interagir avec les structures anatomiques. Ils n'ont pas été développés avec la contrainte de rapidité de calculs et la gestion des contraintes est limitée, voire inexistante. Ils sont, pour

la plupart, implémentés sur des logiciels de simulations non temps réel. Par conséquent, nous tenons à bien faire la distinction entre ces modèles et notre atlas qui est développé avec la forte contrainte de temps réel, dans le but de favoriser les interactions. Cependant, étant basé sur le même concept de modélisation, nous faisons appel à ces travaux, qui peuvent apparaitre plus complets, afin d'illustrer et de comparer les choix de notre modélisation et nos résultats. En effet, nous souhaitons obtenir une modélisation de la chaîne des osselets la plus réaliste possible, tout en préservant du temps de calcul afin de respecter l'exigence du temps réel.

Au cours de cette section, nous allons détailler le développement de notre atlas biomécanique de l'oreille moyenne. Nous traitons toutes les étapes nécessaires pour passer de l'acquisition des données géométriques à son utilisation finale dans le logiciel de simulation sofa-framework.

4.2.2 Conception du maillage

Dans un premier temps, nous avons utilisé un modèle surfacique partiel de l'organe de l'audition composé d'éléments géométriques triangulaires. Celui-ci a été développé à l'université de McGill (Montréal, Canada) dans l'objectif de fournir un tutoriel de l'anatomie de l'oreille moyenne et interne [Nicholson et al., 2006]. Il a été obtenu initialement à partir d'une micro-imagerie par résonance magnétique réalisée sur un rocher humain [Henson and Henson, 2000]. Cette technique d'imagerie permet l'acquisition de nombreuses structures de l'oreille moyenne avec une qualité satisfaisante [Elkhouri et al., 2006], [Yamashita et al., 2012]. Le modèle était composé de la membrane tympanique, du nerf facial, de la *chorda tympani*, des trois osselets et des deux tendons (tenseur de l'étrier et le tenseur du tympan) pour l'oreille moyenne. Une représentation du vestibule et de la cochlée était également disponible pour la partie interne. Les éléments manquants, comme les ligaments, ont été reconstruits manuellement sous Blender (www.blender.org) en fonction des données anatomiques issues de la littérature [Kirikae, 1960], [Legent et al., 1984], [Sim and Puria, 2008]. Les données géométriques de notre atlas sont reportées dans le tableau 4.1.

Le modèle, désormais complet d'un point de vue anatomique, a été nettoyé afin de supprimer les nœuds isolés ou dupliqués. Un maillage volumique a été généré à partir de la surface de notre modèle à l'aide de la librairie CGAL (Computational Geometry Algorithms, www.cgal.org), un projet libre proposant des algorithmes de calculs géométriques. Toutes les structures de l'oreille moyenne (osselets, ligaments, tendons) ont été maillées par un total de 4361 tétraèdres pour 1517 nœuds. Comparativement à certains modèles par éléments finis, le nombre d'éléments de notre modèle est relativement faible. Toutefois, pour observer la convergence de notre modèle, nous avons utilisé des modèles plus denses jusqu'à 210 k éléments. Cette vérification est détaillée dans le chapitre 5.

4.2.3 Modélisation mécanique

Des études publiées sur des os temporaux reportent la nécessité d'introduire un modèle non linéaire pour certaines structures de l'oreille moyenne, comme le tympan, notamment en cas

Structures anatomiques	**Atlas** (mm)	**Mesures expérimentales** (mm)
Tympan		
Diamètre le long du manubrium	8.11	7.50 [a]
Grand diamètre	9.05	7.90 [a]
Hauteur du cône	2.00	
Surface (mm^2)	63.93	57-64 [a]
Marteau		
Longueur du manche	3.96	4.21 [a]
Longueur totale	7.42	8.01 [a]
Enclume		
Longueur du processus long	6.66	6.20 [a]
Longueur du processus court	4.45	4.36 [a]
Etrier		
Hauteur	3.33	3.29 [a]
Longueur de la platine	2.80	2.96 [a]
Largeur de la platine	1.52	1.33 [a]
Tendon du tympan		
Longueur	2.06	2.20 [b] 2.50 [c] 3.90 [d]
Diamètre	0.76	0.70 - 0.90 [b] 1.00 [d]
Tendon de l'étrier		
Longueur	2.20	2.00 [c]
Diamètre	0.5 - 0.6	
Ligament antérieur du marteau		
Longueur	2.08	2.10 [b] 2.80 [d]
Diamètre	0.76 - 0.78	0.80 - 1.00 [b] 0.70 [d]
Ligament supérieur du marteau		
Longueur	0.88	1.30 [b] 1.40 [d]
Diamètre (côté caisse du tympan)	0.79 - 0.80	0.20 - 0.30 [b] 0.70 [d]
Diamètre (côté osselet)	0.59 - 0.65	
Ligament latéral du marteau		
Longueur	1.84	2.0 [b] 0.89 [d]
Hauteur	0.56 - 0.59	0.50 - 0.60 [b] 0.25 [d]
Largeur	0.46	
Ligament supérieur de l'enclume		
Longueur	1.01	
Diamètre (côté caisse du tympan)	0.40 - 0.42	
Diamètre (côté osselet)	0.53 - 0.54	
Ligament postérieur de l'enclume		
Longueur	1.27	0.42 [b]
Diamètre (côté caisse du tympan)	0.66 - 0.95	0.84 [b]
Diamètre (côté osselet)	0.67 - 082	

[a][Kirikae, 1960], [b][Sim and Puria, 2008], [c][Legent et al., 1984], [d][Beer et al., 1996]

Tab. 4.1 – Caractéristiques des structures anatomiques de l'oreille moyenne humaine.

de contraintes importantes [Wang et al., 2007], [Qi, 2008]. Notre approche consiste à utiliser un modèle corotationnel pour la gestion des déformations géométriques non linéaires des tissus [Felippa and Haugen, 2005]. Nous supposons que les déformations à l'échelle des éléments sont négligeables par rapport aux déplacements (transformations et rotations). Nous pouvons donc

établir un référentiel local au niveau de l'élément dans lequel une formulation linéaire peut être maintenue, sur la base de la loi de Hooke. En effet, sous l'hypothèse des petites déformations, le déplacement dans le référentiel local reste faible. Cette méthode permet d'avoir un bon compromis entre le temps de calcul, crucial pour la notion temps réel, et la précision du modèle, indispensable pour le rendu final. Pour cela, les forces internes dues à la déformation de l'élément sont calculées dans un repère local. Ainsi le déplacement des noeuds de l'élément est obtenu en comparant la position des noeuds dans le repère local $\mathbf{x}$ par rapport à ces mêmes positions dans la forme de référence $\mathbf{x_0}$. La matrice de rigidité de chaque élément $\mathbf{K}_e$ reste constante dans le repère de chaque élément. Une matrice de rotation $\mathbf{R}_e$, diagonale par bloc 3×3, est donc introduite pour ramener dans le repère global, les forces internes qui sont calculés dans le repère local [1] :

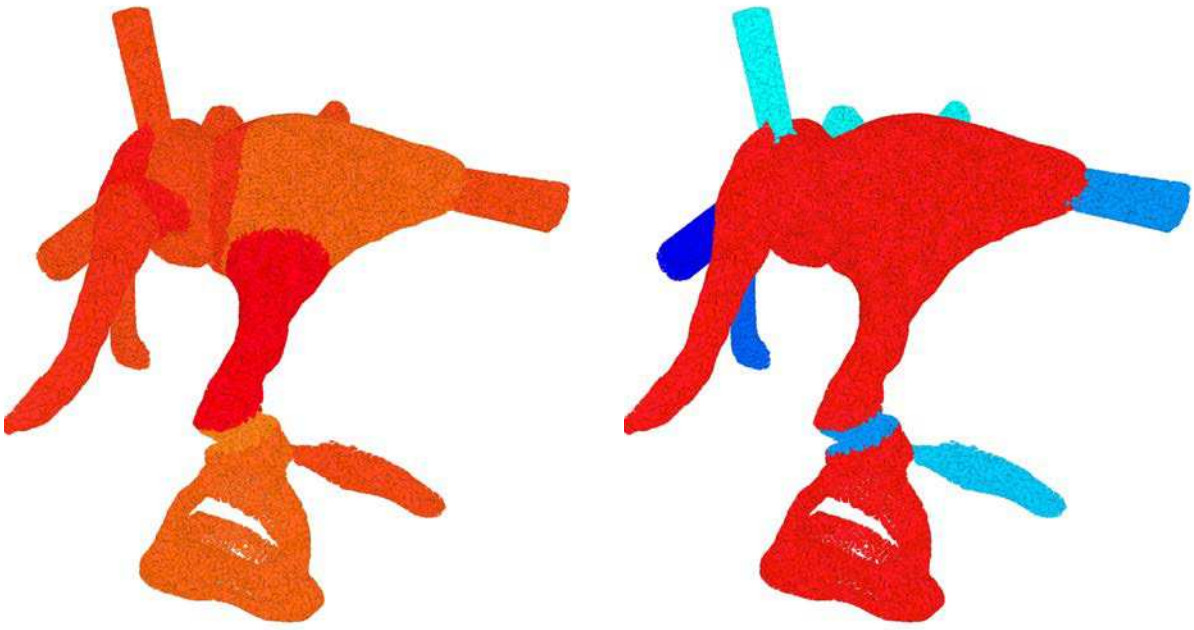
$$f_e = \mathbf{R_e}^T \mathbf{K}_e \mathbf{R_e}(x - x_0). \tag{4.4}$$

Ensuite ces forces sont assemblées pour obtenir les forces internes sur l'ensemble des noeuds du maillage. Plus d'informations sur la méthode corotationelle sont disponibles dans [Felippa, 2000, Felippa and Haugen, 2005]. Le modèle obtenu est non linéaire et donne des résultats similaires à l'intégration du tenseur de St Venant Kirchhoff soit une formulation hyperélastique en grandes transformations. Notre modélisation est cohérente avec d'autres travaux précédents, comme par exemple sur la modélisation de la membrane tympanique [Qi, 2008]. Les auteurs ont simplifié leur loi de comportement hyperélastique par une loi de Hooke sous l'hypothèse de petites déformations.

Le ligament annulaire du tympan et de l'étrier, la cochlée, les ligaments et les tendons des osselets reliés à la cavité du tympan forment les conditions limites de notre modèle. Une contrainte de non déplacement est appliquée sur ces structures pour leurs nœuds localisés à proximité de la paroi de la caisse du tympan. Cela permet de reproduire la liaison anatomique qui existe entre ces structures et la caisse du tympan. Les paramètres de densité ou du module de Young sont estimés à partir de publications sur des mesures expérimentales sur des pièces anatomiques humaines ou depuis d'autres travaux FEM. La chaîne ossiculaire avec ses ligaments regroupe plusieurs domaines aux propriétés mécaniques différentes. Par exemple, au sein d'un même osselet, la densité osseuse varie tandis que le module élastique reste constant. En revanche, il y a une forte hétérogénéité sur les raideurs des différents éléments de la chaine ossiculaire. En effet, nous observons des valeurs de module d'Young allant de 4.90×10^4 à 1.41×10^{10} $N.m^{-2}$. Ces hétérogénéités créent des problèmes de mauvais conditionnement numérique qui complexifie la résolution des modèles. La masse est directement associée aux nœuds du modèle. Les différents paramètres mécaniques associés à chaque sous-domaines du modèle sont reportés dans le tableau 4.2. Au total, seize sous-domaines ont été définis à partir des données de la littérature. Ils ont été modélisés géométriquement sous Blender, avec un maillage triangulaire par exemple, délimitant ainsi les différents domaines mécaniques de l'atlas. Une méthode, permettant de déterminer si un élément quelconque (noeud, triangle, tétraèdre...) est contenu ou non dans une structure tridimensionnelle, a été implémentée sous Sofa-framework. Cette méthode repose sur le nombre de fois, où le segment formé par l'élément

1. Pour l'estimation de la rotation, plusieurs méthodes existent, la plus précise (mais pas forcément la plus robuste) consiste à faire une décomposition QR du gradient de déformation. C'est celle que l'on utilise en pratique.

étudié et un point défini à l'extérieur de la structure franchit cette dernière. Un nombre pair de franchissements signifie que l'élément est à l'extérieur de la sous structure. Inversement, un nombre impair indique que l'élément en question est contenu dans le sous-domaine. La figure 4.1 montre les différents sous-domaines qui composent le modèle de l'oreille moyenne. Le modèle avec plus de 210k éléments est affiché. Sur la figure 4.1(a), on peut observer la variation de la densité : Plus les éléments sont rouges, plus la densité est importante. Les différents paramètres d'élasticité sont représentés dans la figure 4.1(b) où plus les éléments sont bleu clair, plus les éléments sont élastiques. Les osselets sont en rouge pour marquer la grande différence avec les ligaments.



(a) Densité (b) Module d'élasticité

Fig. 4.1 – Sous-domaine et hétérogénéité de l'atlas mécanique avec 210k éléments.

La figure 4.2 représente notre atlas complet, il est correctement paramétré avec 4361 éléments. Les éléments rigides et souples sont colorés, respectivement, en rouge et bleu sur la figure. De même, pour la membrane tympanique, les triangles en vert correspondent à des structures plus rigides que les éléments en bleu.

De nombreux travaux modélisent l'effet du ligament annulaire de l'étrier par plusieurs ressorts répartis équitablement autour de la platine de l'étrier. Cette approche permet de reproduire simplement l'effet induit par ce ligament dans le plan de la platine. La raideur est estimée à 9.0 $N.m^{-1}$ pour 25 ressorts [Sun et al., 2002b], 40.0 $N.m^{-1}$ pour 25 ressorts également [Gan et al., 2004a] et enfin 52.0 $N.m^{-1}$ pour 39 ressorts [Nie et al., 2011]. Par simplicité, nous avons également choisi de modéliser le ligament annulaire de cette manière avec 25 ressorts d'une raideur ajustée à 9.0 $N.m^{-1}$ par étalonnage. L'étalonnage consistait à minimiser l'erreur de comportement observée entre notre atlas et des données expérimentales sur des pièces anatomiques humaines, lors de l'analyse de la fonction de transfert (voir section 5.2) [Gan et al., 2004b].

De même, la cochlée peut être représentée par plusieurs amortisseurs reliés à la platine de l'étrier afin de reproduire l'effet du liquide cochléaire sur la chaîne des osselets [Gan et al., 2004a],

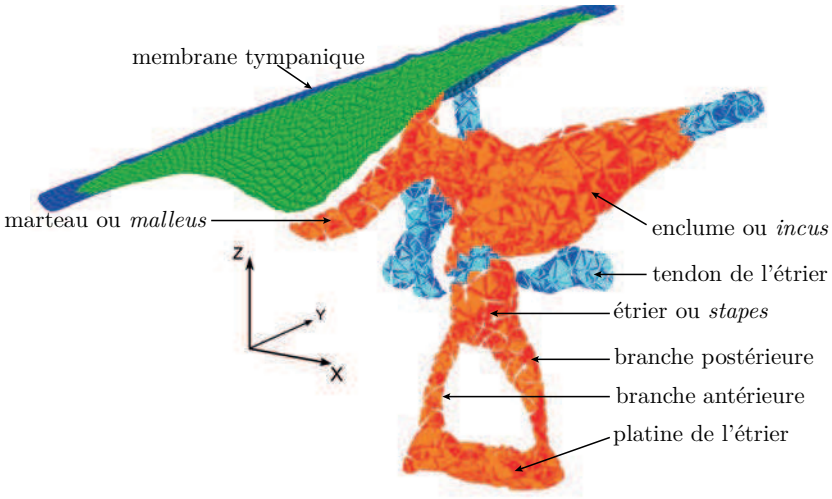


Fig. 4.2 – Atlas mécanique.

[Lee et al., 2006], [Nie et al., 2011]. Cette méthode permet de modéliser simplement l'effet de la cochlée. De plus, comme nous nous intéressons principalement à la modélisation de l'oreille moyenne, cette solution nous permet de préserver du temps de calcul par rapport à une modélisation fine et complète du liquide contenu dans la cochlée. Cette hypothèse est basée sur la mesure de l'impédance de la cochlée sur des os temporaux humains [Aibara et al., 2001]. L'impédance de la cochlée est reportée stable à 21.1 GΩ pour des fréquences inférieures à 5 kHz et grimpant jusqu'à 49.9 GΩ à 6.7 kHz. Etant donné que la surface de la platine de l'étrier de notre atlas est de 3.8 mm^2, la cochlée a été modélisée par 8 amortisseurs avec un coefficient de 0.038 $N.s.m^{-1}$ afin de reproduire l'impédance de la cochlée à basse fréquence.

La membrane tympanique est modélisée par 1561 éléments déformables triangulaires. Elle comporte, également, plusieurs domaines mécaniques différents correspondant à des régions anatomiques bien définies (Fig. 1.4). On retrouve la partie rigide dénommée *pars tensa*, la partie plus élastique, le *pars flaccida*, mais également le ligament annulaire du tympan. Ce dernier, situé à la périphérie de la membrane, fixe solidement le tympan au conduit auditif externe, formant ainsi notre condition limite. Cette membrane est également connectée à la chaîne des osselets par le marteau. Cette liaison est reportée comme rigide [Gulya and Schuknech, 1995], particulièrement au niveau de l'*umbo*, c'est-à-dire à l'extrémité du manche du marteau (Fig. 1.5). Les paramètres mécaniques de la membrane tympanique sont reportés dans le tableau 4.2.

Le coefficient de Poisson est fixé à 0.3 en accord avec la grande majorité des publications sur la mécanique de l'oreille moyenne [Koike et al., 2002], [Sun et al., 2002b], [Gan et al., 2004a], [Nie et al., 2011]. De même, les paramètres d'amortissement de Rayleigh, permettent d'exprimer la matrice d'amortissement $\mathbf{B}$ du système 4.3 comme une combinaison linaire des matrices de masse $\mathbf{M}$ et de rigidité $\mathbf{K}$:

$$\mathbf{B} = \alpha\,\mathbf{M} + \beta\,\mathbf{K} \tag{4.5}$$

Comme le module de Young ou du coefficient de Poisson, il est difficile d'obtenir une bonne estimation de la notion d'amortissement en fonction des matériaux qui composent le modèle. Cela

passe généralement par des mesures expérimentales. Nous avons fixé les paramètres à $\alpha = 0\ s^{-1}$ pour la masse et à $\beta = 1.0 \times 10^{-4}\ s$ pour la rigidité pour toutes les structures de l'oreille moyenne en accord avec la littérature [Sun et al., 2002b] et [Gan et al., 2004a].

La forte hétérogénéité des tissus et l'important rapport entre la masse et la raideur, mènent à des problèmes de convergence pour les méthodes itératives, comme le gradient conjugué, qui ne sont pas suffisantes pour obtenir une bonne convergence de notre modèle. Afin d'améliorer la convergence d'un modèle mal conditionné (hétérogénéité), il est possible d'introduire un pré-conditionneur. Nous présenterons en détail l'approche des pré-conditionneurs dans la partie 7.2, qui est consacrée à l'extension de cette méthode au rendu haptique.

4.3 Discussion & Conclusion

Nous venons d'achever la présentation de notre atlas mécanique de l'oreille moyenne en détaillant sa conception point par point et ses différents paramètres structure par structure. Cet atlas est développé afin de répondre aux objectifs posés dans le chapitre 3. Cette modélisation de l'oreille moyenne constitue le composant central de notre projet, qui vise à fournir une simulation de la chirurgie otologique pour l'amélioration de l'enseignement, la planification chirurgicale, ou encore pour être utilisé à des fins d'évaluation et de recherche, notamment pour la robotisation de la chirurgie de l'oreille moyenne.

L'application liée à la formation, nécessite une reproduction conforme de l'anatomie de l'oreille moyenne. Ceci, pour une bonne visualisation des structures et de la scène opératoire. La géométrie de notre modèle provient d'un modèle surfacique obtenu à partir d'une micro-imagerie par résonance magnétique réalisée sur un os temporal humain. Cette reconstruction surfacique avait, pour première vocation, de faciliter l'apprentissage de l'anatomie de l'oreille moyenne des internes de médecine. Certains composants ont, malgré tout, été modélisés manuellement en accord avec les données de la littérature. Les dimensions géométriques de notre atlas sont comprises dans la variabilité interindividuelle de l'anatomie de l'oreille moyenne humaine.

Les différentes applications de notre projet, impliquent également un haut degré de réalisme comportemental associé à des fortes contraintes sur les temps de calcul pour la notion temps réel. Ces deux notions sont inversement proportionnelles. En effet, plus la modélisation sera précise, plus les temps de calcul seront importants, et donc moins la contrainte de temps réel sera respectée. A l'inverse, plus les calculs du modèle seront optimisés par simplification, plus la précision du modèle sera dégradée. La difficulté de la conception d'une simulation dédiée à l'enseignement et la planification, peut se résumer par l'identification et la modélisation d'un modèle mécanique qui est parfaitement équilibré entre la précision et les performances de calculs.

La mécanique des milieux continus permet de modéliser les déformations que peuvent subir tous corps déformables. Ce domaine repose sur de nombreux concepts mathématiques qui permettent de reproduire ces déformations en fonction de plusieurs paramètres mécaniques. Ces derniers, associés à des lois de comportement cohérentes et propre aux matériaux, peuvent prédire avec

une grande précision le comportement de n'importe quel objet. Ces caractéristiques mécaniques sont, aujourd'hui, difficilement identifiables et nécessitent de nombreuses expérimentations pour les estimer. Les paramètres mécaniques utilisés dans notre atlas proviennent, en grande majorité, des données de la littérature obtenues sur des pièces anatomiques humaines. Cela nous permet d'espérer obtenir un comportement similaire à la réalité. En revanche, les lois de comportement font l'objet de nombreuses hypothèses dans cette même littérature, qui tendent, bien souvent, vers des lois relativement complexes, impliquant des temps de calcul importants. L'un des paradoxes de la modélisation, est que tout modèle est faux et ne correspond pas à la réalité. L'idée est, alors, d'utiliser un modèle, permettant d'approcher la réalité, avec une précision satisfaisant les objectifs de l'application.

Nous souhaitons avoir une simulation temps réel, ce qui implique une limitation des temps de calcul, tout en reproduisant un comportement mécanique suffisamment précis pour la simulation d'interactions outils/organes réalistes, mais également pour planifier les interventions chirurgicales. Dans ce contexte de simulations interactives, les performances de calculs sont essentielles. Par conséquent, nous avons décidé d'optimiser les lois de comportement en les simplifiant afin d'avoir des temps de calcul relativement faibles. Ces simplifications reposent sur un maillage de densité modérée et sur une linéarisation des lois de comportement des matériaux simulés qui sont associées à une approche corotationnelle permettant de reproduire les comportements non linéaires dans le cadre des petites déformations. Le modèle mécanique introduit, ici, se démarque donc des modélisations numériques précédentes dans le sens, où notre atlas a pour vocation d'être utilisé dans une simulation interactive temps réel de grande précision. Là, où les autres modélisations en éléments finis ont pour seul objectif, celui d'être réaliste.

La prochaine étape consiste donc à analyser le comportement de notre modèle pour évaluer le réalisme de notre atlas. De même, la qualité du maillage de notre atlas mécanique doit être évaluée, en comparant le comportement de celui-ci pour différentes densités d'éléments. Afin d'évaluer le réalisme de la simulation, nous devons également analyser et comparer le comportement de notre modélisation à des observations réalisées sur des sujets réels. Enfin, le temps de calcul de notre simulation doit être analysé pour déterminer si celui-ci est utilisable dans une application interactive. Ces différentes vérifications constituent notre prochain chapitre.

Structures anatomiques	Atlas	Mesures expérimentales	Autres MEF
Tympan			
Module de Young ($N.m^{-2}$)			
pars tensa	3.34×10^7	4.00×10^7 [a] 3.34×10^7 [b]	2.00 - 3.50 $\times 10^7$ [g] 3.34×10^7 [h]
pars flaccida	1.10×10^7	1.00×10^7 [c]	1.00×10^7 [g,i] 1.11×10^7 [h]
Densité ($kg.m^{-3}$)	1.20×10^3	1.20×10^3 [d]	1.20×10^3 [g,h,i]
Marteau			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	1.41×10^{10}	1.41×10^{10} [e]	1.20×10^{10} [h] 1.41×10^{10} [g,i,j]
Densité ($kg.m^{-3}$)			
Manche	3.70×10^3	3.70×10^3 [a]	3.70×10^3 [g,i]
Tête	2.55×10^3	2.55×10^3 [a]	2.55×10^3 [g,i]
Cou	4.53×10^3	4.53×10^3 [a]	4.53×10^3 [g,i]
Enclume			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	1.41×10^{10}	1.41×10^{10} [e]	1.20×10^{10} [h] 1.41×10^{10} [g,i,j]
Densité ($kg.m^{-3}$)			
Corps	2.36×10^3	2.36×10^3 [a]	2.36×10^3 [g,i,j]
Longue apophyse	2.26×10^3	2.26×10^3 [a]	2.26×10^3 [g,i,j]
Courte apophyse	5.08×10^3	5.08×10^3 [a]	5.08×10^3 [g,i,j]
Etrier			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	1.41×10^{10}	1.41×10^{10} [e]	1.20×10^{10} [h] 1.41×10^{10} [g,i,j]
Densité ($kg.m^{-3}$)	2.20×10^3	2.20×10^3 [a]	2.20×10^3 [g,i,j]
Articulation incudo-stapédienne			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	6.00×10^5	6.00×10^5 [c]	6.00×10^5 [g] 6.00×10^6 [h]
Densité ($kg.m^{-3}$)	1.20×10^3		1.20×10^3 [g,i]
Articulation incudo-malléolaire			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	1.41×10^{10}		1.41×10^{10} [g,i]
Densité ($kg.m^{-3}$)	3.20×10^3		3.20×10^3 [g,i]
Tendon du tympan			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	2.60×10^6	2.60×10^6 [c]	2.60×10^6 [h,i,j] 7.00×10^7 [g]
Densité ($kg.m^{-3}$)	2.50×10^3		2.50×10^3 [h,j]
Tendon de l'étrier			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	5.20×10^5	5.20×10^5 [c]	5.20×10^5 [h,i,j] 5.20×10^7 [g]
Densité ($kg.m^{-3}$)	2.50×10^3		2.50×10^3 [h,j]
Ligament antérieur du marteau			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	2.10×10^7	2.10×10^7 [d]	2.10×10^7 [g,i,j] 2.10×10^7 [h]
Densité ($kg.m^{-3}$)	2.50×10^3		2.50×10^3 [h,j]
Ligament supérieur du marteau			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	4.90×10^4	4.90×10^4 [f]	4.90×10^4 [i,j] 4.90×10^6 [g]
Densité ($kg.m^{-3}$)	2.50×10^3		2.50×10^3 [h,j]
Ligament latéral du marteau			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	6.70×10^4	6.70×10^4 [f]	6.70×10^4 [i,j] 6.70×10^6 [g]
Densité ($kg.m^{-3}$)	2.50×10^3		2.50×10^3 [h,j]
Ligament supérieur de l'enclume			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	4.90×10^4		4.90×10^4 [i,j] 4.90×10^6 [g]
Densité ($kg.m^{-3}$)	2.50×10^3		2.50×10^3 [h,j]
Ligament postérieur de l'enclume			
Module de Young ($N.m^{-2}$)	6.50×10^5	6.50×10^5 [c]	6.50×10^5 [h,i,j] 6.50×10^6 [g]
Densité ($kg.m^{-3}$)	2.50×10^3		2.50×10^3 [h,j]

[a][Kirikae, 1960], [b][Wada and Kobayashi, 1990], [c][Prendergast et al., 1999], [d][Wada et al., 1992], [f][Beer et al., 1996]
[e][Hermann and Liebowitz, 1972], [g][Gan et al., 2004a], [h][Koike et al., 2002], [i][Sun et al., 2002b], [j][Yao et al., 2010]

Tab. 4.2 – Propriétés mécaniques utilisées pour notre Atlas.

Chapitre 5

Évaluation de l'atlas mécanique

Sommaire

5.1 Introduction 91
5.2 Condition habituelle : Analyse de la fonction de transfert 92
5.2.1 Méthodologie 92
5.2.2 Amplitude des déplacements de la fonction de transfert 94
5.2.3 Étude de la fonction de transfert standardisée 95
5.2.4 Influence de la cochlée sur la fonction de transfert 98
5.3 Conditions chirurgicales : Étude des pressions statiques 98
5.3.1 Principe de la méthode 98
5.3.2 Pressions statiques en conditions non pathologiques 100
5.3.3 Reproduction des pathologies ou anormalités 100
5.4 Validation du maillage en éléments finis de l'atlas mécanique 102
5.5 Discussion 102
5.6 Conclusion 105

Résumé

Ce chapitre est dédié à l'évaluation de notre atlas biomécanique de la chaîne des osselets. Pour cela, deux méthodologies sont développées et appliquées, pour examiner son réalisme et sa robustesse dans des conditions de fonctionnement à la fois habituel, mais aussi extrême ou pathologique. Tous nos résultats sont comparés avec succès à des expérimentations réalisées sur des pièces anatomiques ou encore à d'autres modélisations disponibles dans la littérature. Ces correspondances valident le comportement mécanique de notre atlas, que ce soit en dynamique effectuée sur une large gamme de fréquences, ou encore dans le cadre des grandes déformations. La résolution du maillage de l'atlas a, de même, été validée. L'influence de certains composants a été analysée, dans l'objectif d'optimiser notre modèle pour la simulation chirurgicale. En outre, une simulation en temps réel, impliquant des interactions haptiques est réalisée afin de valider les capacités de calculs de notre atlas. Enfin, nous concluons que notre atlas mécanique reproduit fidèlement le comportement de la chaîne des osselets et que celui-ci est compatible avec des interactions temps réel, comme une simulation chirurgicale. Ce travail a donné lieu à une publication dans le journal Audiology & Neurotology, Karger, (2014).

Abstract

This chapter is dedicated to the evaluation of our biomechanical atlas of the ossicles. In order to do so, two methodologies are developed and applied to evaluate the realism and the robustness under normal hearing, extremes and pathological conditions. All our results are successfully compared to, either experiments performed on human anatomical specimens, or to other virtual models available in the literature. These observations validate the mechanical behavior of our atlas, in dynamics with a wide range of frequencies, or in larges deformations using the strong pressures investigation. Thus, the atlas mesh resolution is also validated. The influence of some components is analyzed, allowing us to optimize our model for surgical simulation purpose. Moreover, a simulation in real-time, involving haptic interactions is performed in order to observe the computation efficiency of our atlas. Finally, we conclude that our mechanical atlas reproduces realistically the behavior of the ossicular chain and that it is compatible with real-time interactions, such as surgical simulation. This work is published in Audiology & Neurotology journal, Karger, (2014).

5.1 Introduction

L'un des objectifs de ce travail de thèse est de fournir un outil pour la formation et la planification de la chirurgie otologique. De ce fait, le simulateur développé doit reproduire fidèlement le comportement mécanique de l'oreille moyenne. Il doit, de plus, être robuste lorsque de fortes contraintes sont appliquées, comme lors d'une intervention chirurgicale. Il est donc nécessaire d'évaluer le comportement de notre atlas biomécanique de la chaîne ossiculaire dans différentes conditions, afin de s'assurer que le cœur même de notre simulation repose sur un modèle réaliste et stable.

Pour cela, nous allons observer la réaction de notre atlas à différents stimuli dans le but de le comparer à des expérimentations similaires réalisées sur des pièces anatomiques humaines. En effet, une grande quantité d'expériences sont reportées dans la littérature. Celles-ci s'intéressent au comportement mécanique des structures de l'oreille moyenne sous diverses sollicitations. La majorité de ces travaux consistent à analyser la fonction de transfert de la chaîne ossiculaire, ou encore les mouvements de l'oreille moyenne, lorsque des fortes pressions statiques sont appliquées.

Dans la suite de ce chapitre, nous allons présenter ces deux analyses, en comparant les résultats obtenus avec notre atlas aux nombreuses études publiées. Cela nous permettra, en outre, d'examiner la convergence de notre modèle pour plusieurs densités de maillage. Il s'agit d'une vérification indispensable pour la validation de notre modélisation en éléments finis. Nous verrons, également, comment ces deux méthodologies vont nous permettre d'expertiser notre atlas dans deux modalités différentes. Dans la première, l'étude de la fonction de transfert est réalisée pour des fréquences et des amplitudes de mouvements correspondants à ce qui peut être observé pendant la perception d'un son. Nous allons résumer cette modalité par le terme de condition habituelle ou standard. Il s'agit d'étudier le comportement dynamique du modèle pour plusieurs fréquences, avec pour objectif de valider les paramètres mécaniques et les rapports masse/raideur du modèle. Le second test consiste à étudier la réaction de la chaîne des osselets lorsque des fortes pressions statiques sont appliquées. Par fortes pressions, nous entendons des pressions qui ne sont pas de l'ordre du fonctionnement normal ou habituel de l'oreille. Cette modalité se rapproche, par conséquent, des « conditions chirurgicales », où le praticien exerce des forces dont les intensités sont beaucoup plus importantes que lors du discernement d'un bruit. Ici, le comportement global statique du modèle en grandes déformations va pouvoir être validé. Les deux méthodes de validation sont introduites séparément car elles ne valident pas les mêmes aspects. Les résultats présentés seront donc rediscutés, dans un second temps, pour l'évaluation globale de notre atlas.

Ces deux méthodologies sont, également, appliquées pour étudier la robustesse de notre atlas pour des conditions anormales. Ces conditions extrêmes permettront de reproduire et d'étudier certaines pathologies ou anormalités de la chaîne des osselets. L'idée est alors de supprimer certains composants ou encore de modifier quelques paramètres mécaniques du modèle et d'analyser le comportement de celui-ci en le comparant aux données de la littérature. Les différentes conditions d'évaluation favorisent, aussi, l'analyse de l'influence de certains paramètres et des

structures anatomiques qui composent notre atlas. Nous verrons, ainsi qu'il est possible de réaliser certaines optimisations en vue de simuler une intervention chirurgicale. Enfin, nous discuterons des performances des calculs de notre atlas, en présentant une simulation interactive temps réel basée sur notre modèle, afin de valider son intégration dans une simulation interactive temps réel. Cependant, cette partie sera plus largement développée dans le chapitre 7.

5.2 Condition habituelle : Analyse de la fonction de transfert

5.2.1 Méthodologie

Dans cette section nous nous intéressons au comportement de notre atlas mécanique dans les conditions habituelles de fonctionnement. C'est-à-dire lorsqu'un son est émis à une fréquence perceptible par l'oreille humaine, soit entre 120 et 10 000 Hz, pour une intensité raisonnable donc inférieure au seuil de douleur de 120 dB *Sound Pressure Level* (SPL). La pression acoustique du son émis implique un déplacement de la membrane tympanique qui vient mobiliser la chaîne des osselets, dont la platine de l'étrier.

L'analyse de la fonction de transfert de l'oreille moyenne consiste à observer ce phénomène de mobilisation, en analysant le comportement des osselets. L'idée est donc, d'étudier la réaction au bout de la chaîne des osselets, par rapport au stimulus appliqué au début de chaîne, la pression acoustique. Autrement dit, nous observons les déplacements de la platine de l'étrier en fonction des mouvements de l'*umbo* (Fig. 5.1). Nous rappelons que l'*umbo* correspond à l'extrémité du manche du marteau, qui est le premier osselet (Fig. 1.5), et que la platine de l'étrier est directement reliée à la fenêtre ovale, constituant la frontière avec l'oreille interne (Fig. 1.7).

Une pression sinusoïdale de 0,632 Pa, correspondant à 90 dB *Sound Pressure Level* (SPL) est modélisée sur notre atlas. La fréquence de l'onde sinusoïdale varie de 250 à 8 000 Hz. Cette gamme de fréquences est également utilisée par les tests d'audiométrie réalisés en routine clinique. Nous sommes donc dans les conditions habituelles de l'audition. Les trajectoires de l'*umbo*, qui oscillent autour de la position au repos, sont mesurées par rapport au vecteur normal de la platine de l'étrier. Celui-ci correspond à l'axe Z sur la figure 5.1. Ce vecteur est communément nommé *piston-like* et est utilisé dans de nombreuses études sur la fonction de transfert pour mesurer les déplacements des structures anatomiques de l'oreille moyenne [Gan et al., 2004b, Rosowski et al., 2007, Nie et al., 2011].

L'amplitude des oscillations est basée sur les mesures expérimentales publiées sur plusieurs os temporaux réalisées à différentes fréquences [Gan et al., 2004b]. Les auteurs de cette étude ont mesuré, sur huit pièces anatomiques, les déplacements de la platine de l'étrier lorsqu'un son était émis à 90 dB pour des fréquences allant de 250 à 8 000 Hz. Un vibromètre Laser à effet Doppler a été utilisé pour mesurer les différents déplacements. Les résultats de ces travaux sont également exprimés selon le vecteur *piston-like*. La fonction de transfert modélisée sur notre atlas est donc conduite dans les mêmes conditions que les mesures réalisées par Gan *et al.*. Les déplacements d'un point localisé sur l'*umbo* et d'un nœud situé au centre de la platine de l'étrier sont enregistrés

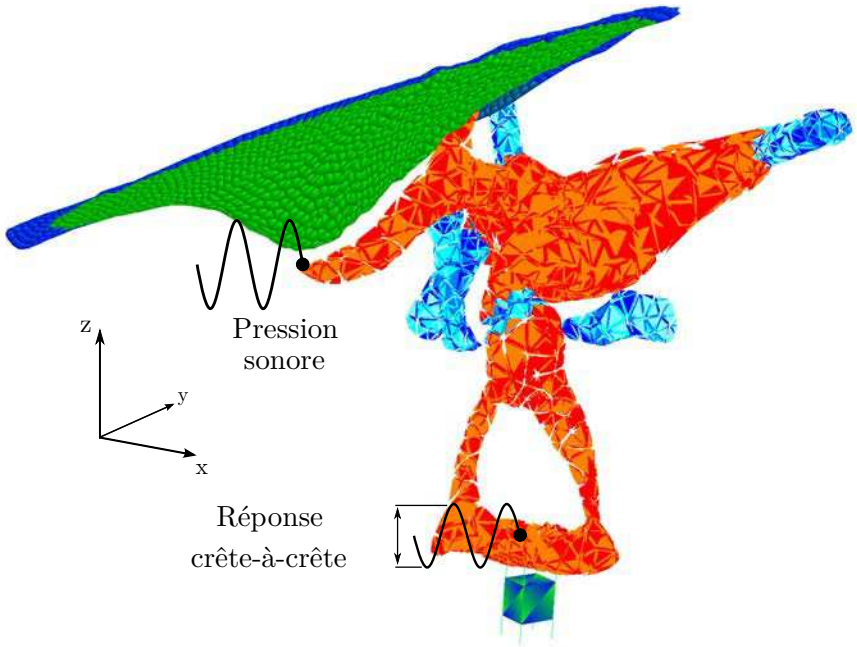


Fig. 5.1 – L'analyse de la fonction de transfert consiste à observer les déplacements (amplitudes) de la platine de l'étrier lorsque l'umbo oscille comme lors d'une pression acoustique. Les mouvements de l'umbo et de la platine de l'étrier sont mesurés suivant l'axe Z, correspondant au vecteur normal de la platine de l'étrier, plus communément nommé dans la littérature piston-like. Les amplitudes sont calculées pour un nœud situé à l'extrémité du manche du marteau (umbo) et un autre localisé au centre de la platine de l'étrier.

tout au long de la simulation. La fréquence et l'amplitude de ces points sont calculées en fonction du vecteur *piston-like*.

Dans un premier temps, nous allons pouvoir comparer nos résultats directement aux mesures de Gan *et al.* avant d'exporter nos mesures sous une formulation standardisée. Celle-ci permet de confronter notre atlas à de nombreux travaux disponibles dans la littérature. Effectivement, une formulation standardisée de la fonction de transfert est utilisée par de nombreuses équipes de recherche. Elle représente la fonction de transfert par la vitesse de déplacement de l'étrier par rapport à la pression acoustique ou *stapes-velocity transfert function* (STF) :

$$STF = \frac{V_s}{P_{ac}} \tag{5.1}$$

avec V_s la vitesse de la platine de l'étrier en $\mu m.s^{-1}$ et P_{ac} la pression acoustique en Pa. STF est, donc, exprimée en $\mu m.s^{-1}.Pa^{-1}$. Dans notre cas, nous simulons une pression de 0.632 Pa, soit 90 dB SPL.

Afin d'obtenir un calcul suffisamment précis de la fonction de transfert, le pas de temps de la simulation a été défini en fonction de la fréquence de façon à obtenir un minimum de 2 000 itérations par période. Le nombre maximal d'itérations de la simulation est fixé à 120 000 pour avoir 60 périodes. Les amplitudes sont mesurées durant la dernière période et correspondent aux

déplacements crête à crête des différents nœuds en μm. Le tableau 5.1 résume les paramètres de pas de temps en seconde et d'itération utilisés en fonction de la fréquence. En raison des pas de temps relativement faibles, la simulation ne peut pas être temps réel. Cela signifie que le temps passé dans la simulation n'est pas identique au temps écoulé en réel. Ceci ne constitue en aucun cas un problème majeur pour notre projet, étant donné qu'il n'y a pas vraiment d'intérêt de fournir un résultat de la fonction de transfert instantanément. Nous pouvons, en outre, bien calculer cette fonction dans un fil d'exécution à part, sous la demande du praticien, lors de la simulation de la chirurgie.

Fréquences (Hz)	**Pas de temps** (s)
250	2.0×10^{-6}
500	1.0×10^{-6}
750	6.6×10^{-7}
1 000	5.0×10^{-7}
1 500	3.3×10^{-7}
2 000	2.5×10^{-7}
3 000	1.6×10^{-7}
4 000	1.25×10^{-7}
6 000	8.3×10^{-8}
8 000	6.25×10^{-8}

Tab. 5.1 – Paramètres de la simulation pour l'étude de la fonction de transfert.

5.2.2 Amplitude des déplacements de la fonction de transfert

L'amplitude de la platine de l'étrier, en fonction de la fréquence allant de 250 à 8 000 Hz, est représentée sur la figure 5.2. Nous observons que les déplacements sont constants à approximativement $2.45 \times 10^{-2}\ \mu m$ pour des fréquences inférieures à 500 Hz. L'amplitude augmente à $6.76 \times 10^{-2}\ \mu m$ pour les fréquences supérieures à 750 Hz, puis elle décroit légèrement de 750 à 1 000 Hz, avant d'atteindre un minimum de 0,54 nm à 8 000 Hz. Ces résultats font l'objet d'une comparaison à des données expérimentales sur l'amplitude crête-à-crête de la platine de l'étrier mesurées sur des pièces anatomiques [Gan et al., 2004b] (Fig 5.2). Nous observons que les valeurs des déplacements obtenues par notre atlas sont légèrement au-dessus des résultats expérimentaux, particulièrement pour les fréquences entre 1 000 et 6 000 Hz.

Cette divergence peut s'expliquer par l'influence de la variabilité interindividuelle de l'anatomie sur les comportements mécaniques de l'oreille moyenne [Sim and Puria, 2008]. Ainsi, il est légitime de retrouver une différence entre deux fonctions de transfert réalisées sur deux modèles anatomiquement différents. Une autre explication possible est liée au mode de stimulation de notre atlas mécanique. En effet l'*umbo* est contraint d'osciller avec un mouvement *piston-like*. L'amplitude de l'oscillation est définie selon les données de l'étude de Gan *et al.* réalisée sur plusieurs os temporaux [Gan et al., 2004b]. Cependant, bien que le mouvement de la membrane tympanique au niveau de l'*umbo* soit axial selon le vecteur *piston-like* pour des basses fréquences (inférieures à 1 000 Hz), il semble que celui-ci devienne elliptique pour des fréquences plus

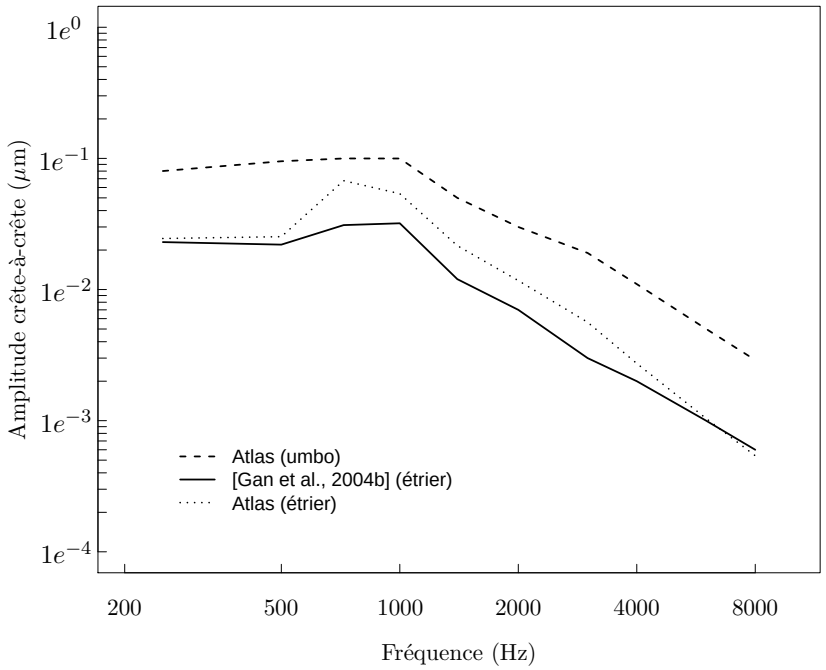


Fig. 5.2 – Comparaison de l'amplitude crête-à-crête en μm obtenue lors de la fonction de transfert entre notre atlas et une étude sur des os temporaux humains [Gan et al., 2004b]. Les amplitudes de l'umbo de notre atlas sont similaires aux mouvements de Gan et al.

importantes (entre 1 000 et 8 000 Hz) [Decraemer and Khanna, 2000]. Ce déplacement redevient axial autour de 8 000 Hz [Koike et al., 2002]. Ainsi, la différence de mouvement de l'*umbo*, en plus de la variabilité anatomique, sont deux phénomènes qui peuvent expliquer pourquoi notre atlas diverge légèrement des observations de Gan *et al.* pour des fréquences comprises entre 1 000 et 6 000 Hz.

5.2.3 Étude de la fonction de transfert standardisée

Le comportement dynamique de notre modèle peut également être caractérisé par la fonction de transfert de la vitesse des déplacements de l'étrier par rapport à la pression (STF). Le rapport STF est une formulation standardisée, qui nous permet de comparer directement nos résultats avec d'autres travaux reprenant cette notation. La vitesse de l'étrier sur la pression calculée par notre atlas lors de la fonction de transfert est présentée dans la figure 5.3. Ainsi, nous observons que la vitesse passe de 19.4 à 170.0 μm.s^{-1}.Pa^{-1} pour des fréquences inférieures à 1 000 Hz. Cette augmentation est associée à une forte croissance entre 720 et 1 000 Hz. Puis la vitesse diminue graduellement jusqu'à 13.7 μm.s^{-1}.Pa^{-1} autour de 8 000 Hz. Grâce à cette représentation nous pouvons comparer nos résultats à d'autres études. Rosowski *et al.* ont, par exemple, condensé les mesures de la fonction de transfert provenant de 13 études différentes. Toutes ces études ont été effectuées sur des os temporaux humains [Rosowski et al., 2004, Rosowski et al., 2007]. La moyenne ainsi que l'écart type sont représentés sur la figure 5.3. De même, les données de

[Gan et al., 2004b] et d'autres modélisations en éléments finis publiées peuvent être incorporées dans notre étude [Sun et al., 2002b, Gan et al., 2004a]. Nous observons des résultats relativement hétérogènes (Fig. 5.3).

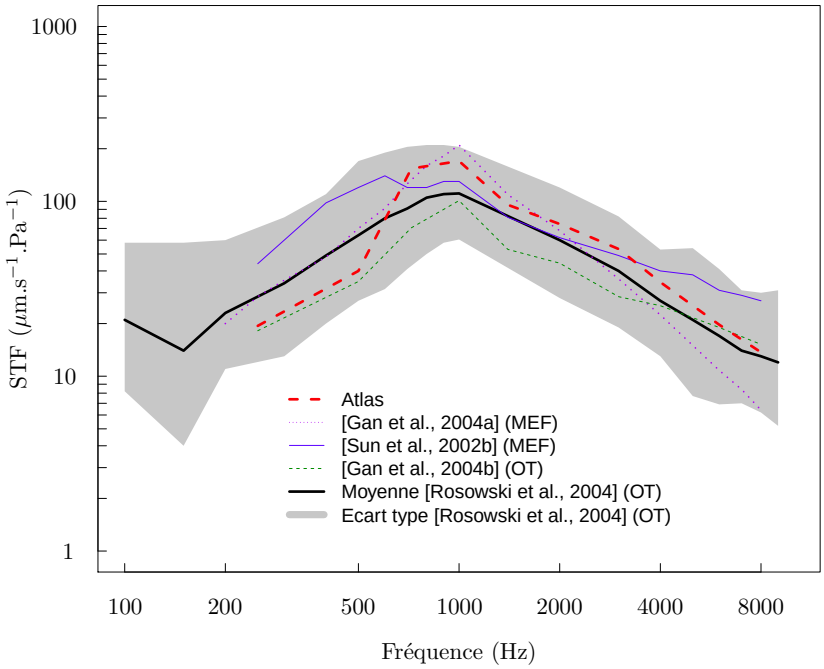


Fig. 5.3 – Evaluation de notre atlas avec l'étude de la fonction de transfert, par l'analyse de la vitesse de l'étrier sur la pression acoustique, nommée STF et exprimée en $\mu m.s^{-1}.Pa^{-1}$. Cette mesure, standardisée, nous permet de comparer notre atlas à de nombreux travaux comme des mesures expérimentales sur des os temporaux humains (OT) [Gan et al., 2004b, Rosowski et al., 2004] ou encore à d'autres modélisations en éléments finis (MEF) [Sun et al., 2002b, Gan et al., 2004a]. L'étude de Rosowski et al. regroupe 13 travaux sur des pièces anatomiques, la moyenne ainsi que l'écart type sont représentés sur ce graphique.

Cette large répartition des résultats peut être expliquée par la forte variabilité interindividuelle de l'anatomie de l'oreille moyenne, ou encore par les méthodes de mesure, ainsi que les conditions de conservation des pièces anatomiques. La méthode de mesure principalement utilisée est la vibrométrie Laser, qui confère une précision suffisante pour ces d'études. Les STF mesurées lors de l'analyse de notre atlas sont en accord avec les différentes observations expérimentales et les modélisations en éléments finis disponibles dans la littérature.

Nous pouvons également, comparer le décalage de phase entre le signal de sortie (étrier) et le signal d'entrée (*umbo*) de la fonction de transfert. Ce phénomène de retard est facilement observable et reporté dans la majorité des travaux. Pour des fréquences supérieures à 500 Hz, ce déphasage décroît de -24° jusqu'à -212° à 8 000 Hz. Entre 500 Hz et 2 000 Hz, le décalage de phase de notre atlas est compris dans la plage des données publiées sur des os temporaux [Kringlebotn and Gundersen, 1985, Aibara et al., 2001, Gan et al., 2004b] (Fig. 5.4).

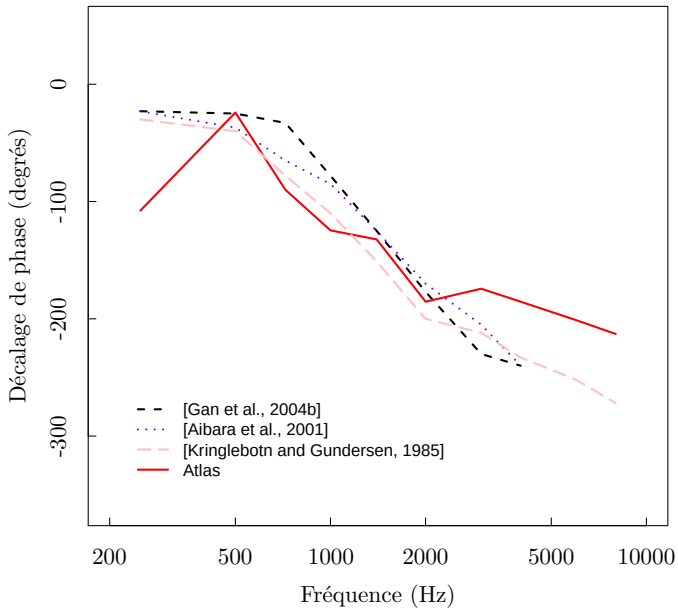


Fig. 5.4 – Décalage de la phase (en degré) entre les déplacements de l'umbo et de la platine de l'étrier en fonction des fréquences (en hertz), lors de l'analyse de la fonction de transfert. Les résultats de notre atlas sont comparés à des travaux sur des os temporaux humains [Kringlebotn and Gundersen, 1985, Aibara et al., 2001, Gan et al., 2004b].

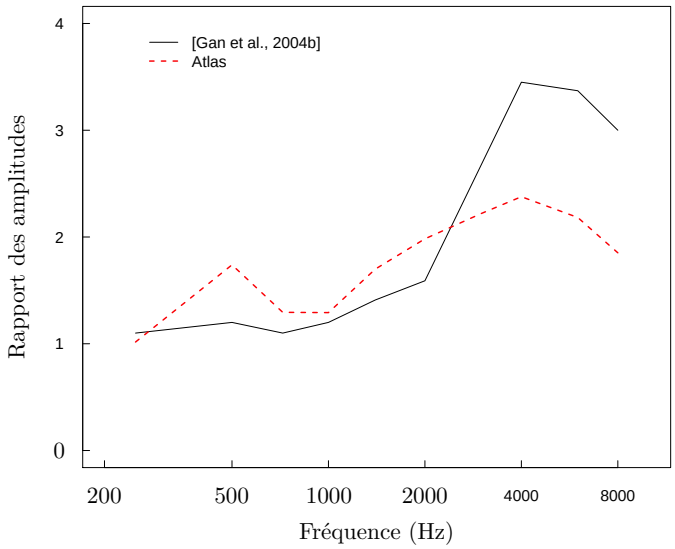


Fig. 5.5 – Etude de l'influence de la cochlée sur la fonction de transfert. Cette figure représente le rapport des déplacements crête-à-crête, entre le modèle de l'atlas sans cochlée (cochlée supprimée) et l'atlas au complet. Les résultats de nos simulations sont comparés aux mesures expérimentales moyennes réalisées sur 6 os temporaux humains à l'aide de la vibrométrie Laser à effet Doppler [Gan et al., 2004b].

5.2.4 Influence de la cochlée sur la fonction de transfert

Afin d'étudier l'effet de la cochlée sur le comportement de notre atlas, nous avons évalué la fonction de transfert de notre modèle en supprimant ce composant. Nous allons donc comparer la fonction de transfert de l'atlas au complet avec le nouveau modèle sans la cochlée. L'influence est déterminée par l'étude du rapport des réponses crête-à-crête entre ces deux modèles (Fig. 5.5). Nous observons une différence faible pour les fréquences inférieures à 2 000 Hz. Au-delà, ce rapport augmente jusqu'à 2.4, avant de descendre pour des fréquences au-dessus de 4 000 Hz. Cette observation suggère que la cochlée influence majoritairement la fonction de transfert pour des hautes fréquences entre 2 000 et 8 000 Hz.

5.3 Conditions chirurgicales : Étude des pressions statiques

5.3.1 Principe de la méthode

L'étude des pressions statiques consiste à observer les mouvements de l'*umbo* lorsque des pressions statiques sont appliquées sur la membrane tympanique (Fig. 5.6). Pour simuler cette procédure, une force constante est exercée sur les nœuds constituant le tympan. Cette force est appliquée, soit dans la direction de la cavité tympanique, pression « négative », soit en direction du conduit auditif externe, pression « positive ». Autrement dit, une pression positive représente une surpression dans la caisse du tympan et une sous-pression dans le conduit auditif externe. Inversement, une pression négative traduit une sous-pression dans la cavité tympanique et à une surpression dans le conduit auditif. Différentes simulations sont exécutées pour des pressions allant de -400 à +400 daPa ou mmH_2O le long de l'axe du vecteur normal à la platine de l'étrier, le *piston-like*. Ces pressions sont similaires aux pressions impliquées lors d'un examen de tympanométrie conventionnel réalisé en clinique. Ainsi, les forces modélisées s'étalent de -255 à $+255 \times 10^{-3}$ N, pour un tympan de surface égale à 63.93 mm^2. Les déplacements de l'*umbo* sont enregistrés tout au long de la simulation, qui est interrompue lorsque le marteau est stabilisé (Fig. 5.6). Le pas de temps de la simulation est réglé à 1.0×10^{-6} seconde.

Dans cette étude, les forces exercées sur les structures de l'oreille moyenne ne rentrent plus dans les conditions habituelles de fonctionnement de l'oreille. En effet, alors qu'une pression de 2 Pa correspond au seuil de douleur de 120 dB SPL, nous appliquons, ici, des forces jusqu'à 4000 Pa. Les forces mises en jeu sont donc beaucoup plus importantes. De plus les pressions sont appliquées de manière statique, pouvant être assimilées à de la très basse fréquence en comparaison à l'étude de la fonction de transfert. Il s'agit de conditions inhabituelles, s'approchant, par l'intensité des déplacements et les basses fréquences, aux conditions chirurgicales.

Nous allons nous intéresser, dans un premier temps, à l'étude du comportement de notre atlas lorsque des pressions statiques sont appliquées en conditions non pathologiques, c'est-à-dire pour une oreille moyenne complète, sans dépression, ni effusion. Dans un second temps, nous examinerons les déplacements de l'*umbo* en réponse aux pressions statiques dans des conditions

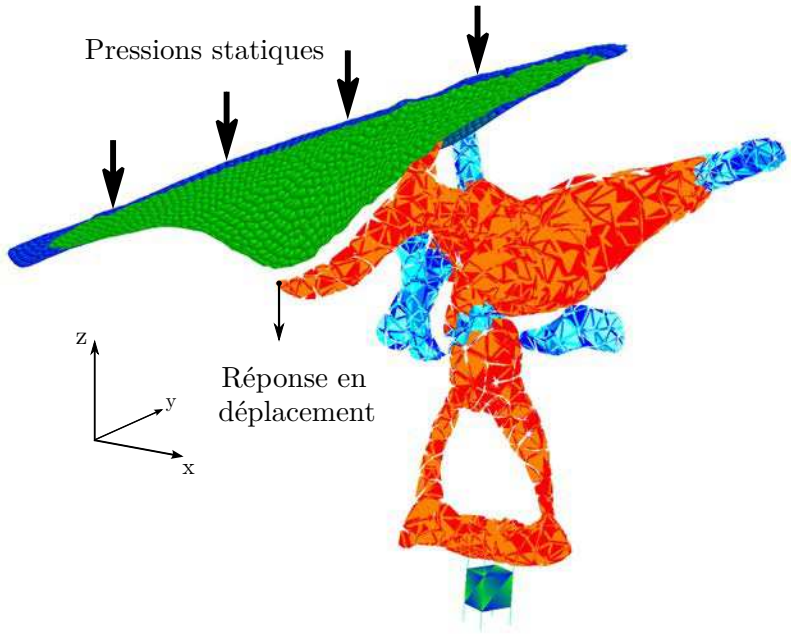


Fig. 5.6 – Schéma représentant l'analyse de notre atlas par les pressions statiques. Cette étude consiste à observer les déplacements de l'umbo, situé à l'extrémité du manche du marteau, en fonction des pressions appliquées sur toute la surface de la membrane tympanique.

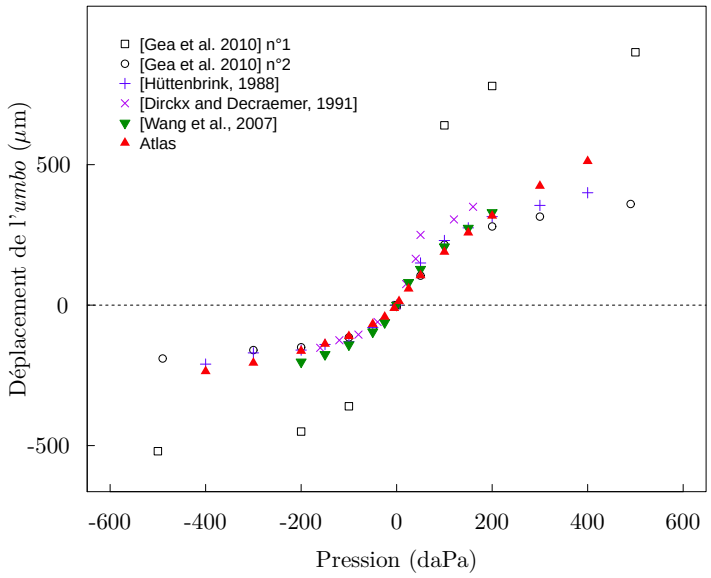


Fig. 5.7 – Evaluation de notre atlas par l'étude des pressions statiques, et des déplacements de l'umbo en µm en fonction de la pression en daPa, avec 1 daPa ≈ 1 mmH_2O. Nos résultats sont comparés à des études sur plusieurs os temporaux humains [Hüttenbrink, 1988, Dirckx and Decraemer, 1991], deux pièces anatomiques reportées par [Gea et al., 2010] et une modélisation en éléments finis [Wang et al., 2007].

pathologiques ou anormales, comme après l'ablation de la cochlée, ou encore une augmentation de la raideur du ligament annulaire de l'étrier. Ceci nous permettra d'étudier l'influence des différents composants de notre atlas ainsi que son réalisme dans des conditions extrêmes, en confrontant les résultats à des mesures expérimentales.

5.3.2 Pressions statiques en conditions non pathologiques

La figure 5.7 représente les déplacements de l'*umbo* calculés par notre atlas en fonction des pressions exercées. Ces résultats sont directement comparés aux précédentes publications sur des os temporaux humains [Gea et al., 2010, Hüttenbrink, 1988, Dirckx and Decraemer, 1991] ainsi qu'à une autre modélisation en éléments finis [Wang et al., 2007].

Les mesures des déplacements de l'*umbo* sont concordantes avec les différentes données expérimentales disponibles dans la littérature. De plus, nous pouvons observer que les déplacements pour des pressions positives sont plus importants que pour des pressions négatives. Le rapport des déplacements R, entre les pressions positives et négatives est calculé afin d'étudier ce phénomène. Le rapport est de 1.76 (variant de 1.32 à 2.18) pour notre atlas. Le déplacement maximal relevé est de 0.235 mm pour une pression de -400 daPa. En revanche, un déplacement maximal de 0.551 mm est mesuré à +400 daPa. Dans le cas des basses pressions, nous constatons que le déplacement de l'*umbo* est de 0.064 mm et de 0.105 mm pour respectivement -50 et +50 daPa. Ce ratio n'est donc pas proportionnel à la pression. Nous retrouvons les mêmes remarques pour les autres travaux.

5.3.3 Reproduction des pathologies ou anormalités

Cette section est consacrée à l'étude de l'influence de plusieurs composants de notre atlas. Cela nous permet, en outre, d'évaluer le comportement de notre atlas dans des conditions extrêmes comme lors de l'ablation de la cochlée, de l'étrier ou encore du tendon de l'étrier, comme lors d'une rupture de la chaîne ossiculaire. Une otospongiose est, également, virtuellement recréée en augmentant la raideur du ligament annulaire de l'étrier, afin de fixer la platine de l'étrier.

La figure 5.8 regroupe sur un même graphique les résultats des différentes simulations. Les déplacements dans les conditions pathologiques ou anormales sont confrontés aux résultats obtenus pour une oreille saine. Le modèle sain est équivalent au modèle présenté dans la section 5.3.2, c'est-à-dire qu'il est composé de toutes les structures de l'oreille moyenne avec des paramètres mécaniques standards. Afin, d'analyser ces différents modèles, nous formons trois groupes en fonction de l'intensité des pressions : en-dessous de -200 daPa, entre -200 et $+200$ daPa et au delà de $+200$ daPa.

Pour le modèle sans cochlée, le déplacement maximal de l'*umbo* était de 0.240 mm à -400 daPa et de 0.515 mm à $+400$ daPa. La moyenne du rapport des déplacements entre les pressions positives et négatives est de 1.80 (allant de 1.38 à 2.14). Ce ratio ainsi que les déplacements de l'*umbo* sont similaires par rapport au modèle complet.

Après l'ablation de la cochlée, du tendon de l'étrier et de l'étrier, le rapport moyen des déplacements est de 1.77 (allant de 1.37 à 2.03), avec un déplacement maximal de 0,350 mm

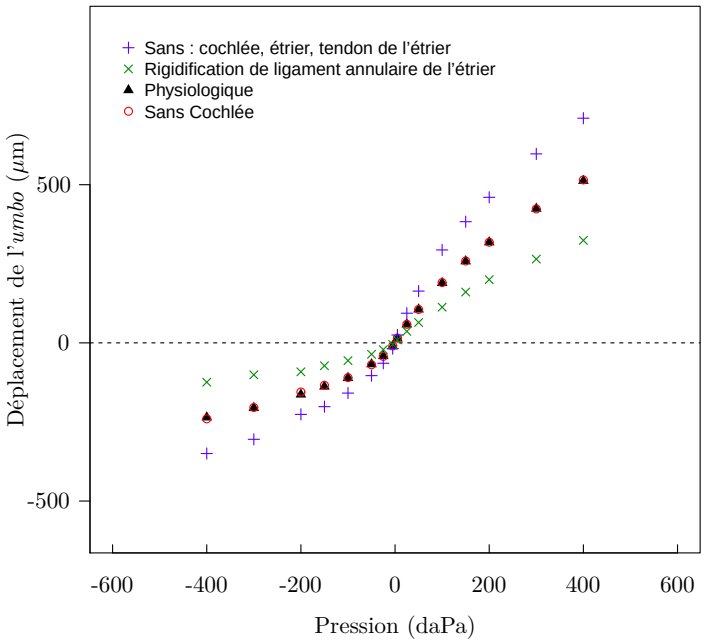


Fig. 5.8 – Comparaison des déplacements de l'umbo en µm lors de l'exercice de pressions statiques en daPa, avec 1 daPa ≈ 1 mmH_2O, pour des conditions pathologiques ou anormales. Plusieurs modèles sont comparés entre eux : l'atlas au complet, l'atlas avec une augmentation de la raideur du ligament annulaire afin de reproduire une otospongiose et l'atlas dépourvu de la cochlée, de l'étrier et de son tendon. L'atlas, sans la cochlée, est également représenté pour l'étude de l'influence de la cochlée. Les courbes du modèle au complet et de celui sans la cochlée sont superposées.

à −400 daPa et de 0.710 mm à +400 daPa. Entre −200 and +200 daPa aucune différence n'est observée entre ce modèle et les modèles précédents (sain et sans cochlée). Cependant, pour des pressions au-delà de cet intervalle, le déplacement de l'*umbo* augmente par rapport aux autres modèles (Fig. 5.8).

Enfin, lorsque la platine de l'étrier est fixée à la fenêtre ovale, le déplacement maximal de l'*umbo* chute à 0.124 mm et 0.324 mm pour respectivement −400 et +400 daPa. Le rapport des déplacements moyens correspondant est de 2.13 (allant de 1.72 à 2.62). Celui-ci est donc plus élevé, comparé aux modélisations. De même, pour des pressions modérées (entre -200 et +200 daPa), les déplacements ne semblent pas être différents par rapport au modèle de l'oreille saine. En revanche, les déplacements tendent à être plus petits pour des pressions supérieures à +200 daPa et inférieures à -200 daPa, indiquant une limitation du mouvement de l'*umbo*.

Ainsi, nous observons que certaines structures, comme la cochlée, n'ont aucun effet sur la réaction de la chaine des osselets lorsque des fortes pressions sont appliquées sur la membrane tympanique. A l'inverse, d'autres composants influencent plus ou moins les mouvements de la chaîne. C'est le cas de l'étrier et de son tendon qui ont tendance à limiter les déplacements de l'*umbo*. De même, certaines conditions physiopathologiques, telles qu'une raideur anormalement élevée du ligament annulaire de l'étrier, peuvent impacter le comportement des osselets.

5.4 Validation du maillage en éléments finis de l'atlas mécanique

Considérant que notre atlas est développé dans le but d'être calculé en temps réel et intégré dans un simulateur chirurgical, la performance de calculs est un critère essentiel. Ainsi, il est intéressant d'utiliser un maillage peu dense pour réduire les temps de calcul. Or, nous avons vu au cours du chapitre 4 que la précision de la modélisation en éléments finis était dépendante de la densité du maillage choisi. Il est donc nécessaire d'évaluer si notre atlas converge bien vers une solution unique, suffisamment précise, quelle que soit la densité choisie.

Pour cela, nous avons développé plusieurs modèles avec des densités de maillage différentes. Le plus dense était composé de 210 689 éléments (210 k). Les différents modèles ont été maillés avec la librairie CGAL. Les paramètres mécaniques de ces modèles sont identiques à ceux de notre atlas. La fonction de transfert, présentée ci-dessus, est utilisée pour valider le maillage de notre atlas en comparant les résultats obtenus pour les différents modèles. Ainsi, le comportement de l'atlas, composé de 4361 éléments, a été comparé à un maillage composé de 210689 éléments (210 k). Une erreur moyenne de 2.8 μm.s^{-1}.Pa^{-1} de la vitesse de déplacement de la platine de l'étrier standardisée a été observée entre nos deux modèles, lors de l'analyse de la fonction de transfert. Cette erreur correspond à un écart de 1 dB.

De même, la convergence de notre atlas lors de l'étude des pressions statiques a été déterminée. Les déplacements de l'*umbo* en fonction des pressions sont examinés avec plusieurs modèles de densités différentes. La résolution la plus importante de la membrane tympanique était de 2 492 éléments. Nous obtenons des résultats similaires avec une erreur de 1% pour notre atlas, composé de 4361 éléments tétraédriques pour les osselets et de 1561 éléments pour le tympan, comparés aux modélisations plus denses (210 k et 2492 éléments). Cette erreur peut donc être considérée comme négligeable.

Nous pouvons donc affirmer, au vu des résultats, que la densité de maillage de notre atlas est suffisante et permet d'obtenir une solution convergée pour notre modèle en éléments finis.

5.5 Discussion

Pour évaluer le niveau de réalisme de l'atlas mécanique, nous avons confronté les résultats issus de deux méthodologies différentes à des mesures expérimentales sur des pièces anatomiques. Le premier test effectué est la fonction de transfert de la chaine ossiculaire. Cette méthode vise à analyser le comportement mécanique de la chaîne ossiculaire dans des conditions habituelles de fonctionnement, c'est-à-dire pour des fréquences élevées (250 - 8 000 Hz), comme lorsqu'un son est émis, impliquant un déplacement des structures de l'oreille moyenne de l'ordre du nanomètre. Ce test a donc pour vocation d'évaluer la partie dynamique du modèle. Les résultats montrent que notre atlas à des performances similaires aux différentes expérimentations sur pièces anatomiques ou encore à d'autres modélisations en éléments finis. Ces résultats sont directement reliés aux paramètres mécaniques (masse, raideur ...) de notre atlas. Dans la mesure où les résultats

correspondent aux mesures expérimentales, nous pouvons valider la partie dynamique, c'est-à-dire les rapports masse / raideur au sein des structures anatomiques présentes sur notre atlas mécanique.

Il est probable que la modélisation du comportement de la membrane tympanique, en réponse aux pressions acoustiques, permettrait d'améliorer nos résultats. Cependant, le principal objectif de cette étude est d'évaluer le réalisme de l'atlas pour la simulation de procédures chirurgicales de l'oreille moyenne, c'est-à-dire la chaîne des osselets. De plus, la voie d'abord privilégiée lors de cette chirurgie est le conduit auditif externe. Cela implique le décollement du lambeau tympano-méatale et, par conséquent, une désolidarisation de la membrane tympanique par rapport au conduit auditif externe tout au long de l'intervention. Une amélioration possible de notre modélisation de la fonction de transfert serait de prendre en considération l'effet de balancement de l'*umbo* en fonction de la fréquence. Cela permettrait de reproduire les mouvements elliptiques de celui-ci, sans avoir à inclure la membrane tympanique.

La dynamique du comportement de l'atlas est donc évaluée en utilisant l'analyse de la fonction de transfert de la chaine ossiculaire. En complément, le comportement à l'équilibre (comportement statique) est déterminé en analysant les déplacements de l'*umbo* lors de fortes pressions. Il s'agit de la seconde méthodologie utilisée pour la validation de notre atlas. Cette analyse s'intéresse au comportement de notre atlas dans des conditions plus proches des conditions chirurgicales, à savoir lorsque des manipulations sont effectuées à très basse fréquence impliquant des déplacements plus importants, de l'ordre du millimètre, par rapport aux conditions habituelles de fonctionnement de l'oreille. La confrontation des résultats de notre atlas avec des données publiées pour les fortes pressions statiques, nous permet de valider le réalisme de notre atlas de l'oreille moyenne pour des déformations non linéaires. A savoir, lorsque les déplacements, induits par les déformations, sont significatifs comparés à la taille de structures (plus de 15%). De plus, nous avons vu que notre atlas pouvait reproduire des configurations pathologiques ou anormales, comme lors de l'ablation de l'étrier ou encore lors d'une otospongiose.

L'étude des pressions statiques sur la membrane tympanique est pertinente pour évaluer l'état des structures de l'oreille moyenne. La gamme de pression est située entre -4000 et 4000 Pa, correspondant à -400 et +400 mmH_2O. Ces forces sont similaires aux pressions impliquées lors d'un examen de tympanométrie conventionnel réalisé en clinique, dont les pressions sont exprimées en mmH_2O. La tympanométrie est basée sur la variation de la pression dans le conduit auditif externe. L'idée consiste à mesurer les déplacements du tympan dans le but de détecter un défaut au niveau de la chaîne ossiculaire ou un déséquilibre de la pression entre la cavité de l'oreille moyenne et l'environnement extérieur, signifiant un problème au niveau de la trompe d'eustache. Dans notre étude, nous modélisons un examen similaire pour la validation de notre atlas. De même nous observons des comportements différents en fonction de la configuration du modèle. Par exemple, une augmentation de la raideur du ligament annulaire induit un mouvement limité de l'*umbo*, comme lors de la tympanonétrie d'un patient atteint d'otospongiose. L'examen clinique permet également de détecter une rupture de la chaîne des osselets, par l'observation d'un déplacement important de la membrane tympanique. Ce comportement est également observé avec notre modèle après l'ablation de l'étrier (Fig. 5.8).

Le rapport des déplacements de l'*umbo* obtenus pour des pressions positives sur les mesures pour les pressions négatives est approximativement de 1.8. Ce résultat corrobore les expérimentations sur des os temporaux humains, dont le ratio est reporté entre 1,8 et 1,9 [Gea et al., 2010, Hüttenbrink, 1988, Dirckx and Decraemer, 1991]. L'influence de la cochlée a été étudiée en condition dite habituelle de fonctionnement avec la fonction de transfert et en condition chirurgicale avec l'étude des pressions. En étudiant le rapport des amplitudes des déplacements de l'étrier entre notre atlas, au complet, et un modèle sans cochlée (Fig. 5.5), nous avons observé que le ratio était largement supérieur de 1, pour des fréquences élevées (>2 000 Hz). Cette observation suggère que la cochlée influence fortement la fonction de transfert et principalement pour les hautes fréquences. Les résultats obtenus avec notre atlas sont en accord avec des expériences réalisées sur plusieurs os temporaux humains [Gan et al., 2004b]. Lors de l'analyse des pressions statiques, nous avons remarqué que la présence de la cochlée n'a aucune incidence sur les déplacements du marteau comme le montre la figure 5.8. Cette observation est cohérente avec les expériences réalisées sur la gerbille à l'aide de l'interférométrie de Moiré pour des pressions statiques entre −200 et +200 daPa [Dirckx and Decraemer, 2001]. La gerbille est un petit rongeur, largement utilisé en otologie pour des expérimentations animales. Ainsi, nous pouvons affirmer que la cochlée n'a pas d'effet sur le comportement mécanique pour des fréquences inférieures à 2 000 Hz, même en cas d'application de fortes pressions impliquant des grands déplacements de la chaîne ossiculaire. Ces conditions s'apparentent fortement aux manipulations chirurgicales sur les osselets. Ces observations suggèrent qu'il n'est pas nécessaire de simuler le comportement de la cochlée pour la simulation de la chirurgie de l'oreille moyenne. Cette hypothèse nous permettra de préserver du temps de calcul, indispensable à la contrainte de temps réel, sans compromettre, toutefois, le réalisme comportemental de la simulation des osselets. En revanche, cette structure est indispensable pour la modélisation de la fonction de transfert de la chaîne des osselets et donc pour évaluer la qualité de l'audition du modèle.

Pour l'apprentissage de la chirurgie de l'otospongiose avec un simulateur, le système a besoin de s'appuyer sur une simulation calculée en temps réel. Cela signifie que le comportement mécanique des structures de l'oreille moyenne, ainsi que leurs interactions avec les instruments chirurgicaux soient calculés très rapidement. Nous venons de montrer que la précision de notre atlas mécanique convergeait bien vers une solution unique. Cet atlas a également été validé en confrontant les résultats aux expérimentations données par la littérature. Nous allons, maintenant, montrer que ce modèle peut être calculé en temps réel afin de l'intégrer dans une simulation chirurgicale.

L'expérience présentée ci-dessous fait appel à des contributions introduites plus tard dans ce mémoire, principalement dans le chapitre 7. Toutefois, il nous semblait important de présenter, dès maintenant, les capacités de calculs temps réel de notre atlas, afin que le lecteur comprenne bien que notre modélisation est compatible avec une simulation interactive temps réel. Pour cela, nous allons modéliser une interaction en temps réel avec notre atlas, telle qu'une palpation des osselets, à l'aide d'une interface haptique Phantom Omni (Sensable, Wilmington, USA). Le pas de temps de la simulation est fixé à 0.04 s. La principale difficulté pour rendre ce modèle temps réel est son mauvais conditionnement dû aux fortes hétérogénéités des structures. Pour régler ce problème nous

utilisons une méthode basée sur un pré-conditionneur asynchrone [Courtecuisse et al., 2013]. Dans la section 7.2, dédiée à l'haptique, nous montrerons comment nous avons étendu cette méthode de pré-conditionnement pour le calcul du retour d'effort. Avec cette méthode, nous sommes capables de faire fonctionner la simulation avec 60 images par seconde. Le comportement des structures de l'oreille moyenne est reporté stable, par tous les chirurgiens (n=3). Plus de résultats seront présentés sur le rendu haptique lors de la description de notre approche haptique développée lors de ce travail, dans la section 7.2.

Toutefois, nos résultats montrent que nous avons pu effectuer une palpation virtuelle de la chaîne des osselets en temps réel. Plusieurs autres modélisations en éléments finis de l'oreille moyenne sont décrites dans la littérature. Celles-ci sont motivées principalement par les aspects de modélisation. Elles ne peuvent pas être facilement intégrées dans un simulateur, car elles consomment beaucoup trop de ressources et ne disposent pas de modalité d'interaction avancée. A notre connaissance, notre atlas est la première modélisation de l'oreille moyenne, permettant de reproduire de manière réaliste le comportement de la chaine des osselets en dynamique et en statique, même pour de grandes déformations, et, surtout, qui soit temps réel.

5.6 Conclusion

Le comportement mécanique, en conditions normales ou pathologiques, de notre atlas a été évalué. De nombreuses mesures expérimentales, réalisées sur des os temporaux humains, nous ont permis de confronter notre atlas, dans plusieurs configurations, avec succès. De même nous avons pu étudier la robustesse de notre atlas en simulant des situations anormales comme en supprimant un ou plusieurs éléments de la chaîne des osselets. Deux méthodologies ont été développées pour réaliser cette validation. Ces méthodes ont permis d'étudier le réalisme de notre modèle dans des conditions à la fois habituelle de fonctionnement (haute fréquence et déplacements de l'ordre de nm) et chirurgicale (basse fréquence, mouvements de quelques μm). Ainsi, la dynamique du comportement de l'atlas, présentée dans le chapitre 4, est validée que ce soit pour de petites ou de grandes déformations. De surcroît, les temps de calcul sont compatibles avec des applications interactives en temps réel. Tout ceci, rend possible son implication dans un simulateur d'actes chirurgicaux.

Les perspectives de l'atlas s'étendent, ainsi, à l'entrainement et à l'enseignement de la chirurgie de l'oreille moyenne, en reproduisant un comportement réaliste. Par conséquent, cet atlas constitue le cœur même de notre projet et du simulateur de chirurgie de l'oreille moyenne. Nous allons, dans la suite de ce mémoire, nous intéresser à la modélisation de l'anatomie spécifique à chaque patient afin de développer une simulation dédiée à l'entrainement chirurgicale. Afin d'éviter, les longues étapes de segmentation, maillage, paramétrage et de validation, nous souhaitons utiliser directement notre atlas mécanique qui a été validé sur ces différents aspects.

Chapitre 6

Adaptation géométrique aux données du patient

Sommaire

6.1	Motivations	109
6.2	Recalage rigide	112
6.3	Déformation de l'atlas	113
6.4	Évaluation	115
6.5	Discussion	116
6.6	Conclusions	119

Résumé

Ce chapitre porte sur l'adaptation de notre atlas mécanique, présenté dans le chapitre 4, à l'anatomie des patients. Cette méthode d'adaptation vise à augmenter la base de données à partir de cas réels, dans un souci de fournir un outil d'entrainement. De même, afin de répondre au manque d'un système de planification de la chirurgie ossiculaire, il était nécessaire de reproduire fidèlement l'anatomie des patients. Pour être viable ce procédé doit se baser sur des techniques applicables en routine clinique. Une méthode de déformation de notre atlas mécanique est présentée et évaluée dans ce chapitre. Cet algorithme se décompose en deux étapes. La première, dite rigide, est utilisée pour recaler grossièrement notre atlas dans une configuration proche de celle du patient. Elle est suivie d'une procédure de déformation de notre modèle, afin de reproduire finement la géométrie des sujets. L'approche présentée dans ce manuscrit permet d'obtenir un modèle de la chaîne ossiculaire adapté aux données anatomiques. Un résultat est obtenu, par notre méthode, en 110 secondes avec une précision similaire à un travail manuel, nécessitant, quant à lui, plusieurs jours de traitement. Ce travail a donné lieu à une publication dans une conférence internationale MICCAI 2013.

Abstract

This chapter focuses on the adaptation of our mechanical atlas, presented in chapter 4 to the patient anatomy. The goal of this fitting method is to increase the model database from real cases, in order to provide a tool for rehearsal and training. Similarly, to address the lack of a planning system in ossicular surgery, it was necessary to reproduce the anatomy of patients. For viability reason, this process must be based on clinical routine technics. A method of mechanical deformation of our atlas is presented and evaluated in this chapter. This algorithm consists in two steps. The first, called rigid, is used to roughly adjust our atlas in a similar configuration to the patient setup. This is followed by a deformation process of our model, in order to increase the accuracy of the geometric registration. The approach presented in this chapter provides a mechanical model of the ossicular chain adapted to the anatomical data. A functional result is obtained, using our method, in 110 seconds with an accuracy similar to a manual work, which require several days of treatment. This work was published in an international conference MICCAI 2013.

6.1 Motivations

L'anatomie de l'oreille moyenne diffère entre les patients [Henner and Buckingham, 1956, Hough, 1958]. Ces différences anatomiques peuvent mener, dans des cas extrêmes et relativement rares, à des contre-indications chirurgicales. Cependant, elles demandent bien souvent aux praticiens d'adapter leurs approches chirurgicales afin de réaliser correctement l'intervention. Ces variations anatomiques influencent fortement la visibilité, l'accès et le comportement de certaines structures. Par exemple, la visibilité de la platine de l'étrier peut être complète ou nulle et ses branches peuvent être plus ou moins atteignables par les outils conventionnels du chirurgien. La technique chirurgicale est donc dépendante de la configuration de l'oreille moyenne de l'individu traité. Or, l'apprentissage et l'acquisition de l'expérience nécessaire à la bonne maîtrise de tâches complexes requièrent une certaine quantité d'entraînement. D'autant plus, lorsque le travail demandé exige des connaissances théoriques approfondies et une gestuelle délicate. Comme il est essentiel de garantir la qualité de la réhabilitation des patients lors de la phase d'apprentissage, les simulateurs chirurgicaux deviennent des outils de formation indispensables pour l'acquisition de l'expérience. Ils doivent, cependant, reproduire fidèlement l'environnement chirurgical et proposer un retour pédagogique intéressant et varié. Aujourd'hui, une des principales limitations des simulations chirurgicales est le manque de scénarios. En d'autres termes, la faible possibilité de s'entrainer sur diverses pathologies ou encore sur des modèles anatomiquement différents.

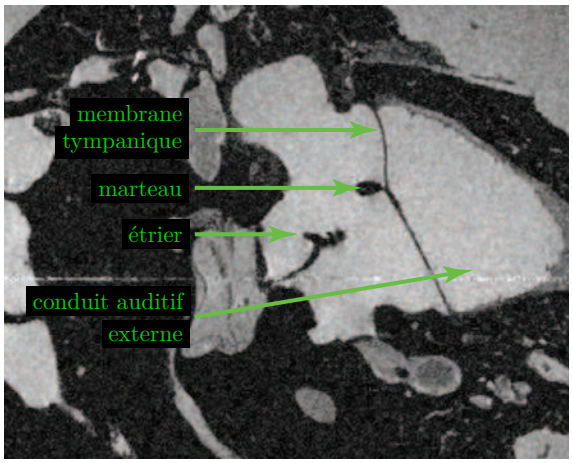
De plus, il est difficile de déterminer en pré-opératoire la stratégie à mettre en place, en raison de la résolution insuffisante de l'imagerie clinique, du manque d'informations chiffrées sur les dimensions anatomiques de certaines structures. En outre, il n'y a, aujourd'hui, aucun système de représentation tridimensionnelle de la scène opératoire. De ce fait, la planification chirurgicale est quasi-inexistante et beaucoup d'incertitudes sont levées uniquement lors de l'exploration chirurgicale. Cette étape intervient après le décollement du lambeau tympano-méatale, conférant au chirurgien une vision directe de la caisse du tympan et donc de la chaîne des osselets. Lors de l'exploration, le praticien peut effectuer quelques mesures à l'aide d'outils spécifiques, afin de choisir la prothèse ossiculaire aux dimensions les plus adaptées au patient.

Afin qu'un dispositif médical soit utilisé en routine clinique, il est important d'utiliser des techniques disponibles et viables cliniquement. Bien que les systèmes d'imagerie comme les micro-tomodensitomètres à rayons X (micro-CT) ou les micro-imageries par résonance magnétique (micro-IRM) permettent l'acquisition de données avec une grande précision, ces techniques ne sont pas adaptables chez le patient. Elles sont, en effet, limitées aux traitements d'échantillons et donc réservées aux pièces anatomiques. La figure 6.1(a) est un exemple de coupe issue d'une micro-IRM. Il s'agit de l'étude qui a permis l'élaboration de notre atlas. Etant donné que les systèmes d'IRM ne sont sensibles qu'aux liquides, la cavité tympanique et le conduit auditif externe ont été remplis préalablement de liquide dans le but de visualiser les structures anatomiques. Par conséquent les structures sont représentées en noir, correspondant à l'absence de liquide. La résolution d'un tomodensitomètre à rayons X (CT) conventionnel n'est pas suffisante pour

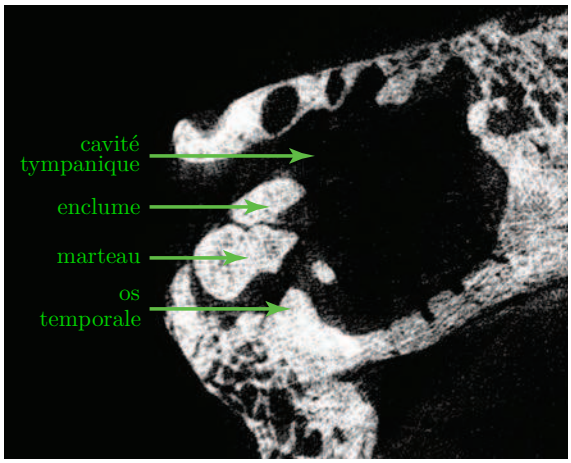
visualiser confortablement toutes les structures de l'oreille moyenne dont les ligaments. Cette technique est également sensible aux matériaux métalliques comme les prothèses ossiculaires ou encore les implants cochléaires, entrainant des artéfacts (Fig. 6.1(c)). Les IRM sont sensibles principalement aux liquides, et ne sont donc pas adaptés aux tissus durs tels que les os. De plus, il est difficile d'introduire des liquides au sein de l'oreille du patient en clinique. Par ailleurs, les IRM ne sont pas compatibles avec la présence de métaux ferromagnétiques. Ces derniers peuvent entrainer de forts traumatismes en bougeant ou en chauffant sous l'action du champ magnétique généré par l'appareil. Certaines prothèses sont constituées de Nickel et donc incompatibles avec cette technique d'imagerie. La tomodensitométrie à faisceaux coniques, nommée également cone-beam CT ou CBCT est une technique d'imagerie récente qui est de plus en plus utilisée par les radiologues et les chirurgiens pour la planification. Ces nouveaux dispositifs équipent désormais un bon nombre de salles d'opération afin de fournir une imagerie récente à l'équipe chirurgicale au cours de l'intervention. Cela est permis du fait de leur taille réduite, de la réduction des émissions de rayons X comparé aux tomodensitomètres conventionnels (passant de 170 mGy à 30 mGy, par exemple) et de leur rapidité d'acquisition [Scarfe and Farman, 2008, Hodez et al., 2011]. Les CBCT ont, de plus, une meilleure précision avec une épaisseur de coupe pouvant atteindre 80 μm contre 350 μm pour un tomodensitomètre classique récent, améliorant ainsi la visualisation de l'étrier par exemple. De plus, cette technique implique des voxels cubiques. Ceci permet d'avoir une résolution spatiale identique, quelle que soit l'orientation de la coupe. L'inconvénient principal est que le bruit de l'image est plus important comparé à un tomodensitomètre classique. Cependant, les artéfacts liés à la présence de matériaux métalliques sont, quant à eux, fortement réduits [Heiland et al., 2007, Hodez et al., 2011]. La figure 6.1 montre des images de l'oreille moyenne réalisées avec différentes techniques d'imagerie. Le travail développé dans ce chapitre se base sur des données fournies lors d'une tomodensitométrie clinique. Plus précisément, lorsque nous faisons appel aux données présentes sur une image ou une coupe, nous faisons référence aux données présentes sur les images du cone-beam au format *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM).

Un second critère à prendre en considération est le temps humain nécessaire pour l'élaboration du modèle dit « patient-spécifique ». Afin d'être utilisé en routine clinique, la conception du modèle doit se faire en limitant les interactions humaines. Ainsi, une méthode semi-automatique est développée pour recaler notre atlas mécanique sur l'anatomie des patients. Celle-ci ne gère pas la variabilité interindividuelle des paramètres mécaniques de chaque patient. Nous verrons, au cours de la discussion, comment nous pouvons estimer ces paramètres.

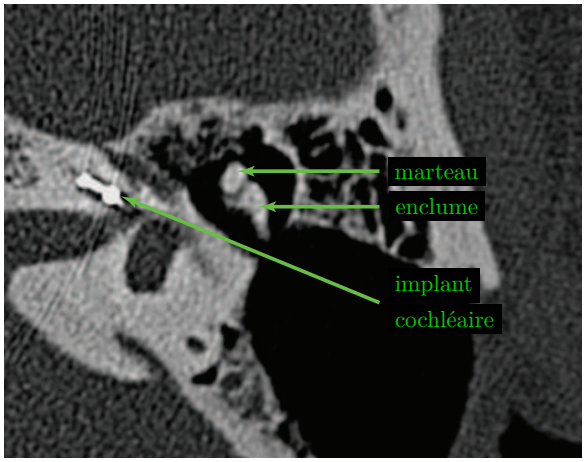
Une excellent état de l'art résume les différentes méthodes de recalage développées [Crum et al., 2004]. Les auteurs présentent le principe des méthodes rigides avant de s'attarder sur les algorithmes non rigides. Notre algorithme de recalage se décompose en deux étapes, une rigide suivie d'une seconde de déformation. L'originalité de notre approche réside dans sa simplicité d'utilisation et dans la conservation des propriétés mécaniques des différents sous-domaines composant le modèle de l'oreille moyenne. De plus, nous proposons de recaler un atlas mécanique sur une image, contrairement à de nombreux travaux sur le recalage de maillages, ou



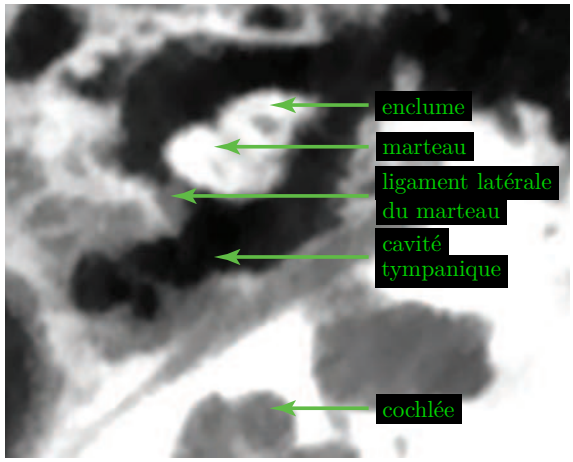
(a) micro-IRM



(b) micro-CT



(c) CT



(d) Cone-beam CT

Fig. 6.1 – Exemple d'images de l'oreille moyenne en fonction du système d'imagerie. a) Image issue d'une micro-imagerie par résonance magnétique (IRM) [Henson and Henson, 2000] b) Image provenant d'un micro-tomodensitomètre à rayons X (micro-CT) (SkyScan 1172, Bruker-Microct, Kontich, Belgique) c) Image issue d'un tomodensitomètre à rayons X (CT) (Brilliance 40, Philips, Amsterdam, Pays-Bas) d) Image provenant d'un tomodensitomètre volumique à faisceaux coniques (cone-beam CT) (NewTom 5G, QR SRL, Vérone, Italie).

d'images. Ainsi, après avoir présenté notre algorithme, nous évaluerons ses performances en le comparant à une segmentation manuelle.

L'objectif de notre approche est de fournir un travail équivalent à un travail manuel regroupant :
— la segmentation ;
— le maillage ;
— le paramétrage ;
— l'étude de la convergence ;
— l'analyse du réalisme du comportement ;
— l'investigation des capacités de calcul.

6.2 Recalage rigide

Le recalage rigide est la première étape de notre algorithme. Celui-ci se base sur les images DICOM fournies par un appareil de scannographie comme un tomodensitomètre à faisceaux coniques. Pour la suite, il est important de bien comprendre l'organisation des informations présentes sur les différentes coupes, la relation spatiale entre celles-ci, ainsi que les notions de pixel et de résolution. A chaque image correspond une coupe sur laquelle est représentée l'anatomie du patient, en nuance de gris. Une zone blanche traduit la présence d'une structure dense comme un os pour les tomodensitomètres. Pour les images par résonance magnétique en séquence T2, cette intensité code la présence de liquide. Les coupes sont organisées en volume et triées dans un ordre particulier. Ainsi, sur l'image suivante, l'information affichée correspond également à une coupe de l'anatomie du patient, mais réalisée cette fois à quelques millimètres de la précédente, soit une distance notée d. L'épaisseur de coupe correspond à la portion anatomique qui est représentée par l'image. L'épaisseur de coupe n'est pas forcément identique à la distance qui sépare deux images consécutives. Il est possible, par exemple, de réaliser un déplacement inférieur à l'épaisseur de coupe et d'effectuer une interpolation entre deux images. Enfin, chaque image est composée d'une matrice de $w \times h$ pixels, où ces derniers contiennent l'information, à savoir l'intensité de gris. Les paramètres w, h, d sont les caractéristiques de la résolution du scanner et ils dépendent de l'appareil d'imagerie et de ses réglages. Ainsi, un pixel sur une coupe d'une épaisseur connue forme un voxel de dimension $w \times h \times d$. Celui-ci représente la plus petite résolution spatiale détenant une information. Ainsi, nous pouvons estimer la précision du tomodensitomètre en calculant la diagonale du voxel. De plus, pour chaque voxel, on peut calculer une coordonnée géométrique, en multipliant la distance inter-coupe d et les numéros de colonnes et de lignes du pixel associé, *i.e.* par respectivement les valeurs w et h.

L'objectif de notre algorithme est de recaler l'atlas mécanique, c'est-à-dire un maillage tridimensionnel, sur les données du patient représentées sur les différentes coupes. Autrement dit, le but est de superposer notre atlas sur les images. La première étape consiste donc à effectuer un placement grossier de notre atlas sur les coupes, dans le but de mettre à proximité les structures de notre modèle avec celles présentes sur l'image. Cette méthode rigide est basée sur la sélection manuelle de trois repères anatomiques distincts sur les images afin de faire la correspondance avec notre modèle. Cette procédure est la seule étape nécessitant l'intervention humaine pour la détermination des repères anatomiques et de la configuration de l'oreille, gauche ou droite. Les

repères anatomiques sont facilement identifiables par un radiologue ou un jeune chirurgien et ils correspondent à l'*umbo* ($\tilde{p_a}$) l'articulation incudo-malléolaire ($\tilde{p_b}$) et enfin l'articulation incudo-stapédienne ($\tilde{p_c}$). Les coordonnées de ces points sont connues sur notre atlas et notées (p_a, p_b, p_c) (Fig. 6.2). Enfin, le recalage rigide sur notre atlas est effectué dans le but de superposer autant que possible les points $\tilde{p}$ et p. Une fois la sélection de ces trois points effectuée, le recalage rigide est exécuté par des successions de translations et de rotations. Etant donné que notre atlas mécanique représente une oreille gauche, une symétrie par rapport au plan (Y, Z) sur la figure 4.2 doit être appliquée sur notre modèle pour modéliser les oreilles droites.

La première transformation consiste à réaliser une translation, d, afin de superposer les *umbos*, *i.e.* $\tilde{p_a}$ et p_a. Ensuite, une rotation de θ permet d'aligner les *umbos* p_a et les articulations $\tilde{p_b}$ et p_b. Enfin, une dernière rotation de ϕ oriente l'atlas dans une configuration similaire à celle des données du patient. Après cette dernière rotation, les trois repères anatomiques de l'atlas et du patient sont sur le même plan avec une superposition des différentes structures de l'oreille moyenne. La figure 6.2 schématise les différentes transformations effectuées. A ce stade, l'atlas est supposé être positionné le mieux possible et que la surface de celui-ci est proche des délimitations des données géométriques du patient imprimé sur les différentes images. Cette étape n'est donc réalisée qu'une seule fois, elle est suivie par une étape de déformation de l'atlas.

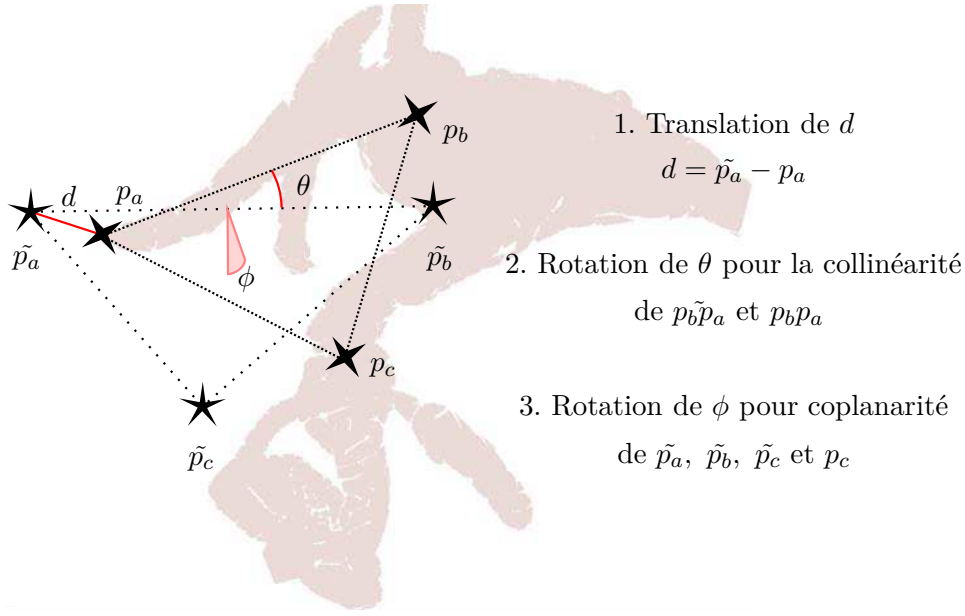


Fig. 6.2 – Recalage rigide.

6.3 Déformation de l'atlas

Le but de cette étape est d'effectuer un recalage plus précis, afin que notre atlas corresponde mieux aux données géométriques du patient. Nous allons donc rechercher sur les images les limites des structures anatomiques des patients, à savoir les zones de passage entre une zone lumineuse et une zone sombre. Ce processus est basé sur l'exploration des alentours de la surface de l'atlas,

en supposant que cette dernière soit déjà proche des dites zones de passages. Or c'est le cas, grâce à notre méthode rigide exécutée précédemment. Ainsi, les images sont étudiées en partant de la surface de l'atlas. Un passage d'une zone blanche (os) à une zone sombre (air) doit correspondre à une exploration vers l'extérieur de l'atlas. Inversement, en direction de l'intérieur du modèle, la méthode doit détecter un changement d'une zone sombre à une zone claire.

La première étape consiste donc à parcourir tous les triangles localisés à la surface de l'atlas, c'est-à-dire certaines faces des tétraèdres situés en bordure de notre modèle. Enfin, l'exploration commence pour chaque triangle i, à partir de son barycentre B_i et le long du vecteur normal n_i de celui-ci (équation 6.1). La figure 6.3 illustre le fonctionnement de notre approche. Ensuite, une détection du changement d'intensité lumineuse est effectuée, que ce soit en direction de l'extérieur ($c = 1$) comme vers l'intérieur ($c = 2$) de l'atlas.

$$X_i^c(j) = B_i + (-1)^c \cdot n_i \cdot j \cdot step \tag{6.1}$$

Où X_i^c représente les coordonnées du point d'exploration, j le paramètre d'itération de la recherche et $step = min(w, y, z)$ correspondant ainsi au plus petit côté d'un voxel. L'exploration est stoppée après j_{max} afin de se limiter à l'environnement proche sans introduire des perturbations provenant d'autres structures anatomiques avoisinantes sans rapport. Dans notre cas, ce paramètre est fixé à 10, mais cette valeur est dépendante de la résolution des images, de la configuration et de la variabilité anatomique entre l'atlas et les patients. Il s'agit, donc, d'un paramètre sensible de notre algorithme qui doit être ajusté en fonction de l'application (anatomie, imagerie). A chaque point $X_i^c(j)$, le changement d'intensité est analysé en fonction de la direction de l'exploration. Nous comparons son intensité lumineuse à celle de l'itération précédente $X_i^c(j-1)$ (équation 6.2).

$$R_i^c(j) = \frac{Intensité(X_i^c(j))}{Intensité(X_i^c(j-1))} \tag{6.2}$$

La fonction $Intensité(X)$ retourne la valeur de la nuance de gris variant de 1 (noir) à 256 (blanc). Un changement de l'intensité signifie que la densité de la structure analysée au point $X_i^c(j)$ vient de changer. Si ce changement est significatif, alors nous considérons qu'il est situé à la limite d'un composant anatomique. Une modification significative de l'intensité doit satisfaire l'équation :

$$R_i^c(j) \neq 1 - (-1)^c \cdot seuil \tag{6.3}$$

avec *seuil* une valeur positive inférieure à 1 correspondant au seuil de détection. En effet, au sein d'une même structure l'intensité de gris peut varier légèrement pouvant amener à un faux positif en cas d'une détection trop stricte. Ce paramètre est là encore dépendant de l'anatomie étudiée et des modalités d'acquisition des données. La valeur *seuil* permet donc d'affiner la tolérance de notre algorithme.

Par exemple, sur la figure 6.3 lorsque l'exploration est dirigée vers l'intérieur de l'atlas ($c = 1$), le rapport d'intensité à la première itération (j=1) vaut $R_i^1(j = 1) \approx 1$. Ce qui indique que nous n'avons pas de changement d'intensité. L'algorithme, ne trouvant pas d'évolution que ce soit vers

l'intérieur comme vers l'extérieur, passe directement à l'itération suivante $j = 2$. Lors de cette seconde itération, le rapport d'intensité en direction de l'extérieur (c=2) satisfait l'équation 6.3 avec $R_i^2(j = 2) < 1 - seuil$. Il s'agit donc d'un changement d'intensité en position $X_i^2(2)$ pour le triangle i.

Dès qu'un changement adéquat d'intensité est identifié, un point dit frontière est défini, β_i. Sur l'exemple de la figure 6.3, le point frontière du triangle i est $\beta_i = X_i^2(2)$. Il ne peut y avoir qu'un seul point frontière par triangle, étant donné qu'une seule exploration est effectuée par triangle en partant de son barycentre. Ensuite, le point frontière est associé à chaque nœud composant le triangle i. Comme un nœud est commun à plusieurs triangles, il est probable qu'un nœud soit associé à plusieurs points frontières. Par exemple, un nœud k peut être associé à β_i, β_p et βm avec m et p les triangles voisins du triangle i ayant le nœud k en commun. Le barycentre ω_k des points frontières associés au nœud k est introduit. Enfin, un ressort est construit entre le nœud k de l'atlas et le barycentre ω_k pour déformer notre modèle. La déformation est directement calculée sous sofa-framework. A chaque pas de temps, le recalage déformable est exécuté. Par conséquent, une nouvelle exécution de l'exploration pour tous les triangles à la surface est effectuée afin de détecter de nouveaux points frontières et d'affiner la précision de notre recalage à chaque itération. Il s'agit donc, d'une méthode itérative avec une mise à jour des ressorts à chaque récurrence, jusqu'à la convergence de l'algorithme. Cette dernière est obtenue lorsque les déplacements de tous les points constituants l'atlas sont nuls. Enfin, il est possible de sauvegarder le nouveau modèle pour une réutilisation ultérieure. Cependant, il est important de bien conserver les informations concernant les sous-domaines de notre modèle ainsi que les paramètres mécaniques associés.

6.4 Évaluation

Un NewTom 5G CBCT (QR SRL, Vérone, Italie) a été utilisé pour l'acquisition d'images de huit oreilles humaines. La figure 6.4 représente la surface de l'atlas en superposition des coupes issues du CBCT, avant et après l'étape de déformation. C'est-à-dire après le recalage rigide (en haut de la figure 6.4), et après le processus de déformation (en bas, Fig. 6.4). Les résultats présentés ont été obtenus après 300 itérations accomplies en 110 secondes sur un ordinateur conventionnel pour toutes les acquisitions. Ce temps d'exécution est dû à l'algorithme itératif de l'étape de déformation. Le temps de calcul de l'étape rigide est négligeable étant donné qu'il s'agit d'une succession de transformations géométriques simples effectuées qu'une seule fois lors de l'initialisation.

Nous avons également comparé notre méthode de recalage à une segmentation manuelle. Cette dernière a été effectuée par trois personnes avec le logiciel ITK-SNAP [Yushkevich et al., 2006]. La précision des segmentations a été estimée avec le logiciel MeshDev [Roy et al., 2004]. Une erreur moyenne de 0.201 mm est observée pour notre algorithme contre 0.187 mm entre les segmentations manuelles. Ces erreurs sont inférieures à la précision du cone-beam qui est de 0.26 mm, correspondant à la diagonale d'un voxel de $0.15 \times 0.15 \times 0.15$ mm.

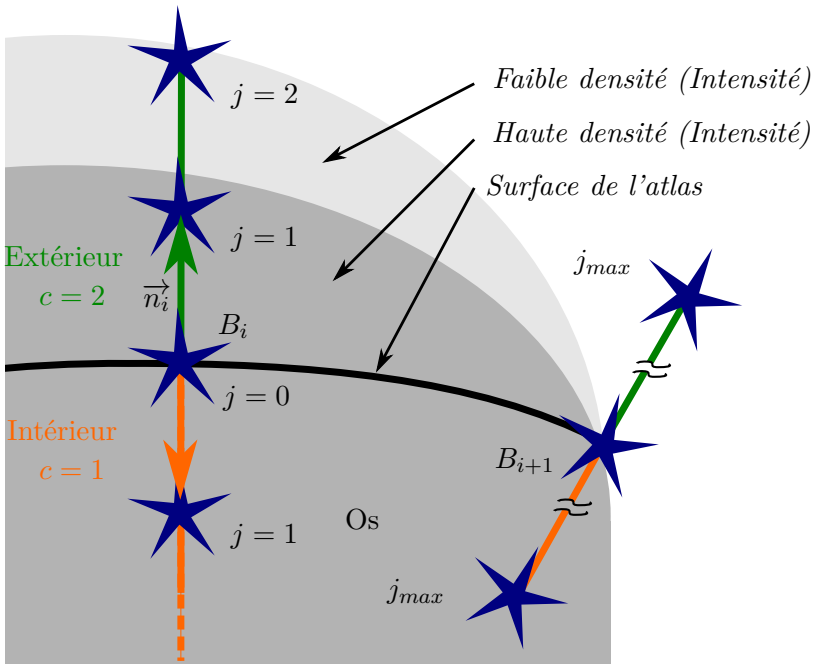


Fig. 6.3 – Détection du changement d'intensité lumineuse autour de la surface de l'atlas. Cette détection s'effectue à partir de la surface de l'atlas. A partir du barycentre B_i du triangle i, une analyse de l'intensité lumineuse est menée itérativement le long du vecteur normal au triangle $\overrightarrow{n_i}$, pour chaque pas noté j jusqu'à j_{max}.

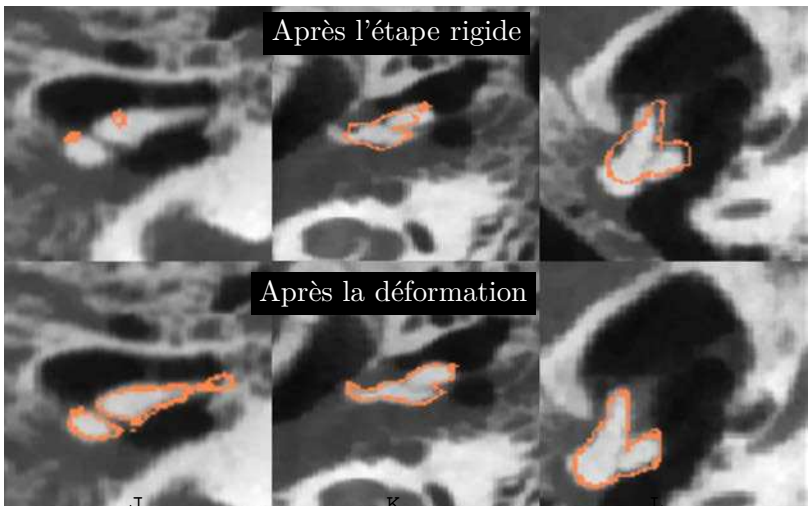


Fig. 6.4 – Résultat du recalage de notre atlas (orange).

6.5 Discussion

L'objectif de l'atlas mécanique est de fournir des modèles biomécaniques pour un nouvel outil de simulation chirurgicale, dédié à l'enseignement et à l'entrainement. Le comportement mécanique en dynamique et en statique du modèle de la chaîne des osselets de notre atlas a été évalué et validé avec succès (chapitre 5), conférant à la simulation un haut degré de réalisme. Nous avons

vu que l'anatomie des patients influence fortement le choix de la procédure chirurgicale pouvant mener à des contre-indications. Ainsi, la géométrie des structures des patients doit être prise en considération pour la conception d'un outil d'entrainement et de formation. Un algorithme de recalage a été développé dans le but d'obtenir une modélisation de la chaîne des osselets des patients à partir de notre atlas mécanique. Pour notre application, seuls les osselets avec ses ligaments et tendons nécessitent une modélisation mécanique fine. La particularité commune de ces composants est leur petite taille. Les autres structures, comme le conduit auditif externe ou la caisse du tympan, ne nécessitent pas une modélisation précise de la mécanique. Ces structures, composées essentiellement d'os, constituent plutôt des obstacles et des obstructions visuelles de la scène opératoire. Elles peuvent être modélisées simplement comme des éléments rigides non-déformables où seulement les collisions sont prises en compte. L'utilisation de cartes de distances est particulièrement efficace pour ce genre de modélisation. Ces cartes représentent des images, où à chaque pixel, une valeur est associée correspondant à la distance du plus proche obstacle. Par conséquent, il est très facile et rapide de déterminer si un objet (instrument, prothèse, structure, ...) est à proximité ou au contact d'un obstacle. Nous insistons sur la possibilité d'utiliser simplement notre méthode de recalage sur d'autres structures comme le conduit auditif externe ou la cavité tympanique, à partir d'un atlas géométrique représentant ces composants. Nous n'avons, cependant, pas pu tester cette possibilité étant donné que notre atlas ne dispose pas, actuellement, de ces structures. En revanche, toute la méthodologie développée au cours de cette thèse est adaptable à tout autre maillage complet des structures de l'oreille moyenne et externe et probablement à d'autres simulations chirurgicales. Ainsi il est possible de développer deux atlas, un premier géométrique et mécanique de la chaîne ossiculaire comprenant les tendons et les ligaments, qui serait couplé à un second maillage, géométrique uniquement, pour le conduit auditif externe et la cavité du tympan.

Nous avons présenté et testé un algorithme de déformation de notre atlas dans le but de modéliser l'anatomie des patients. Les avantages de notre approche sont multiples. Premièrement, elle repose sur une technique d'imagerie utilisée, aujourd'hui, en routine clinique et accessible au bloc opératoire. Cette dernière possibilité permet, par conséquent, de rafraichir les données anatomiques du patient pendant l'intervention. Elle ouvre ainsi les perspectives de planification et de guidage peropératoire. Deuxièmement, notre méthode requiert une intervention humaine limitée. L'identification des trois repères anatomiques, par un chirurgien ou un radiologue, se fait facilement et en quelques minutes seulement. Ainsi, aucune longue mobilisation du personnel hospitalier n'est nécessaire, par traitement. Ceci augmente fortement les possibilités d'une utilisation en clinique. De plus, l'algorithme présenté fournit des résultats en quelques secondes avec une précision proche d'une segmentation manuelle. Nous observons une erreur comprise dans la précision du tomodensitomètre. La plage d'erreurs de recalage et des segmentations est semblable à d'autres travaux sur l'erreur de segmentation [Liang et al., 2010]. Les auteurs de ces travaux ont mesuré l'erreur de segmentation de l'os de la mandibule en fonction du type de tomodensitomètre. Ils reportent une erreur de 0.137 mm pour une scannographie conventionnelle contre une erreur de 0.253 mm pour un dispositif à faisceau conique. Ce qui est dans le même ordre de grandeur de

nos valeurs de 0.187 et 0.201 mm. Enfin, nous utilisons un atlas dont le comportement mécanique est proche des observations effectuées sur des os temporaux humains, que ce soit en dynamique, comme en statique. Après le recalage, les sous-domaines mécaniques et les conditions limites sont toujours définis. A titre de comparaison un travail similaire effectué manuellement nécessite de nombreuses heures de travail pouvant s'étaler sur plusieurs jours. En effet, notre méthode regroupe les laborieuses tâches de segmentation, de maillage, d'ajustement des paramètres mécaniques pour chaque sous-domaine et de validation qui doivent être effectuées pour chaque patient.

Le modèle, issu de l'algorithme de déformation, reprend donc la géométrie des structures de l'oreille moyenne du patient. Celui-ci est basé sur une modélisation réaliste et validée, qui est, de plus, compatible avec une application temps réel. Le simulateur permet, en outre, de visualiser les structures anatomiques. La méthode introduite ici, répond donc aux différents besoins pour la formation, l'entrainement et la planification en offrant la possibilité aux jeunes chirurgiens, mais également aux plus expérimentés, de réaliser des interventions chirurgicales spécifique au patient dans un environnement virtuel. L'implémentation de notre méthode est aujourd'hui utilisable en routine clinique. Cependant, les entrainements et la planification se basent uniquement sur l'aspect géométrique du patient. Comme, nous l'avons vu précédemment l'anatomie des patients est un critère de décision pour le choix de la technique chirurgicale.

Cependant, notre approche n'est qu'une première étape. En effet, notre méthode modifie uniquement la géométrie de l'atlas, elle ne traite pas les paramètres mécaniques des structures. Or, afin d'avoir une modélisation prédictive, les paramètres mécaniques des patients doivent être pris en compte. Aujourd'hui, il est difficile d'estimer correctement ces paramètres chez un patient en clinique. Pour ce faire, la procédure consiste à mesurer le comportement des différents composants anatomiques lorsqu'ils sont soumis à certains stimuli, comme des pressions statiques sur la membrane tympanique. Les mesures peuvent, par exemple, être effectuées à l'aide d'une scannographie déterminant les déplacements des structures en fonction du stimulus appliqué. Dans un second temps, une variation des paramètres mécaniques du modèle est effectuée afin de reproduire le comportement observé chez le patient. De cette façon, une bonne estimation des paramètres intrinsèques au patient peut être obtenue. Aujourd'hui, il est encore difficile de faire ces analyses en clinique chez un patient. La vibrométrie Laser est la technique optimale, permettant d'obtenir des mesures suffisamment précises, fiables et rapides pour déterminer les déplacements de la chaîne ossiculaire, de l'ordre du nm, à des fréquences allant de 0.1 à 10 kHz. L'inconvénient de cette méthode est son caractère fortement invasif. Celle-ci nécessite, en effet, de réaliser une mastoïdectomie afin d'obtenir un champ visuel suffisant pour mesurer les déplacements des structures anatomiques comme les osselets. Récemment, quelques travaux ont débuté sur cette problématique, en utilisant des technique d'interférométrie holographique stroboscopique pour mesurer les déplacements de la membrane tympanique, afin de reproduire ces observations avec un modèle en éléments finis sous ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, USA) [Zhang et al., 2013]. Dans ce cas, seuls les paramètres mécaniques du modèle sont modifiés afin que les résultats de la modélisation correspondent au mieux aux mesures expérimentales.

Ainsi, un ajustement géométrique et mécanique des données du patient de notre modèle permettrait de prédire le profil auditif du patient avant, pendant, et après l'opération. De plus,

une telle simulation apporterait une réelle aide pour les chirurgiens lors de la planification en anticipant les choix qui sont, aujourd'hui, effectués principalement pendant l'intervention. Une simulation prédictive offrirait la possibilité d'estimer la technique chirurgicale et la prothèse idéale pour optimiser le résultat post-opératoire.

6.6 Conclusions

En otologie, les variations anatomiques des patients ont une forte influence sur le choix de la procédure chirurgicale et des prothèses. Un algorithme de recalage de notre atlas mécanique a été développé pour prendre en compte les variations anatomiques de la chaîne ossiculaire. Notre méthode se base sur une imagerie clinique et nécessite une intervention humaine limitée, favorisant son intégration dans la préparation chirurgicale. De plus, les résultats obtenus sont similaires à un travail manuel avec une précision égale à celle de l'imagerie. Quelques secondes suffisent pour avoir une modélisation de l'anatomie des patients. Notre méthode permet d'éviter ainsi un travail manuel fastidieux de segmentation, de maillage, de paramétrage et d'évaluation, mobilisant du personnel qualifié pendant plusieurs jours.

L'originalité de notre approche repose donc sur sa simplicité d'utilisation et sa rapidité d'exécution, permettant d'utiliser directement un atlas mécanique validé et compatible avec une simulation interactive dédiée à la chirurgie. Elle offre, par conséquent, une multitude de modèles anatomiques indispensables à la formation chirurgicale. En addition, elle ouvre de nouvelles applications, comme la possibilité pour les chirurgiens de s'entrainer en pré-opératoire mais également de planifier une intervention chirurgicale en facilitant le choix de la technique chirurgicale et de la prothèse ossiculaire. Couplée à un système de mesure clinique des mouvements de la chaîne ossiculaire et à une recherche des paramètres optimaux, notre modélisation pourrait devenir plus prédictive et permettrait d'estimer les résultats de l'intervention chirurgicale. De plus, cette méthode a été évaluée sur une technique d'imagerie utilisable pendant l'intervention chirurgicale, la tomographie volumique à faisceau conique. Ceci permettra de mettre à jour le modèle avec l'anatomie du patient pendant l'intervention chirurgicale, ouvrant de nouvelles perspectives comme le guide per-opératoire. La méthode de recalage proposée dans ce chapitre constitue donc une avancée certaine vers le développement d'une plate-forme de simulation dédiée à l'entrainement, à l'enseignement, à la planification et, à long terme, au guidage per-opératoire.

Chapitre 7

Application à la simulation

Sommaire

7.1 Fraisage osseux 123
7.2 Interactions et rendu haptique 126
7.2.1 Intérêts pour la simulation 126
7.2.2 Travaux précédents 128
7.2.3 Méthodes 130
7.2.4 Analyse du réalisme du rendu haptique 134
7.2.5 Discussion 136
7.3 Système télé-opéré, RobOtol 137
7.3.1 Intérêts 137
7.3.2 Description du système télé-opéré 138
7.4 Simulations de la chirurgie de l'otospongiose 141
7.4.1 Platinotomie 142
7.4.2 Dépose d'une prothèse ossiculaire 144
7.5 Discussion 150
7.6 Conclusions 151

Résumé

Ce chapitre porte sur l'application de notre atlas pour la simulation de la chirurgie de l'oreille moyenne. Dans un premier temps, un certain nombre de développements sur la modélisation sont présentés permettant de simuler l'opération de la platinotomie, comme le fraisage osseux, avant de s'attarder sur le calcul d'un rendu haptique de précision, indispensable pour notre projet. Nous verrons ensuite comment ces contributions permettent de simuler le fraisage de la platine de l'étrier ainsi que le placement d'une prothèse ossiculaire sur l'enclume. Cette étape marque la première simulation virtuelle de la chirurgie des osselets reportée. RobOtol est introduit dans ce chapitre. Quelques expériences sont réalisées avec la simulation, prouvant l'intérêt de la simulation interactive temps réel pour l'aide au développement et pour l'évaluation d'un tel dispositif robotique. Enfin, nous discuterons des contributions abordées dans ce chapitre et des résultats des simulations, que ce soit pour le domaine de la simulation chirurgicale comme pour le domaine otologique. Ce travail a été publié dans une conférence internationale EuroHaptics 2014 pour notre approche de rendu haptique, et dans le journal BioMed Research International, Hindawi, pour les résultats des simulations chirurgicales robotisées.

Abstract

This chapter focuses on the practical application of our atlas for the surgical simulation of the middle ear. First, a number of developments on the modeling are presented in order to simulate the stapedotomy surgery. Thus, we address the implementation of the bone carving, and then work on the computation of a accurate haptic rendering required for our project. Then, we will see how those contributions can simulate the drill of the stapes footplate and the placement of an ossicular prosthesis on the incus. This new step establishes the first virtual simulation of the ossicular surgery ever released. These procedures are then simulated manually, or with a tele-operated system, called RobOtlol. This system is described in this chapter. Some experiments are carried out using the simulation showing the interest of interactive real-time simulation for the development assistance and for the assessment of such a robotic device. Finally, we discuss the contributions presented in this chapter and the results of the simulations, for both surgical simulation and otologic domain. This work was published in an international conference EuroHaptics 2014 for the haptic rendering approach and in the BioMed Research International journal, Hindawi, for the robot-based surgical simulation results.

A ce stade, nous disposons d'une modélisation géométrique et mécanique de l'oreille moyenne, qui nous a amené à la conception d'un atlas. Cette modélisation a fait l'objet d'une évaluation exigeante, qui a permis de valider nos différents choix, aussi bien, sur les caractéristiques mécaniques, que sur les modalités d'implémentation de l'atlas. Ce dernier est donc validé d'un point de vue réalisme, mais également d'un point de vue performances de calculs, assurant la possibilité d'être intégré au sein d'une simulation temps réel. Nous avons, en outre, étudié les possibilités d'utiliser notre atlas pour modéliser, facilement, rapidement et économiquement, les structures anatomiques de l'oreille moyenne d'un patient à partir d'une imagerie clinique afin de fournir une simulation d'entrainement. Il nous reste, désormais, à introduire la partie simulation interactive, impliquant de répondre à certains défis technologiques dans le développement d'un tel simulateur. Ce travail a l'avantage de se baser sur le logiciel de simulation médicale et chirurgicale, sofa-framework, qui dispose de nombreuses fonctionnalités intéressantes dans ce contexte. Cependant, afin de simuler la microchirurgie de l'oreille moyenne, il a fallu répondre à deux problèmes technologiques majeurs : la simulation réaliste du fraisage et le rendu haptique temps réel du modèle déformable de la chaine ossiculaire. Nous y avons répondu en réalisant des extensions sur des méthodes existantes. Ce chapitre expose ces contributions. Un autre aspect important du travail de développement est aussi présenté autour de la simulation du RobOtol (robot téléopéré d'assistance à la microchirurgie de l'oreille moyenne). En effet, ce robot est actuellement en cours de développement au sein des différents protagonistes de ce travail de thèse, dont le partenaire industriel. Nous verrons comment ce système robotique peut bénéficier d'une simulation chirurgicale interactive en simulant différentes interventions sur notre atlas, devenu simulateur de chirurgie.

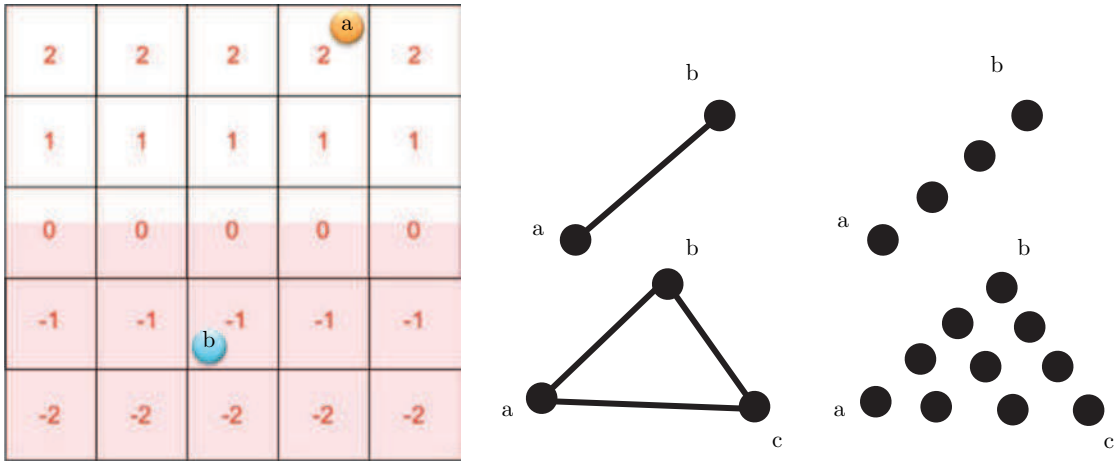
Dans une première section nous présenterons donc la modélisation du fraisage 7.1. Puis nous présenterons la méthode utilisée pour faire le rendu haptique dans la partie 7.2. Une troisième partie présentera le robot RobOtol et la dernière partie sera consacrée aux résultats. Les différentes étapes de la chirurgie de l'otospongiose sont détaillées dans la section 1.6.

7.1 Fraisage osseux

Une des étapes de la chirurgie de l'otospongiose implique de réaliser un fraisage osseux. Nous allons dans cette section présenter brièvement l'approche choisie et développée dans ce travail pour modéliser ce phénomène. Cette méthode est présentée dans le cadre de la platinotomie mais, celle-ci est exportable à d'autres procédures comme l'encoche de Rosen ou encore à d'autres chirurgies telles que la chirurgie dentaire. Nous détaillons ici le fonctionnement et l'implémentation du fraisage de structures rigides sous sofa-framewrok qui a été réalisé dans le cadre de notre projet.

Notre approche pour la modélisation du fraisage est inspirée des algorithmes de *Constructive Solid Geometry* (CSG) permettant de réaliser des opérations de transformations géométriques comme des unions ou des soustractions par exemple. Syllebranque et Duriez ont présenté une méthode permettant de reproduire le fraisage d'une partie de l'os de la mâchoire en implantologie dentaire [Syllebranque and Duriez, 2010]. Nous proposons d'étendre cette méthode à un fraisage

sur tous types d'os, sans localisation prédéfinie de la zone de fraisage. Pour cela, l'opération nécessite des objets pour lesquels la géométrie sous-jacente est basée sur des cartes de distances signées. Au cours du chapitre 5 nous avons introduit le concept des cartes de distances, dont nous reprenons en une phrase la définition : « Ces cartes représentent des images, où à chaque pixel, une valeur est associée correspondant à la distance du plus proche obstacle. Par conséquent, il est très facile et rapide de déterminer si un objet (instrument, prothèse, structure, ...) est à proximité ou au contact d'un obstacle ». La figure 7.1(a) illustre le concept des cartes de distances signées. La partie rosée représente un objet et un carré correspond à un pixel des cartes de distances. Ainsi dans chaque pixel, un unique numéro est associé dont la valeur absolue traduit la distance la plus proche de la surface de l'objet. Un nombre négatif indique que le pixel est localisé à l'intérieur de l'objet. Ainsi sur la figure 7.1(a), la particule a se trouve à l'extérieure de l'objet avec une distance de 2 pixels et le point b est, quant à lui, localisé à l'intérieur de l'objet à une distance de 1 pixel de la surface. Chaque image représente une coupe de l'objet. Les pixels de l'image représentent donc en réalité des voxels.



(a) carte de distances (b) Primitives

Fig. 7.1 – Représentation d'une carte de distances signées et de la gestion des contacts. a) carte de distances signées : La partie rouge représente un objet et un carré correspond à un pixel des cartes de distances. La valeur absolue d'un numéro (pixel) correspond à la distance la plus proche de la surface de l'objet. Un nombre positif indique que le pixel est à l'extérieur de la surface, et inversement à l'intérieur pour un nombre négatif. La particule a est située à l'extérieur de l'objet avec une distance de 2 pixels. Le point b est quant à lui à l'intérieur de l'objet à une distance de 1 pixel de la surface. Les pixels représentent en 3D des voxels. b) Gestion des primitives : Les primitives (à gauche) peuvent être résumées par plusieurs points lors de l'évaluation des contacts

Ainsi une carte de distances de l'étrier est créée, notée MAP_{stapes}. La fonction $Map_{stapes}(p)$ nous permet de déterminer rapidement la valeur du voxel situé aux coordonnées de la particule p. Ainsi, nous pouvons récupérer la distance entre la particule et la surface de l'objet, ici l'étrier. Ce système permet de connaitre rapidement la proximité de la fraise et de déterminer si celle-ci est en contact avec l'étrier. Cette détection est réalisée par l'étude des primitives du modèle de collision

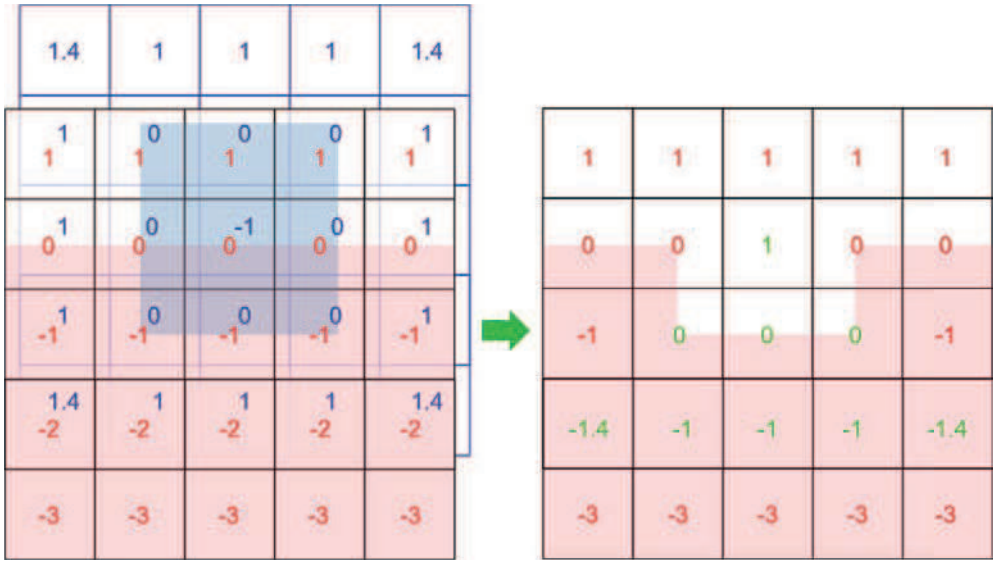


Fig. 7.2 – Application de l'approche de fraisage, entre un outil MAP_{fraise} (bleu) et une surface MAP_{stapes} (rouge), basée sur les cartes de distances signées. Le résultat de la collision entre les deux modèles de gauche est affiché à droite. Seul MAP_{stapes} est modifié (structure à fraiser). Les valeurs qui ont été localement mises à jour apparaissent en vert.

de la fraise. Ces primitives peuvent être de différentes formes comme des points, des sphères de rayon connu, des arêtes, des triangles... Tous ces différents modèles peuvent se résumer en suite de points. Par exemple, une sphère est détectée en collision, si la distance la plus proche entre son centre, i.e. un point, et la surface d'un autre objet est inférieure au rayon. Pour une arête, il suffit d'analyser les contacts pour une suite de points, espacés d'une distance donnée, parcourant l'arête. Et ainsi de suite pour les triangles. La figure 7.1(b) représente ce concept pour différents modèles.

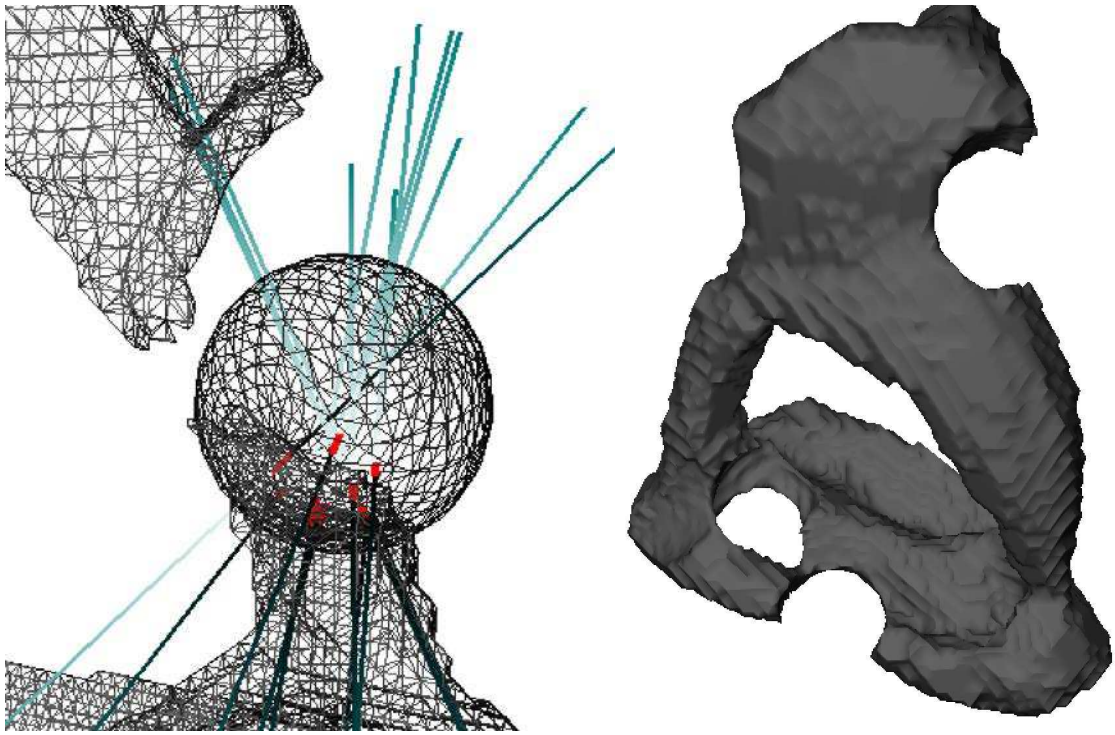
Lorsque qu'un contact, entre l'instrument et l'objet est détecté, la surface de l'objet doit être mise à jour afin de réaliser le fraisage. Afin de conserver des temps de calcul, cette mise à jour peut se faire de manière locale par rapport aux contacts détectés. Pour cela une carte de distances de l'outil fraise est calculée MAP_{fraise}. Seuls les voxels de MAP_{stapes}, en collision avec les voxels de MAP_{fraise} sont mis à jour. Cette dernière se fait simplement comme suit :

$$MAP_{stapes}(p) = max(\, MAP_{stapes}(p)\,,\, -MAP_{fraise}\,) \tag{7.1}$$

La figure 7.2 représente un exemple d'application de l'équation 7.1 permettant de mettre à jour localement la carte de distances (nombres en vert) lorsqu'un outil (représenté en bleu) entre en contact avec une surface (en rouge). Enfin le rendu final est fourni par l'algorithme *Marching Cube* permettant de recréer un maillage à partir d'une carte de distances [Lorensen and Cline, 1987].

Le principal avantage de notre approche est que notre méthode est basée sur un modèle non prédéfini, qui permet à l'utilisateur de fraiser n'importe quelle partie de l'os (Fig. 7.3). Ainsi, un geste imprécis ou un mauvais placement de la platinotomie par le chirurgien peuvent être

simulés. D'un point de vue pédagogique, cette notion est très importante, elle permet à l'interne en chirurgie de réaliser un fraisage absurde avant d'être corrigé. De plus, pour étudier et analyser les nouvelles procédures chirurgicales ou outils chirurgicaux, il était important d'utiliser un modèle non prédéfini pour notre simulation.



(a) (b)

Fig. 7.3 – Simulation du fraisage. Le maillage est reconstruit à partir de l'algorithme MarchingCube. a) Les interactions entre la fraise (sphère) et l'os sont représentées en rouge et bleu. Le retour de forces peut être calculé à partir de ces points de contacts. b) Modèle non prédéfini : n'importe quelle partie de l'os peut être fraisée.

7.2 Interactions et rendu haptique

7.2.1 Intérêts pour la simulation

La principale difficulté de la chirurgie de l'oreille moyenne réside dans la manipulation directe des osselets par les chirurgiens. Plusieurs manipulations au contact de la chaîne des osselets sont réalisées tout au long d'une intervention chirurgicale comme la chirurgie de l'otospongiose. Le retour haptique est donc une information importante qui permet d'ajuster le geste afin d'éviter de léser les structures. De plus, les chirurgiens évaluent l'état de la chaîne des osselets par de multiples palpations réalisées à l'aide d'un micro-instrument. Cela leur permet d'estimer la rigidité de la chaîne des osselets avant la chirurgie en évaluant le niveau de fixation de la platine de l'étrier. A la fin de la reconstruction ossiculaire, une nouvelle palpation est réalisée afin d'évaluer la stabilité et la

flexibilité de la chaîne des osselets. Cette opération délicate est très importante car elle permet au chirurgien d'adapter sa technique en fonction de la fixation de la platine de l'étrier, soit d'estimer si la prothèse ossiculaire est bien agrippée aux osselets tout en permettant un mouvement fluide de ceux-ci. Une prothèse ossiculaire qui n'est pas assez serrée autour de l'enclume peut se détacher avec le temps ou encore retransmettre partiellement les vibrations à l'oreille interne, ce qui amène à des complications post-opératoires ou à une réhabilitation peu efficace de l'audition. En outre, une prothèse ossiculaire mal positionnée peut partiellement bloquer la chaîne des osselets et donc limiter ces vibrations. Par conséquent, la palpation que réalise le chirurgien lui permet par la sensation tactile et visuelle, d'estimer si la prothèse est correctement serrée et positionnée. Cette observation se fait principalement en analysant les déplacements des osselets par rapport à la force appliquée. Cette étape indispensable à la chirurgie otologique implique un rendu réaliste des forces de contacts entre l'instrument et les osselets, mais également une retranscription précise des forces appliquées au chirurgien *via* des interfaces haptiques.

Dans l'objectif de fournir un simulateur chirurgical dédié à la formation et à l'entraînement, il est nécessaire de fournir à l'étudiant ou au chirurgien un retour haptique fidèle, afin que l'interne puisse apprendre le geste « juste » et ne pas être surpris lorsqu'il passe du simulateur à la chirurgie réelle. Une telle simulation implique une reproduction numérique de l'environnement chirurgical par les technologies de réalité virtuelle, couplée à des interfaces haptiques (robot), restituant physiquement un retour tactile lorsque l'utilisateur vient interagir avec une anatomie virtuelle. Pour cela, une simulation doit proposer des interactions outils/organes et un rendu haptique de qualité. D'un point de vue pédagogique, ces informations semblent essentielles pour la bonne maîtrise d'une intervention sur l'oreille moyenne, étant donné que les chirurgiens interviennent directement au contact de structures sensibles, comme les osselets. Par conséquent, nous souhaitons, afin de répondre aux objectifs de ce travail, développer un rendu haptique, de très haute précision, permettant d'exploiter au maximum le réalisme du modèle mécanique développé afin de fournir un outil pédagogique complet et crédible.

La reproduction de la gestuelle de l'utilisateur est un véritable challenge pour la simulation, notamment pour la reproduction des sensations tactiles. Cela implique une interaction entre le monde réel et l'environnement virtuel. Dans ce contexte, l'utilisateur est directement impliqué dans la simulation. Il est acteur de celle-ci. Cette notion impose que le temps écoulé dans la simulation soit rigoureusement identique au temps dans l'environnement réel, i.e. pour l'utilisateur. De plus, le rendu haptique participe fortement, comme l'aspect visuel, au réalisme de la simulation, en impliquant le toucher, un autre sens très développé dans la pratique chirurgicale. Cela permet, en outre, d'améliorer l'expérience de l'utilisateur. Afin d'être crédible, il est préférable que le rendu des forces soit basé sur le modèle mécanique du système simulé. Cependant, le calcul des forces retournées à l'opérateur au travers des interfaces haptiques, demande un rafraichissement entre 300 et 1 000 Hz en fonction de la rigidité du matériau simulé [Delingette and Ayache, 2004]. De plus, les interactions haptiques imposent une simulation robuste et stable pour reproduire les différents mouvements du praticien. De même, un calcul rapide (convergence) du modèle mécanique est requis pour assurer une simulation temps réel et éviter tout problème de stabilité.

La simulation de l'interaction des tissus déformables implique, dans la plupart du temps, des matériaux non homogènes, tels que les ligaments, les muscles. La modélisation de ces tissus, aux propriétés hétérogènes, conduisent à des système d'équations à résoudre à la fois non linéaires et mal conditionnés. Ce problème est un véritable défi pour la simulation temps réel et représente, aujourd'hui, un verrou scientifique majeur limitant le développement de simulations chirurgicales réalistes dédiées à l'enseignement et à l'entrainement. A notre connaissance, il n'existe aucune méthode permettant de répondre au problème du retour d'effort sur ce genre de modèles. Nous allons, lors de ce chapitre, étudier un nouvelle approche afin d'obtenir un rendu haptique de grande précision, sur des modèles non linéaires complexes et mal conditionnés, tels que notre atlas mécanique de l'oreille moyenne présenté dans le chapitre 4.

L'objectif étant de produire un simulateur pour l'entrainement et la répétition des opérations, il est indispensable de fournir un rendu haptique réaliste. De surcroît, la microchirurgie otologique nécessite un rendu haptique très fin afin de maîtriser les forces appliquées. Cependant, les tissus composant l'oreille moyenne impliquent un important rapport masse/raideur, des tissus hétérogènes aux déformations non linéaires, et de fortes interactions entre les organes et les instruments chirurgicaux.

La principale contribution de cette section, est d'introduire et d'évaluer une méthode qui permet un rendu haptique de précision et une interaction outils/organe de qualité sur des éléments déformables non linéaires, et sur des matériaux hétérogènes. Notre approche est une extension des travaux sur les pré-conditionnneurs [Courtecuisse et al., 2013] et de l'approche haptique développée dans [Peterlik et al., 2011]. L'apport supplémentaire abordé dans cette partie est, bien entendu, d'appliquer cette approche haptique à une simulation de tâches manuelles sur un modèle complexe, comme l'oreille moyenne, de manière à reproduire des interventions de microchirurgies standards.

Nous allons, dans un premier temps étudier les différents travaux réalisés sur les calculs de rendu haptique pour cette problématique. Ensuite, nous détaillerons la méthode de couplage des calculs des déformations du modèle mécanique afin de les appliquer au rendu haptique. Enfin, nous discuterons des résultats obtenus lors d'une simulation temps réel impliquant des interactions haptiques réalisées sur notre modélisation de la chaîne des osselets.

7.2.2 Travaux précédents

De nombreux travaux se sont intéressés au couplage entre une simulation virtuelle et son rendu haptique. Les premiers se sont intéressés aux interactions entre corps rigides. Ainsi, les méthodes de *virtual coupling* [Colgate et al., 1995], de *god-object* [Zilles and Salisbury, 1995, Ortega et al., 2007], de *virtual proxy* [Ruspini et al., 1997] ou encore au *virtual coupling network* [Adams et al., 1998, Adams and Hannaford, 2002] reposent sur un système de couplage avec le dispositif haptique. Une autre méthode, appelée *virtual mechanism* utilisée notamment pour la télé-opération robotisée, a permis entre autre d'appliquer des contraintes non linéaires aux mouvements de l'utilisateur [Nahvi et al., 1998, Joly and Andriot, 1995, Kosuge et al., 1995]. Ces

méthodes sont utilisées pour des corps rigides, qui peuvent être calculées à une haute fréquence. Ainsi la simulation virtuelle de l'object peut être réalisée à la même fréquence que le rendu du retour d'effort.

C'est la principale différence avec les objets déformables tels que les tissus biologiques. En effet le temps de calcul des objets déformables est en général beaucoup plus long. Certains auteurs choisissent de pré-calculer le modèle avec un modèle linéaire, afin de garder une synchronisation entre le calcul des déformations et la boucle haptique [Cotin et al., 1999, Popescu and Compton, 2003]. Une extension de cette approche est proposée pour certains modes de déformations non linéaires [Barbic and James, 2008].

Au contraire, certains travaux utilisent une approche désynchronisée. En effet, nous avons vu que le rendu haptique nécessitait d'être rafraîchi à haute fréquence ($300 - 1000$ Hz). Or, ces fréquences de rafraîchissement sont difficilement accessibles pour des simulations en temps réel d'objets déformables dont la fréquence de calculs est souvent beaucoup plus faible (< 100Hz). Afin de mieux gérer ces différents taux de rafraîchissement, que ce soit celui requis par le moteur physique (basse fréquence) ou celui du rendu haptique (haute fréquence), un intermédiaire peut être utilisé pour représenter les contraintes [Adachi et al., 1995], [Mark et al., 1996], [Garre and Otaduy, 2009]. Cette séparation entre la partie simulation et haptique mène souvent à l'utilisation d'un modèle simplifié dans la partie haptique afin de conserver un calcul à haute fréquence, réduisant ainsi le réalisme des forces rendues. Ces approches permettent d'interagir avec des modèles non linéaires et viscoélastiques. Les contacts sont calculés, soit par pénalisation (*penalty-based*), soit par la méthode des contraintes. Cependant, la non-interpénétration ne peut pas être garantie avec la méthode des pénalités. De plus, le choix de la pénalité à appliquer est très sensible. De ce fait, il est préférable de s'appuyer sur une approche par contraintes. De même, afin d'établir une interaction haptique réaliste, le rendu doit être calculé en prenant en compte une bonne estimation du modèle mécanique.

Pour régler ces problèmes d'interpénétration avec des objets déformables, une étude propose d'utiliser la loi de Signoirini et une résolution du problème des contacts sous forme de problème de complémentarité linéaire (LCP comme *Linear Complementarity Constraints*) [Duriez et al., 2006]. Cette méthode fonctionne sur des modèles linéaires de déformations. Une extension aux déformations non linéaires est proposée dans [Saupin et al., 2008]. Cette dernière repose sur une approche désynchronisée et un modèle intermédiaire basé sur le LCP. Ce principe a été exporté dans un second temps à d'autres types d'interactions mécaniques dans [Peterlik et al., 2011]. Cependant, le calcul des déformations avec cette méthode n'est pas compatible avec des modèles mal conditionnés comme les tissus hétérogènes ou possédant un rapport masse/raideur important. Effectivement, les auteurs se basent sur le fait que le modèle déformable est calculé dans la boucle de simulation à une fréquence inférieure à 30 Hz à l'aide d'un gradient conjugué. Or, cette méthode ne converge pas si le problème est mal conditionné. Une solution à ce problème a été proposée par Courtecuisse *et al.*, en utilisant un pré-conditionneur asynchrone, calculé sur le *Graphics Processing Unit* (GPU) [Courtecuisse et al., 2013]. Cette section porte donc sur l'adaptation du pré-conditionneur dans l'objectif de l'appliquer aux calculs du rendu haptique.

7.2.3 Méthodes

Dans cette section, nous présentons les principales étapes qui nous ont permis de coupler le rendu haptique au mécanisme de simulation des éléments de modèles finis. Nous rappelons que la convergence, ainsi que le comportement mécanique de notre atlas sont validés. Evidement, afin de fournir un rendu haptique le plus réaliste possible, il est important de conserver le même niveau de précision entre le calcul des déformations, qui est réaliste, mais exécuté à basse fréquence et le calcul des forces haptiques, effectué à haute fréquence.

Nous reprenons ici l'équation du système 4.3 introduit dans le chapitre 4 qui repose sur un schéma d'intégration Euler implicite linéarisé, qui nous permet d'obtenir la relation matricielle suivante :

$$\mathbf{A}\,\mathbf{x} = \mathbf{b} + \mathbf{H}^T(\mathbf{q})\lambda \tag{7.2}$$

avec $\mathbf{b}$ les forces résiduelles, à savoir la différence entre les forces externes et internes ainsi que les forces issues de l'intégration temporelle. La relation $\mathbf{H}^T\lambda$ représente les contraintes appliquées au modèle, avec λ un multiplicateur de Lagrange regroupant les intensités des forces de contacts et $\mathbf{H}$ un vecteur représentant les directions des contraintes et, qui est donc dépendant des déplacements $\mathbf{q}$.

Dans un premier temps, il est essentiel de présenter brièvement les différentes étapes de la résolution numérique de la simulation correspondant au système 7.2, avant de s'attarder sur le calcul des contacts et du rendu haptique. La simulation est exécutée selon l'ordre suivant :

1. Mouvement libre des objets ;
2. Détection des collisions ;
3. Calcul de la réponse aux contacts ;
4. Application de la réponse, corrections des mouvements.

La première étape de la simulation consiste à calculer les déplacements et déformations des différents objets sans contact, $\lambda = 0$ (Équation 7.2). Nous avons vu que les algorithmes de gradient conjugué, permettant d'approcher la solution numérique, avaient du mal à converger pour des modèles mal conditionnés. Pour améliorer la convergence, il est possible d'utiliser des pré-conditionneurs, afin d'améliorer le conditionnement. Nous allons, maintenant, introduire cette méthode dans la section ci-dessous.

Pré-conditionneurs appliqués dans le cadre de la résolution numérique des déformations

Pour améliorer la convergence du gradient conjugué, il est possible d'utiliser des pré-conditionneurs, qui vont faciliter le calcul de la matrice inverse de $\mathbf{A}$, notée $\mathbf{A}^{-1}$. L'idée est de définir un pré-conditionneur $\mathbf{P}$ suffisamment proche de $\mathbf{A}$ afin que le système $\mathbf{P}^{-1}\,\mathbf{A}$ soit semblable à la matrice identité $\mathbb{I}$, améliorant ainsi le conditionnement et par conséquent la convergence du

modèle. Ainsi, un schéma d'Euler implicite couplé à un pré-conditionneur $\mathbf{P}$ est introduit dans le système 7.2. Nous pouvons donc réécrire le système 7.2 sous la forme suivante :

$$\mathbf{P}^{-1}\,\mathbf{A}\,\mathbf{x} = \mathbf{P}^{-1}\,\mathbf{b} \tag{7.3}$$

Afin de limiter le temps nécessaire à la construction du pré-conditionneur, un calcul asynchrone de celui-ci est proposé dans [Courtecuisse et al., 2010]. L'hypothèse est que la matrice $\mathbf{A}$ ne subit pas de changement drastique entre chaque pas de temps. Par conséquent, le pré-conditionneur $\mathbf{P} = \mathbf{A}(t - Nh)$, calculé avec les valeurs de la matrice $\mathbf{A}$ N itérations avant l'actuelle, reste assez proche de la matrice courante $\mathbf{A}(t)$. Autrement dit, le pré-conditionneur asynchrone demeure une solution satisfaisante pendant plusieurs itérations consécutives. Ici, N correspond donc au nombre d'itérations entre l'étape courante et la dernière mise à jour du pré-conditionneur. Comme nous allons utiliser un pré-condtionneur très proche de la matrice $\mathbf{A}^{-1}$, le conditionnement sera très bon, et le nombre d'itérations sera faible, typiquement inférieur à 10. La figure 7.4 illustre le principe de fonctionnement de cette approche asynchrone.

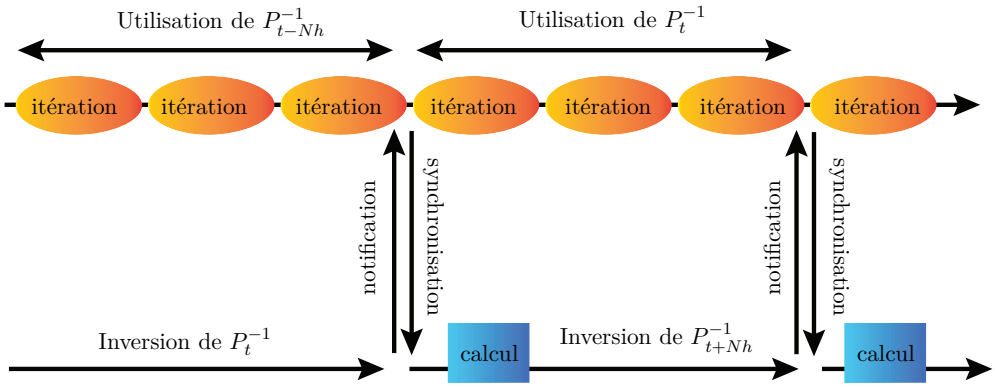


Fig. 7.4 – Principe du pré-conditionneur asynchrone. Le but est d'éviter d'alourdir la simulation en exécutant le calcul du pré-condionneur dans un fil d'exécution séparé de la boucle simulation. Dès que le nouveau pré-conditionneur est mis à jour, celui-ci est directement utilisé par la simulation pour améliorer la convergence du gradient conjugué. Ce schéma est inspiré de [Courtecuisse et al., 2013].

De cette manière, le pré-conditionneur peut être mis à jour dans un autre fil d'exécution (thread) indépendamment du déroulement de la solution. Ainsi, dès qu'un nouveau pré-conditionneur est calculé, celui-ci est utilisé dans la simulation, tandis qu'un nouveau pré-conditionneur est calculé. Les fils d'exécution ne sont pas synchronisés afin que le pré-conditionneur soit mis à jour en permanence, permettant au gradient conjugué d'avoir la dernière version disponible. Bien que les changements de la matrice $\mathbf{A}$ restent faibles entre plusieurs pas de temps consécutifs, de petites rotations peuvent mener à des divergences plus importantes, réduisant ainsi l'intérêt des pré-conditionneurs. Pour pallier à ce problème, il est nécessaire d'introduire une matrice de rotation diagonale par bloc, $\mathbf{R}$ regroupant toutes les rotations de chaque élément au moment de la mise à jour du pré-conditionneur. Nous en déduisons de l'équation 7.3 la relation suivante :

$$\mathbf{R}\,\mathbf{P}^{-1}\,\mathbf{R}^{\mathbf{T}}\,\mathbf{A}\,\mathbf{x} = \mathbf{R}\,\mathbf{P}^{-1}\,\mathbf{R}^{\mathbf{T}}\,\mathbf{b} \tag{7.4}$$

Cette méthode est inspirée de l'approche corotationnelle présentée dans le chapitre 4. La différence fondamentale réside dans le fait que la rotation est ici calculée aux nœuds là où l'approche corotationnelle propose une rotation calculée au niveau des éléments. L'avantage est que la rotation aux noeuds est beaucoup plus rapide à appliquer sur le modèle. Même si celle-ci n'est pas exacte, elle permet d'améliorer la qualité du pré-conditionneur.

Il existe de nombreux pré-conditionneurs implémentés sous Sofa, comme le Jacobi ou le Cholesky par exemple. Un comparatif des performances des différents pré-conditionneurs est présenté dans [Courtecuisse et al., 2010]. Le pré-conditionneur utilisé dans cette étude repose sur la factorisation de Cholesky alternative. Cette solution permet d'améliorer fortement la convergence du gradient conjugué. Une des contributions développées dans ce chapitre est d'utiliser ce pré-conditionneur asynchrone pour l'appliquer à la résolution des contacts notamment pour obtenir un rendu haptique précis. Avant de présenter ce pré-conditionneur, il est nécessaire d'expliquer comment la réponse aux contacts est calculée.

Application des pré-conditionneurs pour la réponse aux contacts

Lors de la première étape de la simulation, il est probable que les différents objets simulés entrent en collision et subissent des interpénétrations. Par conséquent, une détection des contacts est nécessaire. Cette seconde étape permet la mise à jour de la matrice $\mathbf{H}$. Enfin, la réponse des contacts peut être calculée, avant d'être appliquée aux différents objets de la simulation. Cette réponse, traduit une correction, qui assurera la non-interpénétration des objets.

Dans la suite de cette partie, la réponse aux contacts est formulée comme un problème de complémentarité linéaire. Cette formulation permet de simuler la loi de contact de Signorini. En pratique, nous allons nous intéresser principalement à la matrice de ce LCP donc notre approche peut être étendue au frottement de Coulomb (*Non Linear Complementarity Problem*) comme dans [Duriez et al., 2006] et à d'autres contraintes (*Mixed Linear Complementarity Problem*) comme dans [Peterlik et al., 2011]. La loi de Signorini interdit toutes interpénétrations des objets, et est souvent représentée par la relation complémentaire suivante :

$$0 \leq \delta \perp \lambda \geq 0 \tag{7.5}$$

avec $\perp$ la relation de complémentarité, δ l'interpénétration et λ la force de contact. Ainsi, si l'interpénétration est positive, aucune force de réponse ne sera appliquée. La réponse aux collisions va donc être obtenue en résolvant le LCP de la forme :

$$\delta = \mathbf{H}\mathbf{A}^{-1}\mathbf{H}^T\lambda + \delta_{free} \tag{7.6}$$

avec δ_{free} l'interpénétration avant la résolution des contacts (mouvement libre). La principale difficulté est alors de calculer la matrice $\mathbf{H}\mathbf{A}^{-1}\mathbf{H}^T$, car le calcul de l'inverse de la matrice $\mathbf{A}$ est un processus extrêmement chronophage.

L'idée est alors d'appliquer la méthode des pré-conditionneurs, introduite ci-dessus, à la résolution du système LCP (Équation 7.7). Ainsi, une estimation de la matrice de compliance peut être utilisée, $\mathbf{P} \approx \mathbf{A}^{-1}$, afin de réduire les temps de calcul de la solution exacte.

Dans le papier de [Courtecuisse et al., 2013], un pré-conditionneur basé sur la factorisation de Cholesky alternative ou factorisation de Crout. Celui-ci est calculé et mis à jour de manière asynchrone afin d'éviter d'alourdir la simulation lors de sa construction. De plus, il est optimisé pour profiter de la parallélisation GPU qu'offre l'architecture des cartes graphiques. Ainsi, nous disposons de suffisamment de temps pour calculer la factorisation du pré-conditionneur, de la forme :

$$\mathbf{A} \approx \mathbf{P} = \mathbf{L}\mathbf{D}\mathbf{L}^T \tag{7.7}$$

avec $\mathbf{L}$ une matrice triangulaire inférieure et $\mathbf{D}$ une matrice diagonale. Cette matrice factorisée $\mathbf{P}$ est supposée être très proche de $\mathbf{A}$. Elle peut, par conséquent, être utilisée comme pré-conditionneur du gradient conjugué afin de favoriser sa convergence. En pratique, on peut renforcer encore la convergence en utilisant une matrice de rotation calculée aux nœuds [Courtecuisse et al., 2013]. Habituellement un pré-conditionneur est utilisé pour améliorer la convergence du gradient conjugué. Mais comme expliqué plus haut, nous pouvons aussi utiliser cette approximation pour calculer la matrice du LCP. Nous obtenons alors le système :

$$\mathbf{H}\mathbf{P}^{-1}\mathbf{H}^T = \mathbf{H}(\mathbf{L}\mathbf{D}\mathbf{L}^T)^{-1}\mathbf{H} \tag{7.8}$$

Dans la suite, nous allons montrer comment cette approche peut être étendue pour le rendu haptique. Pour cela, il nous faut introduire la méthode de calcul du rendu haptique.

Rendu haptique

Pour le calcul du rendu haptique nous proposons d'étendre l'approche proposée dans [Peterlik et al., 2011]. Le rendu haptique est basé sur une approche multithread (plusieurs fils ou boucles d'exécution). Un représentant intermédiaire est utilisé pour partager et stocker la matrice du LCP entre la boucle simulation et la boucle haptique. Effectivement, une fois que la matrice de LCP est obtenue, celle-ci est résolue dans la boucle de la simulation (basse fréquence). Elle est également partagée pour une utilisation dans la partie haptique. Ainsi, nous différencions la boucle de simulation calculée à basse fréquence (typiquement entre 30 et 60 Hz), et la boucle haptique qui est calculée à haute fréquence (1 000 Hz). Lors de cette dernière, les contraintes haptiques sont mises à jour en fonction de la dernière position du dispositif haptique. Ainsi, un nouveau calcul du LCP est effectué, cette fois à fréquences élevées, pour permettre le rafraîchissement des forces de contact dans la partie haptique uniquement.

Cependant, la méthode présentée dans [Peterlik et al., 2011] est basée sur un pré-calcul de $\mathbf{A}^{-1}$, là où nous proposons d'utiliser le pré-conditionneur asynchrone pour la mise à jour des contraintes haptiques (équation 7.8). L'avantage de notre extension est que, désormais, ce calcul est basé sur une mise à jour asynchrone de $\mathbf{P}^{-1}$, qui est censée être très proche de la matrice de compliance $\mathbf{A}^{-1}$ du modèle en éléments finis, c'est-à-dire notre atlas. Ainsi, nous obtenons une bonne précision des forces de contact calculées pour le rendu haptique. Effectivement, la boucle haptique utilise, la meilleure estimation possible de la compliance, qui est directement fondée sur notre atlas mécanique qui a été, en outre, validé. Nous pouvons ainsi espérer conserver cette qualité lors

de l'exécution en multithread du rendu haptique. Pour s'en assurer, nous proposons deux tests basés sur notre modélisation en éléments finis de l'oreille moyenne. La figure 7.5 représente le fonctionnement de notre approche.

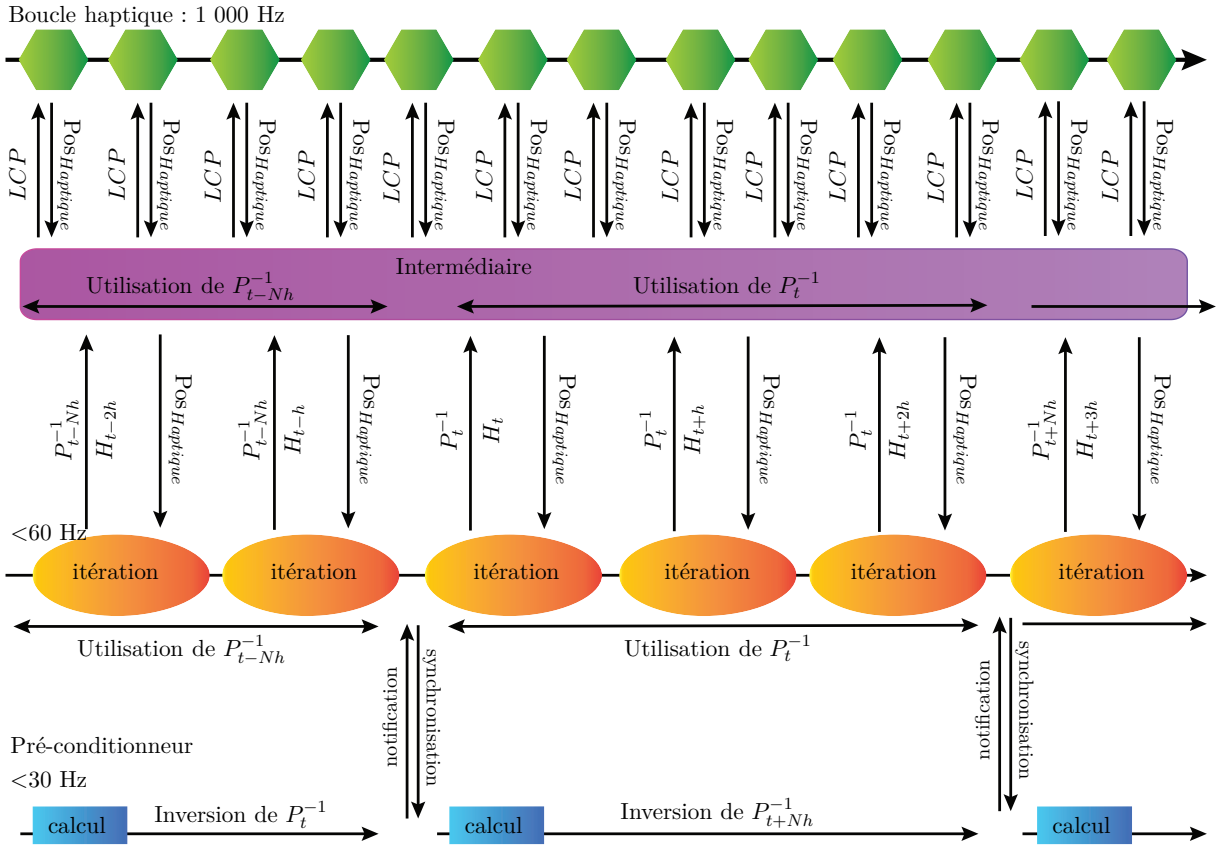


Fig. 7.5 – Principe de fonctionnement de la boucle haptique et de la boucle de simulation pour le calcul des forces haptiques à retourner à l'utilisateur.

7.2.4 Analyse du réalisme du rendu haptique

Évaluation numérique

L'objectif est d'analyser l'effet des différentes approches concernant le rendu haptique et la mise à jour de la compliance présentée dans la section précédente. De surcroit, la précision du rendu haptique est évaluée, en comparant les forces de contacts calculées dans la boucle simulation à celles issues de la partie haptique, notamment pour évaluer la précision de l'approche sur multithread. Pour cela, plusieurs simulations sont exécutées avec des pas de temps différents, allant de 1 ms, pour synchroniser la partie haptique et la boucle simulation représentant ainsi notre référence, à 40 ms. Afin de comparer les simulations entre elles, il est nécessaire de simuler toujours la même interaction entre un instrument et l'atlas. Par conséquent, les trajectoires, d'un instrument virtuel représentant l'interface haptique, ont été planifiées et reproduites de façon similaire sur nos différentes simulations. Ainsi, les positions de l'interface haptique sont déterminées par ces

trajectoires lors de la lecture des positions réelles du dispositif haptique, que ce soit à basse fréquence pour la partie simulation ou à 1 000 Hz pour la partie haptique. Ces trajectoires programmées nous permettent d'exercer un contact constant et similaire entre l'instrument et les structures anatomiques pour toutes les simulations.

Résultats : Le mauvais conditionnement de la matrice $\mathbf{A}$ de notre simulation justifie clairement notre approche. En effet, nous observons que l'algorithme du gradient conjugué sans pré-conditionneur a du mal à converger. Dans le meilleur des cas, il faut plus d'une seconde pour calculer les milliers d'itérations nécessaires au gradient conjugué simple pour arriver à une convergence. Bien que théoriquement, le gradient conjugué est censé converger au bout d'un certain nombre d'itérations, la convergence n'est pas atteinte, dans le pire des cas, en raison d'erreurs numériques accumulées au cours des itérations. Nous observons des résultats similaires avec un pré-conditionneur calculé dans la configuration initiale $\mathbf{P_0}$ [Saupin et al., 2008, Peterlik et al., 2011]. Cela signifie que les précédentes méthodes implémentées sous SOFA, ne peuvent pas être appliquées pour notre simulation.

Lorsque nous utilisons l'approche développée ci-dessus, avec le pré-conditionneur asynchrone basé sur une factorisation de Cholesky alternative [Courtecuisse et al., 2013], un rafraîchissement stable de 60 Hz est observé lorsque les objets ne sont pas en contact. Cette fréquence diminue à 48 Hz lorsque l'instrument entre en collision avec notre atlas. Cette diminution est due au calcul de la détection et de la réponse aux collisions. Les forces en Newton calculées dans la boucle haptique et dans la boucle de la simulation sont reportées dans le tableau 7.1, en fonction du pas de temps de la simulation. Etant donné que les trajectoires de l'interface sont planifiées, les interactions sont censées être similaires pour chaque simulation.

Calcul (thread)	$h = 1ms$	$4ms$	$10ms$	$40ms$
Simulation	0.276	0.253	0.333	0.234
Haptic	0.281	0.273	0.291	0.233

Tab. 7.1 – Comparaison des forces, en Newton, calculées dans la partie simulation et dans la boucle haptique pour des interactions outils/organes semblables. Différents pas de temps, notés h, ont été simulés pour valider l'approche haptique, présentée dans ce chapitre. Celle-ci est basée sur un pré-conditionneur asynchrone $\mathbf{LDL}^T$ permettant d'améliorer la convergence du gradient conjugué et surtout la précision des forces de contacts pour la simulation et pour le retour de force.

Contexte chirurgical

Un deuxième test est effectué au moyen d'un dispositif haptique en condition temps réel. Un micro-instrument est implémenté sous SOFA, permettant aux chirurgiens de manipuler directement l'atlas avec un dispositif haptique. Les interactions entre les instruments et l'atlas sont traitées en utilisant les approches basées sur les contraintes présentées ci-dessous. Le pré-conditionneur asynchrone avec la factorisation $\mathbf{LDL}^T$ est utilisé pour améliorer la convergence du gradient conjugué et pour le calcul du rendu haptique. Une interface haptique Phantom Omni

(Sensable, Wilmington, USA) avec six degrés de liberté en positionnement et de trois en retour de forces est utilisée pour interagir avec la simulation. Nos simulations sont effectuées sur une station de travail conventionnelle. Un schéma d'Euler implicite avec un pas de temps de 40 ms est utilisé. Le rendu 3D de la scène virtuelle est assuré par un casque de réalité virtuelle HMZ-T2 (Sony, San Diego, USA).

Lors de la palpation de l'enclume, un taux de rafraîchissement stable de 47 Hz est observé. La convergence du gradient conjugué couplé au pré-conditionneur est atteinte en un maximum de 7 itérations. Lorsque l'instrument chirurgical est en contact avec la chaîne ossiculaire, les forces sont calculées et retournées à l'utilisateur *via* le dispositif haptique. Là encore, nous avons observé que les forces calculées dans la boucle de la simulation et dans la partie haptique étaient similaires, bien que les cadences de mise à jour soient différentes (47 Hz pour la simulation contre 1 000 Hz pour le rendu haptique). Il est important de constater que l'algorithme du rendu haptique reproduit fidèlement les forces calculées sur le modèle en éléments finis (atlas), qui a été validé.

7.2.5 Discussion

Les résultats montrent que l'algorithme du gradient conjugué, même couplé à un pré-conditionneur de la matrice de compliance dans sa position de repos, a des difficultés à converger avec notre atlas. Ceci est dû au mauvais conditionnement du modèle et notamment au rapport important masse/raideur de notre modèle, ainsi qu'à la présence de matériaux dont les raideurs sont très hétérogènes. En revanche, nous observons que cette convergence est assurée avec un maximum de 7 itérations avec le pré-conditionneur asynchrone basé sur une factorisation $\mathbf{LDL}^T$ implémentée sur GPU. Ce pré-conditionneur présente, donc, de nombreux avantages. Premièrement, il permet une convergence rapide de notre modèle avec un taux de rafraichissement compatible avec une simulation temps réel (rafraichissement supérieur à 30 Hz). Cette convergence rapide suggère que la relation $\mathbf{P}^{-1}\,\mathbf{A}$ est proche de l'identité et donc que le pré-conditionneur $\mathbf{P}$ est une bonne estimation de la matrice de compliance $\mathbf{A}$ de notre modèle. De plus, le réalisme de notre atlas a été validé avec succès en confrontant des résultats à des expérimentations sur des os temporaux humains (chapitre 5). Ce pré-conditionneur, en plus d'améliorer les temps de calcul, admet également une modélisation robuste et de précision.

Au cours de ce travail de thèse, nous avons décidé d'utiliser cette approche à la fois rapide et réaliste pour l'appliquer au rendu haptique. Les résultats des expériences présentés dans ce chapitre prouvent que cette approche est tout à fait viable pour calculer précisément les contraintes au niveau haptique. Une synchronisation avec la boucle haptique est réalisée à haute fréquence, avec la position courante du dispositif haptique. Les résultats montrent que la méthode de rendu haptique garantit la cohérence des forces à des fréquences à la fois élevées et basses et ceci pour des pas de temps différents. Ainsi, quelque soit le pas de temps de la simulation, les forces retournées à l'utilisateur *via* les interfaces haptiques ou bien calculées dans la partie simulation sont semblables et reproductibles. Par conséquent, ces résultats montrent que la simulation temps réel et le rendu haptique réaliste d'une modélisation sur corps déformable non homogènes sont

possibles en utilisant le procédé présenté dans ce chapitre. Ceci constitue un nouvel avantage non négligeable pour la simulation haptique sur des corps déformables non homogènes. A notre connaissance, l'approche haptique introduite dans ce chapitre est la première méthode compatible avec des modélisations non linéaires incluant de grandes hétérogénéités.

Les performances de calculs des déformations, des collisions et des contraintes de notre atlas, sont suffisantes pour atteindre un calcul en temps réel, avec un taux de rafraichissement minimal très satisfaisant de 47 Hz. Les résultats montrent, également, que notre simulation, basée sur les approches décrites ci-dessus, retranscrit un retour de forces précis et reproductible.

Nous n'avons pas pu évaluer expérimentalement le réalisme du retour de forces. Ce genre d'expérimentation est difficilement réalisable. Cependant, nous insistons sur le fait que le retour haptique est calculé à partir d'une bonne estimation de la compliance de notre atlas, dont le comportement mécanique est validé. Par conséquent, nous pouvons supposer, par réciprocité, que le retour de forces est réaliste. Cependant, seule une expérimentation, avec des mesures précises et répétées des forces appliquées lors de l'interaction d'un instrument avec une chaîne des osselets, permettrait de valider cette hypothèse et, de surcroit, le réalisme global de notre simulation. Nous verrons cependant comment nous pouvons concrétiser ce test, en utilisant un robot télé-opéré, lorsque nous aborderons les perspectives de ce travail. Néanmoins, nous observons que les forces calculées lors de nos simulations (0.27 N) (tableau 7.1) sont dans le même ordre de grandeur que les forces décrites dans la littérature lors d'expérimentations sur des pièces anatomiques humaines [Hüttenbrink, 1993, Miroir et al., 2008, Lauxmann et al., 2012, Bergin et al., 2014]. Les auteurs, de cette dernière étude, mesurent les forces appliquées sur différents osselets, à l'aide d'un instrument chirurgical équipé d'un capteur de force. Par exemple, lors de la palpation de l'enclume, les forces appliquées sont de 0.098 N pour les chirurgiens experts, 0.418 N pour les juniors et de 0.655 N pour les jeunes internes [Bergin et al., 2014].

Au cours de ce chapitre nous avons été en mesure de réaliser avec succès des interactions haptiques à l'aide d'un dispositif haptique sur notre atlas de l'oreille moyenne. Les forces haptiques mises en jeu étaient inférieures à 1 N. Or, les forces de frictions (transparence) de notre dispositif haptique Phantom Omni sont de 0.26 N. Cette interface n'est donc pas adaptée à notre application, car elle ne permet pas à l'utilisateur de percevoir correctement les forces appliquées aux structures. Étant donné que l'objectif du simulateur est de fournir un outil pour la formation et pour l'entraînement, il est important d'offrir un rendu haptique réaliste. Pour cela, un autre dispositif haptique doit être utilisé dans notre simulateur afin de reproduire les tremblements de l'apprenti et une sensation tactile conforme.

7.3 Système télé-opéré, RobOtol

7.3.1 Intérêts

Aujourd'hui, la robotique chirurgicale constitue une forte attente dans le cadre des soins médicaux. Ces systèmes sont conçus pour améliorer la qualité et la sécurité des interventions

chirurgicales, en apportant de nombreux avantages sur le plan clinique comme, par exemple, la réduction de la durée d'hospitalisation [Finkelstein et al., 2010]. En effet, les systèmes robotiques, comme les techniques de chirurgie assistées par ordinateur de manière générale, contribuent à assister le chirurgien pour perfectionner sa gestuelle, grâce notamment, à l'apport de nouvelles informations, aux multiples améliorations sur le plan ergonomique, ou encore sur la précision du geste afin d'augmenter l'efficacité de l'acte chirurgical. Dans certains cas, ces dispositifs permettent de développer de nouvelles procédures ou approches chirurgicales. Toutefois, lorsque l'utilisation d'un nouveau dispositif chirurgical modifie la pratique clinique, de nouvelles procédures doivent être conçues, évaluées et enseignées avant une utilisation réelle. Le but de ce travail est, entre autre, de montrer comment une simulation chirurgicale peut être l'outil d'investigation d'une telle étude portant sur la mise au point, la formation et le développement de nouvelles techniques et procédures chirurgicales robotiques.

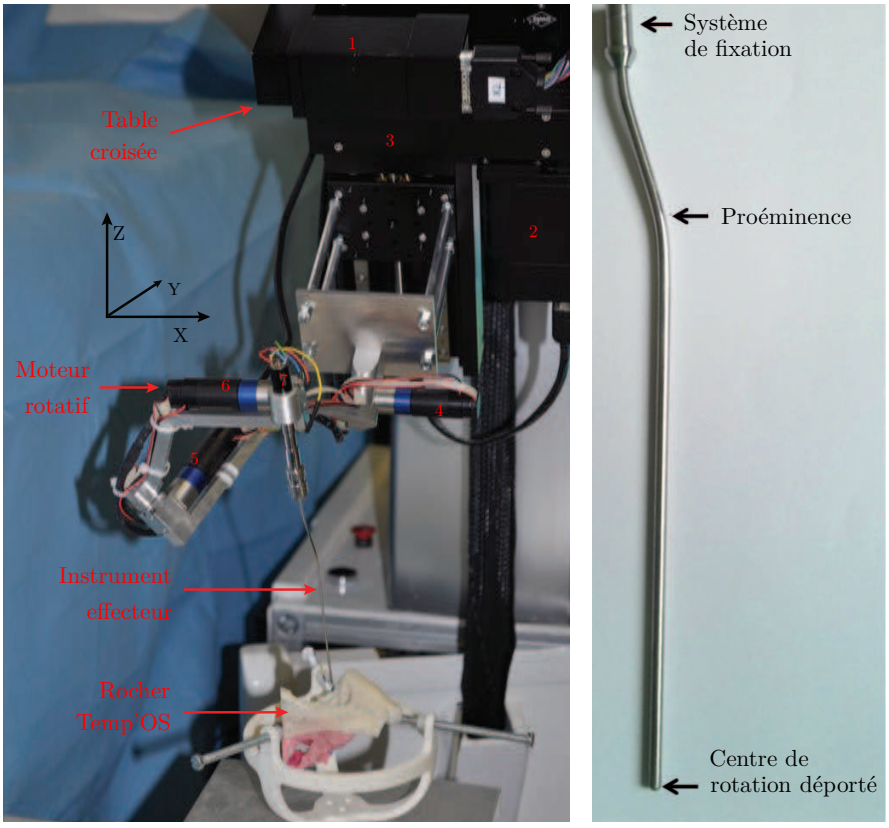
Récemment la chirurgie otologique a fait l'objet de nombreux travaux sur le développement de systèmes robotisés afin d'améliorer l'ergonomie et le geste chirurgical, qui sont deux caractéristiques majeures, pouvant être améliorées, de cette microchirurgie. Une partie, dédiée à ces nombreux travaux, est disponible dans la section 1.5. Différents partenaires de ce travail de thèse sont impliqués dans la conception d'un robot télé-opéré d'assistance à la chirurgie de l'oreille moyenne, RobOtol [Miroir et al., 2012]. La chirurgie de l'otospongiose a été prise comme référence pour l'établissement du cahier des charges de ce robot. Ce système va, dans les prochains mois, être évalué afin d'obtenir les approbations nécessaires pour les premiers essais cliniques. Dans ce contexte, nous proposons d'utiliser la simulation comme support d'aide au développement, à l'évaluation et à l'enseignement du RobOtol. Le premier objectif est donc de fournir une simulation permettant d'étudier et d'adapter la chirurgie otologique à ce nouveau dispositif, avant un réel usage en clinique. Un autre but de la simulation serait d'être le support de la formation pour les médecins afin de les familiariser avec le RobOtol et ses procédures pour faciliter le passage de la chirurgie classique aux procédures assistées par ordinateur. Ainsi, nous souhaitons intégrer le RobOtol dans notre simulateur afin d'étudier ces différentes problématiques. Pour cela, il est nécessaire de décrire les caractéristiques du système RobOtol. Les résultats issus de cette intégration seront plus largement abordés dans les sections consacrées à la simulation du fraisage de la platine de l'étier et de la dépose d'une prothèse ossiculaire.

7.3.2 Description du système télé-opéré

Le développement de ce robot a fait l'objet d'un travail de thèse réalisé au sein de l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (ISIR, Paris, France) en partenariat avec la société Collin SA (Bagneux, France) et du laboratoire UMR-S 867 (Inserm) [Miroir, 2009]. Une description succincte du système télé-opéré est présentée dans un premier temps. Les simulations réalisées avec ce dispositif seront présentées dans un second temps avec les résultats des simulations manuelles dans les sections 7.4 et 7.4.2.

Ce robot est nommé RobOtol pour l'association des notions « robot » et « otologie ». RobOtol est un système télé-opéré avec, à l'origine, 6 degrés de liberté (Fig. 7.6(a)). Récemment un 7^{e} degré de

liberté a été rajouté dans le but d'actionner une micro-pince. RobOtol (bras esclave) est contrôlé à l'aide d'un bras maître, plus précisément un dispositif haptique Phantom Omni (Sensable , Wilmington, USA) ou une SpaceMouse (3Dconnexion, Munich, Allemagne). Ces deux dispositifs ont 6 degrés de liberté en entrée et sont, actuellement, en cours d'évaluation. Aujourd'hui, aucun retour de force n'est retransmis à l'utilisateur. Le robot est composé d'une table croisée X,Y,Z (n° 1, 2 et 3 sur la figure 7.6(a)) comportant trois platines linéaires. Des actionneurs rotatifs permettent de motoriser les trois liaisons rotoïdes du robot (n° 4, 5 et 6 sur la figure 7.6(a)) s'achevant par un porte instrument maintenant l'outil effecteur (Fig. 7.6(b)). Ce dernier dispose d'un moteur (n° 7 sur la figure 7.6(a)) permettant d'actionner une pince située à la pointe de l'instrument. La cinématique choisie admet un centre de rotation déporté en coïncidence avec la partie distale de l'outil, ce qui permet d'obtenir des rotations pures à cette extrémité sans solliciter les moteurs linéaires de la table croisée. De plus, cette solution permet, par définition, d'effectuer des rotations de l'outil du robot sans que la pointe de celui-ci ne soit mobilisée. Cette particularité est très pratique dans un espace de travail de forme tronconique comme celui de l'oreille moyenne.



(a) Système RobOtol (b) Instrument

Fig. 7.6 – Photographie du système télé-opéré d'assistance à la microchirurgie de l'oreille moyenne, RobOtol. a) Le robot est composé d'une table croisée (trois moteurs linéaires, n° 1, 2 et 3) et de quatre moteurs rotatifs (n° 4, 5, 6 et 7). Un modèle synthétique de l'oreille moyenne est représenté (Temp'OS, Collin SA, Bagneux, France). b) L'effecteur dispose d'une proéminence afin d'éviter tout encombrement visuel. Le centre de rotation déporté est situé à la pointe de l'outil.

Un microscope opératoire avec une distance focale de 300 mm est placé au-dessus du robot, afin de permettre au chirurgien de visualiser correctement les différentes structures anatomiques. Celui-ci doit être orienté de manière à ce que l'axe de vision du microscope opératoire soit colinéaire à l'axe Z de la table croisée, et au conduit auditif externe (ligne pointillée en vert sur la figure 7.7). La conception et la cinématique du robot ont été optimisées afin que toute la zone de l'oreille moyenne soit accessible. De plus, la conception est basée sur la préservation du champ de vision et sur la distance minimale entre le bras du robot et le patient [Miroir et al., 2012]. Une pédale de veille automatique (nommée également homme mort) permet d'activer le couplage entre le bras maître et le bras esclave. Le mode de couplage et la commande du robot implémentée dans la simulation sont détaillés dans [Kazmitcheff et al., 2011].

Un schéma du type position-position est utilisé avec le Phantom Omni et position-vitesse pour la space mouse. Nous définissons, simplement, la commande position-position comme suit : le robot se déplace pour suivre la position du bras maître et il s'arrête quand il a atteint la cible (position actuelle du bras maître) ou lorsque le chirurgien libère la pédale de veille automatique. Le mode position-vitesse comme : le robot se déplace dans la direction correspondant au mouvement du joystick à une vitesse proportionnelle au débattement de celui-ci ; le robot s'arrête uniquement si le débattement du joystick est nul ou si la pédale de veille automatique est relevée.

Ces deux modes de commandes sont principalement dus aux différents espaces de travail de ces deux systèmes maîtres. Le Phantom Omni admet une gestuelle plus proche de la chirurgie conventionnelle. De plus, en appliquant un facteur de démultiplication, l'espace de travail du bras haptique est similaire à celui de la zone chirurgicale. Ce paramètre de démultiplication permet de modifier l'échelle entre le système maitre et le dispositif esclave. Par exemple, un déplacement de 10 mm du bras maître (Phantom Omni) pourrait correspondre à un mouvement de 1 mm de la partie esclave (RobOtol). Ainsi, l'utilisateur peut effectuer une gestuelle beaucoup plus ample, améliorant ainsi son confort et sa précision. En revanche, l'espace de travail de la space mouse ne permet pas de réaliser des mouvements de grande amplitude. Ce dispositif est semblable à un joystick. Par conséquent un contrôle en position-position ne peut être appliqué de manière ergonomique.

Le partenaire industriel souhaite comparer ces deux interfaces. Le phantom Omni semble plus proche de la chirurgie conventionnelle par sa forme et par le mode de commande en position-position. La space mouse est plus petite, moins fragile, moins chère et admet une gestuelle significativement différente de la chirurgie classique (plus proche d'un grutier). Cependant, il est indispensable de définir quelle interface est la plus pratique et intuitive à utiliser, notamment pour les mouvements complexes, nécessitant une forte maniabilité, comme lors d'une intervention microchirurgicale. Une simulation virtuelle permettrait de réaliser un grand nombre de tests dans des conditions chirurgicales. Nous reviendrons plus en détail sur cette possibilité dans le chapitre 8.

Nous venons de présenter brièvement le robot télé-opéré, RobOtol. Le lecteur intéressé pourra se référer aux publications suivantes pour plus d'informations [Miroir, 2009, Miroir et al., 2012, Kazmitcheff et al., 2011]. Nous allons maintenant nous intéresser à la simulation de deux

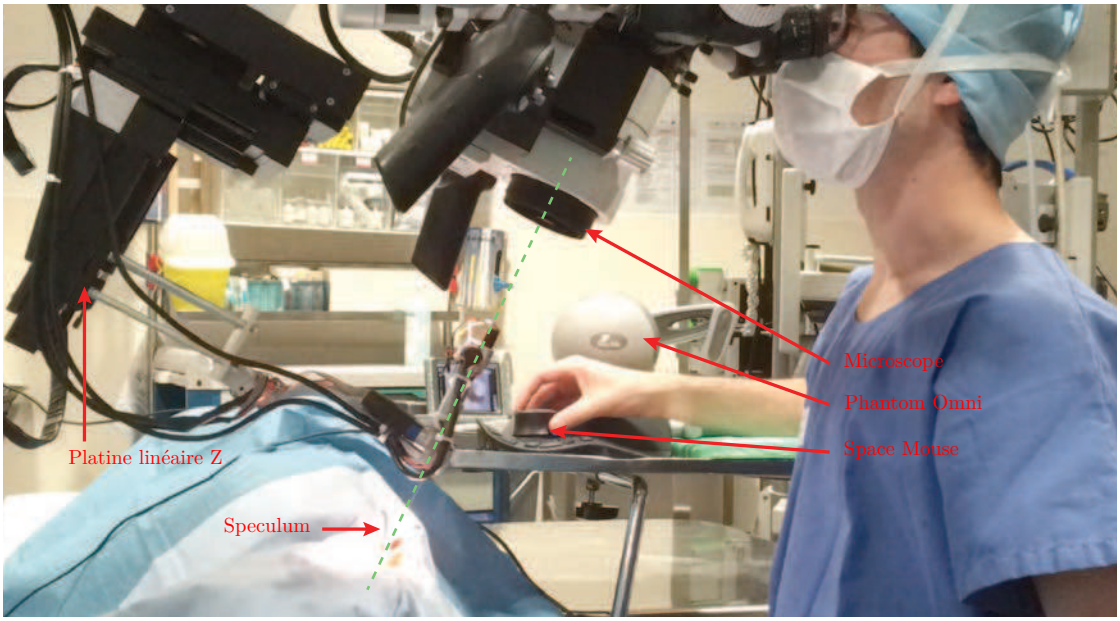


Fig. 7.7 – Photographie réalisée dans une salle d'opération lors de l'évaluation de l'encombrement du RobOtol. Le chirurgien commande le robot à l'aide d'une space mouse ou d'une interface haptique. Un microscope permet de maximiser la vue de la scène opératoire pour le chirurgien.

procédures exigeantes de la microchirurgie otologique. Ces simulations nous permettront d'illustrer le fonctionnement du robot dans des conditions chirurgicales afin d'étudier de nouvelles approches. De plus, nous verrons comment nous pouvons évaluer la qualité d'une intervention sur l'oreille moyenne. Enfin, une discussion de l'intérêt de la simulation chirurgicale temps réel permettra d'introduire les perspectives à long terme du projet, en couplant la simulation présentée dans ce document au système robotisé.

7.4 Simulations de la chirurgie de l'otospongiose

Cette section présente la modélisation de deux temps opératoires de la chirurgie de l'oreille moyenne impliqués dans la procédure de la platinotomie dédiée au traitement de l'otospongiose. La première est la réalisation du fraisage de la platine de l'étrier, qui est suivi par le placement et la pose de la prothèse ossiculaire au travers de la platine, tout en l'accrochant sur la branche descendante de l'enclume. Ces deux temps opératoires ont été choisis en raison du réel défi qu'ils représentent, que ce soit pour le chirurgien lors de la chirurgie, comme pour leur modélisation virtuelle. Effectivement, ces deux étapes nécessitent d'intervenir directement sur la chaîne des osselets, qui est extrêmement sensible. Le moindre mouvement involontaire peut provoquer une dislocation d'un des osselets, compromettant la qualité de la réhabilitation et pouvant même mener à une surdité totale et irréversible. Nous décrivons, ici, la mise en œuvre de la simulation de ces deux procédures. Celles-ci seront illustrées principalement par les travaux portant sur les problématiques de l'évaluation de la chirurgie pour l'aspect pédagogique et sur le concept d'aide

au développement du robot. Nous étudierons, ainsi, comment les différentes approches développées au cours de ce document répondent aux objectifs du travail de thèse définis dans le chapitre 3.

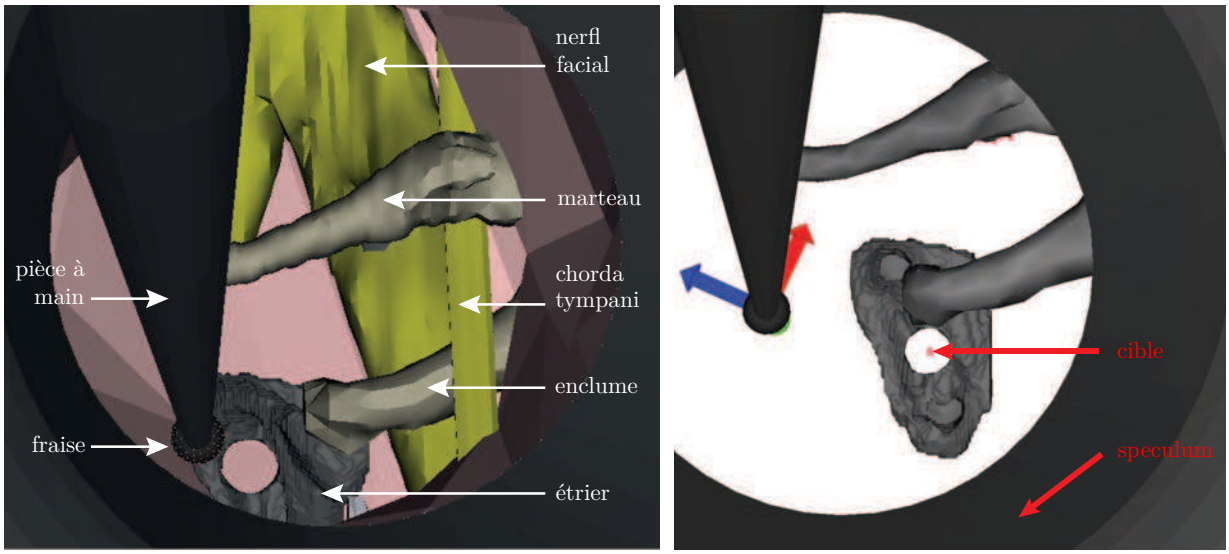
7.4.1 Platinotomie

En chirurgie conventionnelle, une platinotomie consiste à perforer la platine de l'étrier à l'aide soit d'un Laser, soit d'une tréphine ou encore d'une micro-fraise Skeeter Ototool. Le Laser est une technique relativement sûre, puisque celle-ci ne nécessite pas d'être au contact de la chaîne des osselets lors de la perforation de la platine de l'étrier. Cependant, cette technique peut augmenter la température de la platine et endommager potentiellement l'oreille interne et, par conséquent, les résultats auditifs postopératoires. De plus, une calibration au diamètre souhaité est nécessaire après usage du Laser. Cette calibration est effectuée à l'aide d'une micro-fraise. La méthode du fraisage ne présente pas le désavantage de la hausse soudaine de la température. Cependant, le geste appliqué nécessite une plus grande précision étant au contact avec les osselets. Nous avons présenté une modélisation du fraisage osseux dans la section 7.1. Cette approche est appliquée pour modéliser la platinotomie.

Pour une prothèse d'un diamètre de 0.4 mm, une platinotomie de 0.6 mm de diamètre est nécessaire. Une trop grande différence de diamètre, ou une platinotomie de forme anormale (elliptique par exemple), peut provoquer une fuite des fluides de l'oreille interne vers la cavité de l'oreille moyenne. Il s'agit d'une complication importante associée à une perte de l'audition au niveau de l'oreille interne. De même un fraisage trop profond peut endommager les structures de l'oreille moyenne conduisant à des troubles de l'équilibre ou à une surdité sévère. L'os temporal, le nerf facial et le spéculum d'un diamètre de 6 mm sont représentés visuellement afin de reproduire l'environnement chirurgical et les différentes obstructions visuelles (Fig. 7.8(a)). Les collisions sont uniquement calculées entre la fraise et les composants de l'oreille moyenne. Pour terminer la tâche avec succès, les chirurgiens doivent réaliser un trou calibré de 0.6 mm de diamètre dans la platine de l'étrier.

Une pièce à main chirurgicale équipée d'une fraise d'un diamètre de 0.6 mm est implémentée sous sofa-framework. Celle-ci est commandée par l'utilisateur à l'aide d'une interface haptique (Fig. 7.8(a)). Elle peut également être montée de manière virtuelle sur l'outil effecteur du robot. Bien que ce montage n'a pas été réalisé sur le robot physique (réel), il est possible par la simulation virtuelle de concevoir cette association. Il est, par conséquent, envisageable d'étudier l'encombrement visuel d'un tel montage par la simulation.

Afin d'aborder l'aspect pédagogique, nous allons illustrer la simulation de la platinotomie par une expérience, où nous avons étudié la précision et la répétabilité de l'emplacement de la platinotomie. Étant donné que nous souhaitons évaluer le robot télé-opéré avant ses premiers essais cliniques, cette expérience a été réalisée avec le robot. Pour cela, nous avons demandé à un chirurgien de localiser l'emplacement idéal de la platinotomie sur notre modèle (Fig. 7.8(b)). Cette position optimale est affichée uniquement au début de la simulation pendant quelques secondes pour éviter la divergence d'estimation de cette position. L'objectif est de déterminer avec quelle précision le chirurgien peut atteindre une cible désirée, dans notre cas mémorisée, avec le système télé-opéré.



(a) (b)

Fig. 7.8 – Simulation de la platinotomie à l'aide d'une micro-fraise. a) Capture prise lors de la simulation. b) Capture de la simulation après suppression visuelle de certaines structures permettant de voir l'emplacement de la cible (point rouge).

Enfin, plusieurs simulations ont été réalisées, le temps, la distance minimale entre la partie distale de la fraise (centre) et la cible, ainsi que le volume de fraisage ont été enregistrés afin d'évaluer la précision et la répétabilité du geste. Les résultats sont donnés sous la forme moyenne ± écart-type.

Résultats :

L'approche de fraisage présentée en début de chapitre 7.1, qui est basée sur des cartes de distances signées et couplées à un algorithme *Marching Cube*, permet de modéliser le fraisage sur un modèle non prédéfini. Ainsi il a été possible de réaliser plusieurs platinotomies de manière complète, partielle ou anormale (forme elliptique par exemple) manuellement ou avec le robot comme le montre la figure 7.9.

Lors de la simulation de la platinotomie, un taux de rafraichissement supérieur à 40 Hz est observé lorsque que la fraise n'est pas en contact avec la chaîne ossiculaire. Cette fréquence chute autour de 20 Hz lors de contacts importants et prolongés. Il s'agit de la limite acceptable pour une simulation temps réel. La fréquence la plus basse enregistrée lors de toutes ces simulations est de 10 Hz. Celle-ci est encore trop faible pour une application temps réel. Par conséquent, un travail d'optimisation de la méthode de fraisage reste à faire. L'intégration du robot ne modifie pas ses résultats.

Cinq platinotomies ont été réalisées pour évaluer la précision du robot. Le temps moyen des simulations est de 80 ± 17 secondes dont 39 ± 10 secondes, soit près de 50% du temps total est réservé exclusivement à la descente de l'outil au contact de la platine. La précision à la cible était de 0.07 ± 0.03 mm, sur une platine de forme elliptique de grand et petit diamètres de,

respectivement, 2.80 mm et 1.52 mm, avec un outil dont le diamètre distal est de 0.6 mm. Nous observons un volume de fraisage de 0.11 ± 0.004 mm^3, correspondant à 7.3 ± 0.33 % du volume total de l'étrier.

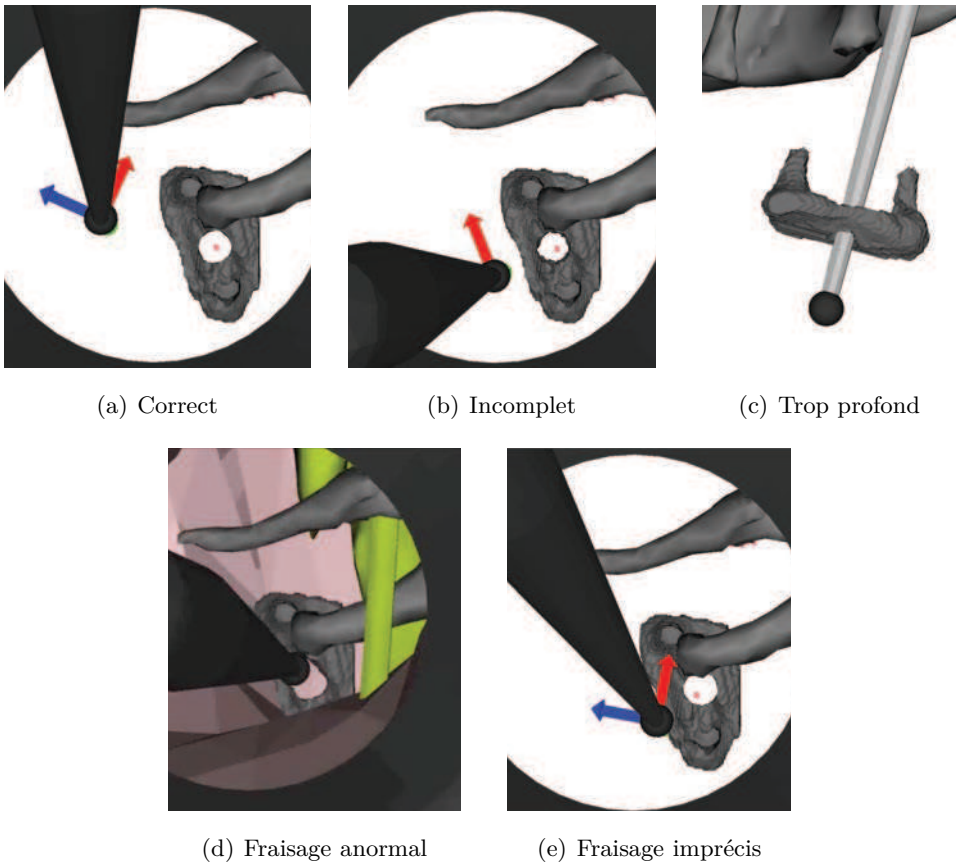
Ces résultats montrent que le chirurgien est capable de manipuler le robot et d'atteindre une cible avec une très bonne précision. Cette précision dépend de la capacité de mémorisation de la cible de la part du chirurgien, de la précision du système de télé-opéré, ainsi que de la capacité du chirurgien à manipuler correctement le robot à une position particulière. Cependant d'autres études similaires sont à réaliser pour examiner en détail cette précision.

Le volume de fraisage nous permet d'estimer la qualité du geste effectué. Ce volume peut être comparé à une valeur de référence correspondant au volume de l'intersection entre la platine et un cylindre d'un diamètre égal à celui de la fraise. En effet, un volume top faible suggère que le fraisage a été incomplet. Un volume trop important signifie que la forme du fraisage n'est certainement pas conforme. Il y a donc des risques de fuite de liquide de l'oreille interne. Il est évidemment possible d'obtenir un volume de fraisage satisfaisant pour une platinotomie absurde. Cependant, cette solution n'est réalisable qu'avec une trajectoire aberrante et facilement identifiable. La figure 7.9 représente plusieurs cas de figures de fraisage. Ces exemples de platinotomies ratées ont été volontairement réalisés. Néanmoins, une étude plus approfondie est nécessaire pour examiner si notre simulation permet effectivement un apprentissage du geste.

7.4.2 Dépose d'une prothèse ossiculaire

La procédure de sertissage d'une prothèse ossiculaire sur le long processus de l'enclume est une étape extrêmement critique, car elle implique d'agir directement sur les osselets. Un mouvement involontaire ou trop important peut provoquer une luxation de l'articulation incudo-malléaire (enclume-marteau). Une prothèse Soft-Clip (Heinz Kurz GmbH, Dusslingen, Allemagne) de 0.4 mm de diamètre et de 4.5 mm de longueur est modélisée dans la simulation avec des éléments hexahédraux. Sa fixation se fait en poussant la partie supérieure de la prothèse en direction de l'enclume (Fig. 7.10(a)). La prothèse Soft-Clip vient alors se déformer par résistance de l'enclume, avant que la boucle se referme autour de la branche de l'enclume [Schimanski et al., 2007, Hornung et al., 2009]. Cette prothèse est composée de pur titane grade médical 2 dont la densité et le module d'Young sont de 4.5×10^3 kg.m^{-3} et 344 MPa. Un prototype virtuel d'une micro-pince chirurgicale conçu pour le RobOtol est implémenté sous sofa-framework. Les dimensions de cette pince, notamment pour sa partie distale, sont similaires à une pince conventionnelle d'otologie (Hartman 221150, Storz, Tuttlingen, Allemagne).

La simulation du fraisage de la platine a précédemment été effectuée avec un diamètre de 0.6 mm centré sur la platine de l'étrier. Le culot de la prothèse ossiculaire est d'abord inséré à travers la platine de l'étrier, puis la partie supérieure est déposée sur la branche de l'enclume avant de la fixer. Enfin, la prothèse est poussée délicatement jusqu'à ce qu'elle soit sertie autour de la branche de l'enclume (Fig. 7.10(a)). Cette dernière étape est la plus critique, parce que les mouvements nécessaires pour fixer la prothèse peuvent conduire à la désarticulation de la liaison incudo-malléaire.



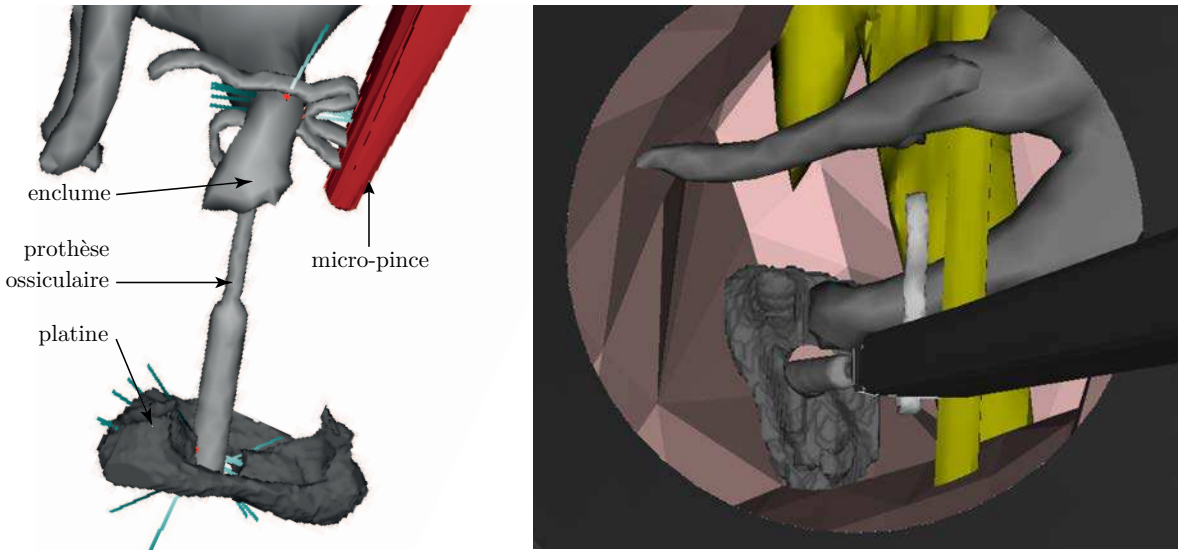
(a) Correct (b) Incomplet (c) Trop profond

(d) Fraisage anormal (e) Fraisage imprécis

Fig. 7.9 – Résultats de différentes simulations de procédures de la platinotomie : a) Réalisation correcte, b) Fraisage incomplet, c) Fraisage trop profond, d) Fraisage de forme anormale, e) Fraisage imprécis.

Le robot RobOtol est développé dans le but d'améliorer la précision des gestes. Ainsi, ce dispositif permet d'envisager de nouvelles approches chirurgicales. Au cours de la pose de la prothèse, l'enclume se déplace en raison de la force exercée pour pousser le piston. Afin d'éviter cet effet, une possibilité serait de maintenir l'enclume à l'aide d'un second instrument, permettant de restreindre les déplacements de l'enclume. Pour cela, le chirurgien doit manipuler deux outils simultanément, à travers le conduit auditif externe et d'un speculum de 6 mm de diamètre. Cette intervention se fait directement au contact avec la chaîne des osselets lors de la pose du piston, qui est, à elle seule, une des procédures les plus délicates de cette chirurgie. Cette approche, par sa complexité, l'inconfort de la position du chirurgien et la très grande dextérité qu'elle requière, est extrêmement difficile à réaliser manuellement. Seule une minorité de chirurgiens experts peut prétendre conduire une telle intervention.

Nous proposons d'utiliser un deuxième RobOtol pour effectuer cette procédure. L'idée est d'utiliser un second bras équipé d'un instrument simple, comme une micro-pointe ou une canule d'aspiration. Cet outil serait alors placé à proximité de l'enclume sur le côté opposé de l'approche de la prothèse, afin de limiter son déplacement lors du sertissage de la prothèse. L'avantage majeur du robot par rapport à la main du chirurgien, est qu'il est possible de maintenir un instrument



(a) Vue expérimentale (b) Vue chirurgicale

Fig. 7.10 – Simulation de la mise en place d'une prothèse ossiculaire. Celle-ci est placée à travers la platine de l'étrier préalablement perforée, puis fixée sur la branche descendante de l'enclume. a) vue expérimentale avec la visualisation des collisions détectées (lignes bleu et rouge). La prothèse est agrippée à l'enclume. b) Vue chirurgicale, la zone grise ronde représente le speculum d'un diamètre de 6 mm. La prothèse est manipulée par une micro-pince.

dans une position et une orientation désirées de manière parfaitement stable pendant un temps indéfini. Le robot est donc l'instrument idéal pour réaliser ce genre d'intervention. Cependant, cette procédure nécessite l'usage de deux robots simultanément dans la caisse du tympan.

Bien que le cahier des charges du robot prévoyait l'utilisation de plusieurs bras, cette hypothèse n'a jamais été vérifiée. Or il est important d'examiner la faisabilité d'une telle procédure, notamment au niveau de l'encombrement spatial et de la maniabilité des deux robots en simultané. Aujourd'hui, un seul exemplaire physique du RobOtol est développé. Avant de lancer la construction d'un second bras, qui est relativement onéreux, il était indispensable d'étudier comment ces deux bras pouvaient s'intégrer lors de la chirurgie. La simulation virtuelle est dans ce cas un avantage non négligeable pour l'étude de l'encombrement car il est très facile d'intégrer un nouveau bras. La simulation virtuelle temps réel de la chirurgie est encore plus intéressante car celle-ci permet de tester directement cette solution en réalisant une procédure chirurgicale afin de dégager facilement et rapidement les éventuels problèmes avant de les intégrer dans un nouveau développement. Par conséquent, un deuxième RobOtol a été intégré dans notre simulateur. Celui-ci est piloté de manière indépendante par un second bras maître.

Nous présentons cette étude dans le contexte de la dépose du piston. L'objectif est d'étudier la faisabilité de l'utilisation d'un second bras et les possibilités d'améliorations significatives de cette procédure chirurgicale. Le temps d'exécution, le déplacement de l'enclume ainsi que le nombre de succès au premier coup sont enregistrés tout au long de la simulation de la procédure. Effectivement, en chirurgie conventionnelle il n'est pas toujours évident de réussir à placer une

prothèse ossiculaire au premier coup. Dans une minorité des cas, le chirurgien doit effectuer une seconde tentative.

Résultats :

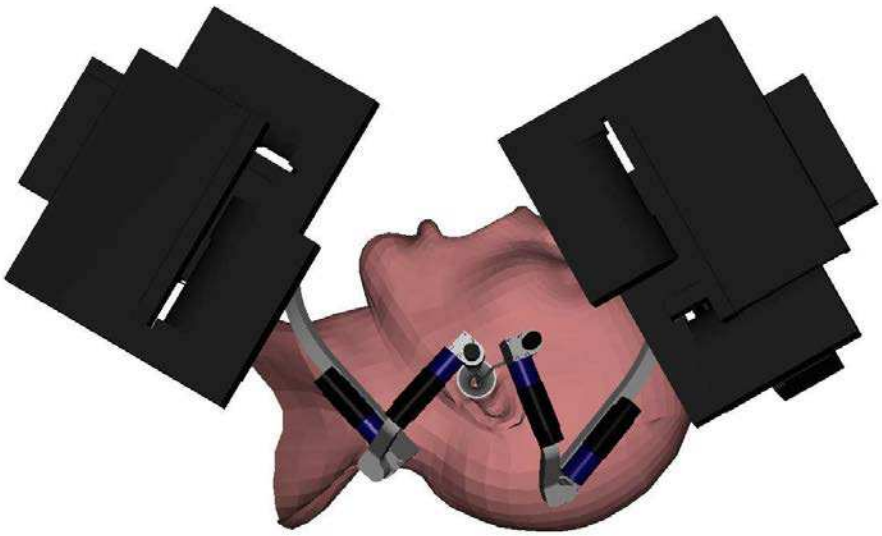
Les utilisateurs sont en mesure de placer le culot de la prothèse ossiculaire au travers de la platine de l'étrier, avant de fixer la partie supérieure sur la branche de l'enclume, par la déformation de la prothèse (Fig. 7.10). La fréquence moyenne de la simulation est supérieure à 40 Hz lorsque la prothèse n'est pas au contact des structures anatomiques. Cette fréquence diminue à 30 Hz lors du sertissage de la prothèse sur l'enclume. Ces taux de rafraîchissement sont compatibles avec une simulation temps réel.

Au sujet du RobOtol, que ce soit avec un ou deux bras, les chirurgiens sont capables de se déplacer librement et sans contrainte particulière dans la cavité du tympan. Aucune obstruction n'est signalée et le champ visuel de la scène opératoire est suffisant pour pratiquer la chirurgie (Fig. 7.11(b)). Aucune collision entre les deux bras n'a été détectée. Les deux bases du robot sont situées à -60 ° et +60 ° par rapport à la position du chirurgien (Fig. 7.11(a)).

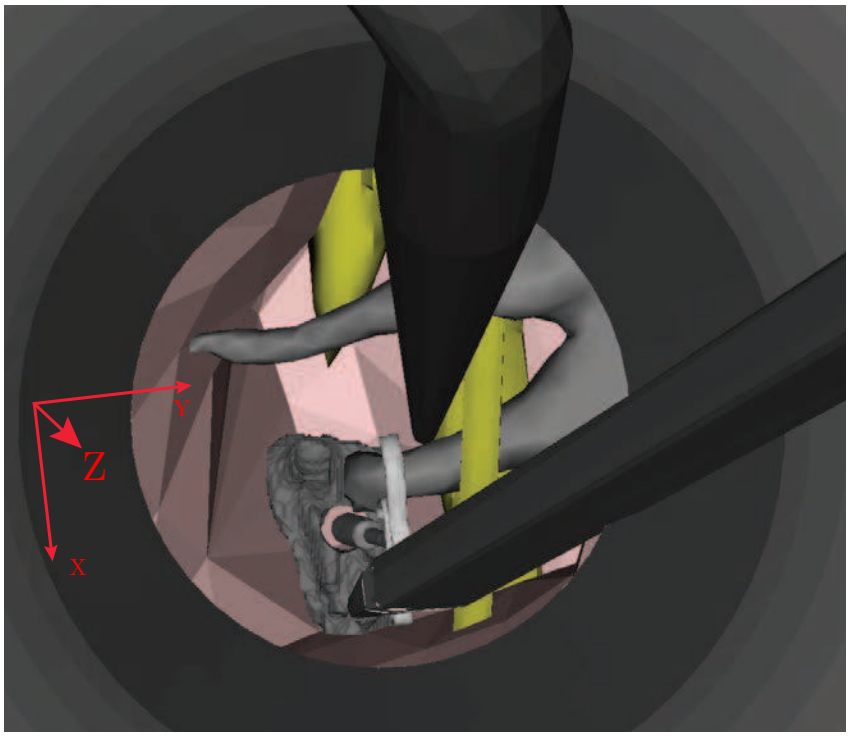
Cinq simulations par procédure (1 bras ou deux bras) sont effectuées dans un ordre quelconque. La durée moyenne des simulations est de 140 ± 54 secondes pour l'expérience avec un seul outil et de 175 ± 40 secondes pour la procédure avec les deux bras du robot. Bien que le second robot soit contrôlable de manière indépendante et simultanée avec le premier, la manipulation des deux bras demande plus de temps aux chirurgiens. Le taux de réussite au premier coup est de 70 % pour les deux modalités (4 cas sur 5 avec un seul outil contre 3 sur 5 avec deux outils). Les résultats suivants seront toujours présentés dans le même ordre : procédure avec un seul outil contre procédure avec deux outils.

En analysant la norme des déplacements, nous observons un mouvement de l'enclume de 0.24 ± 0.09 mm avec un seul outil et de 0.10 ± 0.05 mm lors de l'utilisation de deux outils simultanément. Ainsi, nous remarquons une diminution significative du mouvement de la branche descendante de l'enclume, lorsqu'un deuxième outil est placé contre cet osselet ($p = 0.025$, student, n=5). De même en regardant axe par axe (Fig. 7.11(b)), nous remarquons une forte diminution du mouvement le long de l'axe X (0.15 ± 0.05 contre 0.05 ± 0.02 mm, $p = 0.008$, student, n=5) ainsi que le long de l'axe Y (de 0.12 ± 0.04 mm à 0.06 ± 0.03, $p = 0.029$, student, n=5). En revanche, l'utilisation du second RobOtol ne permet pas de réduire de manière significative le déplacement de l'enclume le long de l'axe Z (0.16 ± 0.12 mm pour le procédé avec un seul outil contre 0.07 ± 0.06, $p = 0.198$, student, n=5). La figure 7.12 représente la distribution des données, ainsi que les significativités des tests statistiques effectués. La boite représente les quartiles 0.25 et 0.75, le trait épais correspond à la médiane, les moustaches regroupent les valeurs maximales et minimales comprises dans l'intervalle de 1.5 fois la distance interquartile. Les résultats, n'appartenant pas à cet intervalle, sont considérés comme aberrants et représentés par des cercles.

La diminution des mouvements de l'enclume est donc vérifiée sur les axes X et Y (Fig. 7.11(b)) qui sont les directions les plus impliquées dans le phénomène de désarticulation de la liaison incudo-malléolaire. Nous n'observons pas de diminution significative du déplacement selon la direction



(a) Vue extérieure



(b) Vue intérieure

Fig. 7.11 – Simulation chirurgicale de la dépose d'une prothèse ossiculaire réalisée simultanément avec deux bras du système télé-opéré, RobOtol. a) Vue extérieure permettant d'apprécier la configuration et l'encombrement liés à l'utilisation de deux robots. b) Vue chirurgicale (zoom de la vue a) afin de visualiser l'agencement des outils des deux robots au sein de l'oreille moyenne.

Z qui est l'axe de mouvement naturel de la chaîne ossiculaire. Le temps d'exécution de ces deux procédures robotisées semble plus grand par rapport à la chirurgie conventionnelle. Cependant ces observations sont compréhensibles à la vue du niveau élevé de la difficulté de ces temps opératoires, et du peu d'entraînement des chirurgiens à l'utilisation du robot réel et virtuel (< 1 heure étalée sur plusieurs mois). Les approches nécessitent un bon ajustement en positionnement pour placer la prothèse, ce qui peut prendre un certain temps. Toutefois, la durée totale de la tâche n'est pas excessive par rapport à la durée moyenne d'une chirurgie de l'otospongiose complète qui est reportée de 54.75 ± 21.23 minutes [Hornung et al., 2009].

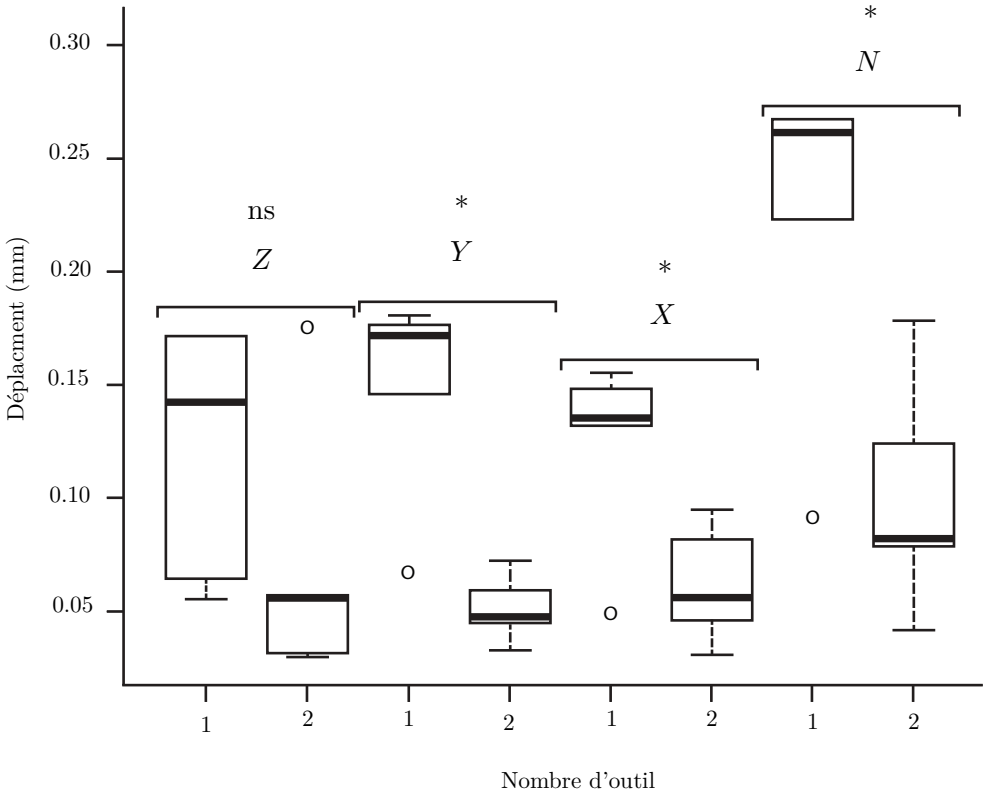


*Fig. 7.12 – Distribution des déplacements de l'enclume en millimètre en fonction de l'utilisation d'un ou deux RobOtol. La procédure avec deux outils consiste à utiliser un second robot pour maintenir l'enclume en place lorsque le chirurgien fixe une prothèse ossiculaire sur l'enclume. Cette figure représente les résultats donnés pour chaque axe X, Y, Z et la norme N du repère de la figure 7.11(b) (« * » test de student significatif et « ns » pour non significatif, n=5 pour chaque groupe). La boite représente les quartiles 0.25 et 0.75, le trait épais correspond à la médiane, les moustaches regroupent les valeurs maximales et minimales comprises dans l'intervalle de 1.5 fois la distance interquartile. Les résultats, n'appartenant pas à cet intervalle, sont considérés comme aberrants et représentés par des cercles.*

7.5 Discussion

Au cours de ce chapitre nous avons, dans un premier temps, présenté et défini différentes méthodes afin de simuler deux temps opératoires de microchirurgie de l'oreille moyenne impliqués dans la platinotomie : le fraisage de la platine de l'étrier et la dépose du piston sur l'enclume. Ces deux procédures représentent les interventions les plus délicates de la chirurgie de l'otospongiose.

Les différentes approches développées et présentées dans ce chapitre ont permis de simuler ces deux interventions dans des conditions temps réel. Toutefois, nous notons que la simulation de la platinotomie souffre d'un manque de rapidité de calcul lors de contacts importants pendant le fraisage pouvant mener à une simulation trop lente. Ces observations suggèrent que des améliorations doivent encore être apportées sur l'algorithme du fraisage abordé dans la section 7.1. Néanmoins, nous avons été en mesure de réaliser plusieurs platinotomies en totalité. De même plusieurs simulations du sertissage d'une prothèse ossiculaire ont été réalisées avec succès. Cette procédure est modélisée en temps réel.

Les performances de calculs sont possibles avec l'utilisation d'un pré-conditionneur asynchrone qui permet de calculer rapidement et avec une bonne précision notre modélisation en éléments finis de l'oreille moyenne. De plus, nous avons étendu son utilisation au calcul du rendu haptique. Ce développement permet de calculer un retour haptique stable et précis, à hautes fréquences, sur un modèle fortement hétérogène calculé à basses fréquences. Nous avons été en mesure de réaliser des interactions haptiques sur notre atlas, notamment pour la simulation de la palpation de la chaîne ossiculaire qui est délicate et qui nécessite de retransmettre des forces réalistes. Cependant, notre simulateur est limité par le dispositif haptique utilisé, qui doit être remplacé par une autre interface admettant moins de forces de frictions.

Nous avons également examiné les possibilités d'évaluation qu'offre notre simulateur. Les approches développées permettent de reproduire fidèlement les interactions outils/organes. De plus, le suivi des trajectoires ou encore l'analyse des interactions entre les outils et les organes sont facilités avec un simulateur virtuel. Par exemple le volume de fraisage couplé à l'analyse des trajectoires permettrait d'évaluer objectivement de la chirurgie otologique conventionnelle ou robotisée. Une discussion plus approfondie est développée dans le chapitre 8.

Ce chapitre traite également du système télé-opéré, RobOtol. Plusieurs réalisations de procédures chirurgicales comme le fraisage de platine et la dépose du piston ont été réalisées avec succès avec le robot. Ce système est donc a priori parfaitement capable de conduire de telles interventions. De plus, nous avons montré, en développant deux cas concrets, comment la simulation interactive temps réel pouvait être utilisée pour évaluer ce dispositif télé-opéré. En outre, le développement d'une nouvelle procédure chirurgicale est présenté. Les résultats de la simulation prouvent que cette procédure robotisée tend à réduire la mobilisation de la chaîne des osselets, et donc une potentielle amélioration de la qualité de la reconstruction effectuée. Le point important développé ici, est surtout le fait que nous avons été capable de montrer qu'en utilisant notre simulation, nous pouvions mettre le chirurgien en situation d'utilisation d'un second robot avant même de le fabriquer. Cette approche favorise le travail sur le design du robot et sur l'amélioration des

procédures chirurgicales par la robotique. En outre, un gain non négligeable est envisageable au niveau des coûts et du temps nécessaire à la conception des robots chirurgicaux. Cette approche est nouvelle et pourrait être assez transversale dans tous les domaines de la chirurgie où on souhaite utiliser l'assistance d'un robot.

7.6 Conclusions

La simulation de la chirurgie de l'oreille moyenne implique de nombreux verrous scientifiques qui limitent aujourd'hui sa réalisation. De plus les objectifs de notre simulateur sont exigeants en matière de réalisme et de performances de calcul complexifiant encore sa conception. Une certaine précision est requise aux différents niveaux de la simulation, que ce soit pour les déformations, les interactions outils/organes et les calculs des forces haptiques, notamment.

Pour arriver à nos fins, nous avons développé de nouvelles approches, qui ne sont pas cantonnées à notre application, l'otologie. Nous insistons sur le fait que ces développements sont adaptables, également, à d'autres chirurgies ou encore au domaine de la simulation de corps déformables. Ainsi la technique du fraisage, introduite dans ce chapitre, peut par exemple être appliquée dans la simulation dentaire. Le rendu haptique étendu dans le cadre de ce travail est applicable sur des modèles hétérogènes non linéaires qui constituent un nombre conséquent de tissus biologiques. De ce fait, cette approche peut largement s'intégrer dans la simulation de la chirurgie ophtalmologique, qui implique là aussi des structures hétérogènes et donc des modèles mal conditionnés. La technique du pré-conditionneur asynchrone avait déjà fait ses preuves pour améliorer la convergence de modèles hétérogènes. Nous avons là encore vérifié ces capacités pour notre atlas. Cette technique, a de plus été étendue au rendu haptique dans le cadre de notre étude en favorisant un rendu haptique stable, précis et basé sur un modèle réaliste.

Dans la suite nous allons reprendre en détail les différentes contributions abordées lors de ce travail de thèse. Nous verrons comment ces développements répondent aux objectifs développés dans le chapitre 3. Les améliorations seront discutées, avant de conclure par les nombreuses perspectives qu'offrent ces travaux que ce soit pour la simulation chirurgicale, comme pour le domaine de l'otologie.

Chapitre 8

Conclusions & Perspectives

Sommaire

8.1 **Discussion générale** **154**
8.2 **Conclusions & Contributions** **159**
8.3 **Perspectives** **160**

Au cours de ce dernier chapitre, nous allons reprendre point par point les objectifs de ce projet, en discutant comment les différentes contributions présentées dans ce mémoire permettent d'apporter une réponse aux attentes et besoins formulés par les chirurgiens sur la conception d'un système de réalité virtuelle de l'oreille moyenne accès sur la chirurgie. La première partie retrace les caractéristiques et difficultés principales de la chirurgie en otologie qui nous ont amenés à la conception d'une simulation de la chirurgie de l'otospongiose consacrée à la formation, à la planification et aux développements de nouvelles instrumentations pour assister le praticien. Une deuxième partie est dédiée à la discussion des différentes contributions abordées dans ce mémoire qui nous ont permis de répondre aux attentes et objectifs de cette étude. Enfin pour conclure, un état des lieux des avancées effectuées est présenté, avant d'introduire les différentes perspectives qu'offre ce travail.

8.1 Discussion générale

L'une des caractéristiques et difficultés en l'otologie, pour la chirurgie mais également pour la recherche, est l'échelle et l'accès aux structures impliquées. Là où dans d'autres domaines, les poids sont exprimés en centaine de grammes, les tailles et mouvements en dizaine de centimètres, et les forces en Newton, l'otologie aborde une échelle dix voire cent fois plus petite, impliquant des milligrammes, des millimètres, des millinewton et des déplacements de l'ordre des nanomètres. Par conséquent, certaines techniques disponibles pour d'autres chirurgies ne peuvent pas être appliquées directement en otologie. L'imagerie est un exemple concret, où aujourd'hui encore, de nombreuses structures restent invisibles avec les techniques d'imagerie clinique, limitant principalement la planification. De plus, ces structures sont situées à quelques centimètres de la surface du crâne, entourées d'éléments sensibles comme l'artère externe maxillaire, le nerf facial, ou encore la dure-mère, dont cette dernière protège le cerveau. La chirurgie de l'otospongiose est pratiquée, avec un ou deux instruments, dans une configuration qui limite fortement l'accès à l'oreille moyenne, complexifiant d'autant plus la chirurgie et la conception d'outils adaptés. De ce fait, la visualisation des structures est très réduite et nécessite l'utilisation d'un microscope, une importante dextérité de la part du chirurgien est exigée et l'instrumentation impliquée doit être extrêmement fine et précise afin de permettre une gestuelle délicate tout en préservant un champ de vison acceptable.

La différence d'échelle et l'accès restreint sont donc des contraintes majeures de la chirurgie de l'oreille moyenne et, par conséquent de son enseignement, de sa planification et de son développement. Aujourd'hui les internes, les professeurs et les chercheurs en otologie disposent de pièces anatomiques, comme support principal et suffisamment réaliste, pour leurs formations, leurs entraînements ou leurs recherches. Celles-ci sont onéreuses et posent des problèmes d'éthiques. Par conséquent, le développement d'un nouveau système alternatif aux pièces anatomiques est devenu une réelle nécessité. Ce système doit cependant conserver les caractéristiques essentielles de l'otologie en reproduisant fidèlement son anatomie et sa mécanique. La réalité virtuelle est un regroupement de technologies permettant de répondre à ce besoin. Celle-ci fait appel aux domaines

de l'informatique mais également de la robotique, et s'appuie sur la physique et les mathématiques afin de reproduire un rendu réaliste.

Ce travail de thèse s'intéresse principalement à la partie numérique nécessaire à la conception d'un système de réalité virtuelle de l'oreille moyenne afin de modéliser la chirurgie. Nous avons donc entrepris la conception d'une simulation afin de répondre aux nombreuses attentes et besoins, que ce soit au niveau universitaire, sur le plan clinique, ou encore dans le domaine de la recherche et principalement du développement de la robotique chirurgicale en otologie. Ainsi, nous allons discuter de la conception d'une simulation dédiée à la formation chirurgicale qui nécessite des méthodes d'évaluations objectives, à la planification de la chirurgie de l'oreille moyenne, avant de terminer par l'assistanat au développement d'un système robotique. En regroupant ces différents objectifs, nous pouvons faire ressortir deux problématiques majeures, qui ont été très présentes tout au long des différentes étapes de ce travail : le réalisme de la simulation et les performances de calculs. Comme nous l'avons vu précédemment, ces deux problématiques sont reliées, et malheureusement pour nous, celles-ci ont des effets antagonistes. La difficulté principale et récurrente, lors des développements introduits dans ce travail, était de trouver l'équilibre idéal entre les temps de calcul et le réalisme de la simulation.

La démarche de ce travail a tout d'abord consisté à modéliser l'anatomie et la mécanique de l'oreille moyenne, afin de fournir un outil de simulation chirurgicale. Celle-ci s'appuie essentiellement sur une recherche approfondie dans la littérature des différentes données géométriques et mécaniques des tissus impliqués, issues d'expérimentations sur pièces anatomiques humaines et sur d'autres travaux de modélisation en éléments finis. De cet état de l'art nous avons pu dégager une loi de comportement et des paramètres mécaniques pour chaque structure. Afin d'avoir le modèle mécanique le plus réaliste possible, la sélection de ces données a été effectuée en privilégiant les informations les plus redondantes et conformes aux différentes observations menées sur l'homme. Afin d'obtenir des temps de calcul satisfaisants, les lois de comportement reposent sur une linéarisation conforme à la loi de Hooke couplée à la méthode corotationnelle permettant de prendre en compte des non linéarités géométriques. Ainsi, nous avons pu mettre au point une modélisation géométrique et mécanique des différentes structures de l'oreille moyenne, en allant de la membrane tympanique à la platine de l'étrier, dans le but d'être simulée en temps réel tout en étant réaliste.

Afin de justifier notre modélisation et d'évaluer le réalisme de notre simulation, il était indispensable de passer par une étape de validation. Cette étape est souvent délicate à réaliser en raison du manque de mesures expérimentales. Là encore une recherche dans les travaux publiés a permis de développer deux méthodologies différentes pour évaluer notre atlas mécanique dans plusieurs conditions. La première évaluation s'intéresse à la capacité de notre modèle à reproduire le fonctionnement de l'oreille moyenne dans les conditions habituelles. Il s'agit de l'analyse de la fonction de transfert de la chaîne ossiculaire. Ce test a pour objectif de confronter notre modèle à des mesures expérimentales ou à d'autres modèles virtuels non temps réel, lorsque celui-ci est stimulé sur une large gamme de fréquences s'étalant de 250 à 8 000 Hz. La deuxième méthode vise à analyser le comportement de notre atlas lorsque des pressions importantes sont appliquées comme

lors d'une intervention chirurgicale sur l'oreille moyenne. Cette seconde évaluation se préoccupe donc de notre atlas lors de grands déplacements impliquant un comportement non-linéaire des structures. Les résultats de notre atlas ont été confrontés avec succès pour ces deux méthodologies à des mesures expérimentales ou à d'autres modélisations en éléments finis non temps réel. Ainsi, nous avons pu déterminer, notamment avec la première méthode, que les paramètres mécaniques (raideur, masse, amortissement...) étaient conformes et admettaient un comportement réaliste. Mais également que ce réalisme était conservé dans le cadre des grands déplacements induits par des forces externes importantes. Nous avons également montré que les performances en calcul de notre modèle étaient compatibles avec une simulation temps réel. Ces résultats montrent bien que notre modélisation admet des calculs temps réel et un comportement réaliste validant ainsi son intégration dans un simulateur de chirurgie dédié à l'enseignement et à l'entrainement. Ce modèle constitue, aujourd'hui, l'unique simulation à la fois temps-réel et validée de l'oreille moyenne.

La planification de la chirurgie de l'oreille moyenne est quasi inexistante aujourd'hui. L'un des objectifs de ce travail de thèse était de fournir un outil facilitant la planification. Pour cela, une technique, proposant d'adapter notre atlas aux dimensions géométriques des patients, a été développée. Cette contribution permet d'obtenir, à partir de notre atlas mécanique validé un modèle mécanique aux dimensions géométriques d'un patient. Les résultats sont obtenus en quelques secondes avec une intervention très courte et très simple de l'utilisateur. Ainsi, les praticiens peuvent étudier la faisabilité d'une approche chirurgicale par la simulation virtuelle, réalisée en post-opératoire. De plus, le chirurgien pourra déterminer les dimensions de la prothèse d'oreille moyenne qui sont les plus adaptées à son patient. Cependant, cette modélisation n'est basée que sur l'imagerie clinique des patients qui ne permet pas de déterminer les paramètres mécaniques de celui-ci. Nos simulations se basent donc sur des paramètres mécaniques génériques. Aujourd'hui, de nombreux examens cliniques, comme la tympanométrie ou l'audiométrie, permettent d'estimer la présence d'une anormalité de la chaine ossiculaire comme la présence d'une otospongiose. Il faudrait se baser sur ce type d'examens pour ajuster quelques paramètres mécaniques de notre modèle afin de s'approcher au plus près des observations cliniques et ainsi fournir une modélisation plus prédictive des patients.

Les deux méthodologies, développées pour l'évaluation de notre atlas mécanique, ont l'avantage d'être également proche de deux diagnostics utilisés quotidiennement en clinique. En effet, l'étude de la fonction de transfert peut s'apparenter à un examen d'audiométrie, tandis que l'étude des mouvements de l'*umbo* lors de l'application de fortes pressions sur la membrane tympanique peut être assimilée à une tympanométrie. Il est admis que la performance acoustique de la chaîne des osselets pouvait être quantifiée en utilisant la vibrométrie Laser à effet Doppler ou à l'aide d'une modélisation en éléments finis. Ces méthodes sont, d'ailleurs, largement utilisées dans la littérature pour évaluer la conception de prothèse ossiculaire et la qualité de la reconstruction des osselets [Ferris and Prendergast, 2000, Kelly et al., 2003, Bance et al., 2004]. De plus, nous avons vu lors du chapitre 5 que l'étude des pressions statiques pouvait mettre en évidence la présence d'une anomalie sur la chaîne des osselets, telle que la rupture de celle-ci, ou encore une fixation anormale de la chaîne des osselets, comme lors d'un examen de tympanométrie. Ces tests

pourraient être utilisés afin de prédire les résultats d'une chirurgie en comparant les résultats pré et post-opératoires, de manière similaire aux examens cliniques. Mais là encore, il faudrait être capable d'avoir des paramètres mécaniques du modèle qui soient spécifiques au patient.

L'idée serait de réaliser une audiométrie virtuelle pré et post-opératoire afin d'estimer le résultat d'une chirurgie simulée. Cette analyse porterait sur l'évaluation des détails subtils liés à la chirurgie, tels que la taille de la prothèse utilisée, son emplacement ou encore la force de serrage du piston, et sur les résultats de la fonction de transfert et des pressions statiques. Il s'agit donc d'une évaluation globale de la qualité de la reconstruction de la chaîne des osselets. En outre, ce test pourrait être effectué entre différentes simulations chirurgicales afin de fournir un retour intéressant et objectif pour les internes et chirurgiens sur la qualité des interventions simulées. De même, une détection de la présence d'anormalités sur la chaine ossiculaire est envisageable. Lors de l'évaluation de notre atlas mécanique, la mesure de la fonction de transfert pour une seule fréquence, requiert plus de trois heures, sur un seul cœur physique du microprocesseur d'une machine, avec nos réglages de simulation. Cependant, avec un pas de temps plus important correspondant à 20 itérations par période contre 2 000, nous obtenons 95 à 99 % de la valeur de référence, après seulement 20 oscillations en moins d'une minute, toujours sur un seul cœur physique. Nous avons été en mesure de réaliser une analyse de la fonction de transfert pour plusieurs fréquences en quelques secondes seulement, à l'aide d'un ordinateur doté d'une unité de traitement multi-cœur. De ce fait, il est possible de fournir le résultat de la fonction de transfert à la demande du chirurgien. Ceci pourrait être utilisé comme métrique d'évaluation de la qualité d'une chirurgie. Néanmoins, certains accidents per-opératoires, tels que les lésions du nerf facial ou la dislocation d'un osselet nécessitent d'autres mesures et protocoles d'évaluation. En effet, les collisions avec les structures sensibles, la mesure des forces appliquées aux osselets ou encore la forme, le volume et l'emplacement de la platinotomie sont d'autres critères permettant d'évaluer la gestuelle et de détecter les erreurs chirurgicales.

Fort des performances en calcul et du réalisme de notre atlas mécanique, une nouvelle approche haptique a été développée afin de conserver le même niveau de réalisme lors du rendu haptique. La qualité des forces tactiles perçues par l'utilisateur est indispensable d'un point de vue pédagogique. Cette nouvelle contribution était, par conséquent, indispensable à la conception d'une simulation dédiée à la formation et à l'entraînement chirurgical. De surcroît, cette méthode peut s'étendre, d'une manière générale, au domaine de la modélisation déformable de corps hétérogènes. Ainsi, nous avons pu appliquer notre atlas pour simuler deux temps opératoires exigeants comme le fraisage de la platine et le placement d'une prothèse ossiculaire sur la branche descendante de l'enclume. A notre connaissance, ces procédures chirurgicales n'ont jamais été simulées auparavant. Nous notons cependant, un manque de puissance de calcul au sujet de la méthode de fraisage qui est à la limite de l'acceptabilité pour la contrainte temps réel. Cette méthode afin d'être complètement intégrée dans notre simulateur devra être améliorée. La principale limite réside dans l'algorithme de *Marching Cube* lors du rendu visuel notamment, qui consomme beaucoup de ressources. Une amélioration possible serait de paralléliser les calculs ou encore d'utiliser une autre méthode comme le direct volume rendering. Néanmoins, ces deux procédures ont pu être réalisées complètement dans 100 % des cas.

Des simulations d'interventions robotisées ont également été réalisées avec le simulateur développé au cours de ce travail de thèse. Le système télé-opéré, RobOtol, est développé dans l'objectif d'assister le chirurgien pour des interventions sur l'oreille moyenne. Ce dispositif est conçu afin d'améliorer l'ergonomie du chirurgien ou encore pour augmenter la gestuelle chirurgicale en remplaçant la main du chirurgien. RobOtol admet une gestuelle précise, sans tremblement dans des configurations complexes qui sont difficilement réalisables aujourd'hui en chirurgie conventionnelle [Nguyen et al., 2012]. Aujourd'hui, ce robot est en phase d'évaluation avant d'intégrer les blocs opératoires pour les premiers essais cliniques. Il est donc indispensable de préparer les différentes procédures chirurgicales afin de réaliser les interventions en toute sécurité.

Ainsi, notre simulateur a été utilisé pour évaluer la précision d'un geste ou encore la faisabilité de certaines procédures robotisées avec ce système télé-opéré. Une de ces approches peut limiter la mobilisation de l'enclume, notamment, lors du sertissage de la prothèse ossiculaire. Ainsi le risque de luxation de l'enclume est réduit en utilisant un deuxième robot. Enfin, un point non négligeable a été la validation de l'utilisation d'un second RobOtol de manière simultanée dans l'oreille moyenne. Aujourd'hui la majorité des temps opératoires en chirurgie conventionnelle sont réalisés avec un seul instrument en raison du manque de visibilité et de l'inconfort du chirurgien qui peut diminuer sa gestuelle lorsqu'il utilise ses deux mains simultanément. L'analyse de la faisabilité, suivie d'une mise en pratique en condition chirurgicale devient alors essentielle pour l'étude de procédures impliquant de nouveaux outils. Ce genre d'études peuvent être menées facilement et de manière réaliste sur notre simulateur de chirurgie, notamment sur l'encombrement spatial et la préservation du champ de vision de la zone opératoire. D'autres simulations chirurgicales utilisant le RobOtol permettront le développement d'un panel d'outils et de nouvelles approches robotisées afin d'améliorer les résultats fonctionnels et la sécurité des patients. La principale contribution de cette partie est d'utiliser la simulation interactive chirurgicale pour améliorer le développement du robot et définir les nouvelles procédures robotisées, en les adaptant aux nouvelles fonctionnalités fournies par le robot. L'objectif est également de faciliter la formation des chirurgiens avant les premières interventions réelles. Dans ce cas, la formation n'est plus réservée pour les débutants mais pour les chirurgiens experts qui s'entraineront à réaliser la première procédure robotisée otologique dans une situation clinique.

La simulation virtuelle temps réel de la chirurgie de l'oreille moyenne permet donc de tester l'encombrement et la maniabilité de nouveaux outils tels que le robot. Cette possibilité est très importante, d'un point de vue économique, car il est possible, désormais, d'évaluer objectivement l'efficacité d'une instrumentation de manière virtuelle et à moindre coût, que ce soit pour des outils robotisés, conventionnels ou encore de nouvelles prothèses ossiculaires. De plus, de nombreux modèles anatomiques différents peuvent être obtenus à l'aide de la méthode de déformation de notre atlas, afin d'étudier les limites d'usage de l'instrumentation, ou encore de mieux définir les dimensions de cette instrumentation. Ainsi, la simulation développée dans ce mémoire, par l'amélioration de la formation des internes, par la proposition de méthodes simples et efficaces pour la planification chirurgicale, mais également par une évaluation objective, vise à améliorer les résultats de la chirurgie otologique conventionnelle et/ou robotisée. Le but est alors de maximiser

le résultat fonctionnel tout en diminuant les risques pour le patient. Ces différentes avancées autoriseraient, en outre, une prise en charge, de certains patients, plutôt dans le processus de développement de la maladie et de la surdité, en assurant une intervention de qualité, sans danger et maîtrisée. En effet, le paramètre bénéfices / risques est un critère déterminant pour l'accès à la réhabilitation chirurgicale. De ce fait, les interventions chirurgicales sont conseillées principalement pour les patients les plus nécessiteux, c'est-à-dire, ceux dont la perte auditive est importante et qu'elle impacte significativement la vie quotidienne du malade. Ainsi, un nombre non négligeable de patients, dont le rapport bénéfices / risques est jugé trop faible, n'ont pas accès à la chirurgie. L'un des objectifs de la chirurgie assistée par ordinateur est d'abaisser ce rapport pour que les patients puissent profiter des bénéfices de la chirurgie sans avoir à attendre d'être dans une situation d'urgence.

8.2 Conclusions & Contributions

Ce travail de thèse pose les premiers jalons indispensables à la conception d'une plateforme de simulation chirurgicale de l'oreille moyenne dédiée à la formation, à l'entraînement, à la planification ou encore à l'aide au développement d'instrumentation pour la chirurgie. Les principales avancées de ce travail portent sur **l'élaboration d'un modèle mécanique** basé sur des paramètres mécaniques proches des données issues des travaux sur des os temporaux humains. Cette modélisation est réalisée dans le but d'obtenir un modèle le plus réaliste possible tout en conservant des performances de calculs acceptables pour une modélisation temps réel. En deuxième lieu, nous avons développé **deux méthodologies d'évaluations de notre atlas** mécanique, dans deux configurations différentes, validant le réalisme d'un point de vue dynamique mais également pour des grands déplacements comme lors d'interventions chirurgicales. De plus, l'état de la chaîne ossiculaire peut être estimé par ces différents tests, proposant ainsi une **évaluation objective de la chirurgie de l'oreille moyenne**. La détection de modèle pathologique est également envisageable. Ces méthodes d'évaluations peuvent être couplées à d'autres systèmes de mesures comme l'analyse des forces appliquées sur les structures, l'étude du volume de fraisage et des trajectoires ou encore l'emplacement de la platinotomie. Ces contributions ont fait l'objet d'une publication dans le journal *Audiology & Neurotology* (Karger).

Une **méthode de déformation de notre atlas mécanique** permet de reproduire rapidement l'anatomie des patients avec une précision comparable à un travail manuel, à partir d'une imagerie clinique. L'approche développée dans ce travail regroupe, de manière semi-automatique, les étapes laborieuses de segmentation, de maillage, de paramétrage mais également de validation. Cette contribution s'intéresse principalement à la planification de la chirurgie, en reproduisant l'anatomie des patients. Ce travail a donné lieu à une publication dans une conférence internationale *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention* (MICCAI 2013).

Enfin, une **amélioration du rendu haptique** a été proposée afin de retransmettre fidèlement les forces haptiques au chirurgien pour des modèles hétérogènes comme notre atlas mécanique. Le

réalisme et les performances de calculs de notre atlas mécanique ont ainsi été validés. Ce travail a été publié dans la conférence internationale EuroHaptics 2014.

Ainsi, **deux interventions chirurgicales délicates et exigeantes de l'oreille moyenne** ont été réalisées avec notre simulation. Ces dernières ont également été simulées à l'aide d'un robot télé-opéré avec succès. Enfin, nous avons mis en évidence l'intérêt d'une simulation chirurgicale interactive pour l'aide au développement et à la conception d'instruments innovants, notamment en robotique. Cette application a été concrétisée par une étude de faisabilité par mise en situation **d'une nouvelle procédure chirurgicale robotisée** qui a été mise au point. Les résultats montrent une réduction significative de la mobilisation de la chaîne des osselets. Toutefois, un plus grand nombre d'expériences est nécessaire avant de réaliser cette procédure en clinique. Ces résultats ont fait l'objet d'un article publié dans le journal *BioMed Research International* (Hindawi).

Ce travail de thèse, par une recherche approfondie dans la littérature et ses contributions, a permis la mise au point de **la première simulation virtuelle temps réel et réaliste de l'oreille moyenne**. Cette étude constitue également le premier développement **d'une simulation interactive avec la chaîne des osselets, reproduisant fidèlement des interactions outils/organes**. Enfin, des procédures chirurgicales ont été réalisées avec succès comme la palpation de la chaîne, le fraisage de la platinotomie ou encore la dépose de prothèse ossiculaire. Cependant, d'autres améliorations et développements sont nécessaires afin de fournir un outil complet. La prochaine et dernière partie est consacrée à ces futurs travaux. Nous verrons ainsi, comment le simulateur développé lors de ce travail forme un lien essentiel entre les différents projets du partenaire industriel, autorisant de nombreuses perspectives en couplant la simulation au dispositif télé-opéré RobOtol et au système de navigation électromagnétique, le Digipointeur.

8.3 Perspectives

Les perspectives de ce travail sont nombreuses, à la fois à court, moyen et long terme. Dans les perspectives à court terme, nous pourrions simuler le saignement. Bien que ce soit une contrainte de faible importance, le saignement constitue une réelle gêne pour une minorité d'interventions. En effet, ce phénomène est très limité en raison de la faible concentration de vaisseaux sanguins. De plus, l'anesthésiste s'efforce, tout au long de l'intervention de diminuer la pression artérielle. La configuration de la caisse du tympan, étant similaire à une cuvette, implique que le sang s'écoule au fond de la caisse du tympan le long des parois. Le niveau du sang monte donc progressivement en direction du conduit auditif externe, en plusieurs secondes ou minutes en fonction du patient. Cette élévation du sang peut obstruer partiellement la scène opératoire et principalement la platine de l'étrier située au fond de la cavité tympanique. Ce phénomène progressif n'implique pas de projections importantes. Une aspiration est, cependant, nécessaire pour dégager le champ de vision principalement et pour éviter que le sang rentre dans le vestibule, après la réalisation de la platinotomie. La progression du sang, étant dépendante de l'état du patient, de la présence d'inflammations ou encore de la pression artérielle, nécessite des modèles

physiologiques particuliers. Cependant, comme il s'agit d'un phénomène peut contraignant, il est possible de modéliser ce phénomène moins rigoureusement et plus aléatoirement. La simulation de l'élévation du sang peut se faire simplement en modélisant un plan opaque qui viendrait obstruer le champ de vision en montant progressivement ou en diminuant lors de l'approche d'une aspiration par exemple. D'un point de vue pédagogique, il est même possible de construire différents scénarios avec une augmentation des difficultés, en modifiant, par exemple, le débit de saignement.

De même, l'ajout de textures sur nos différents modèles visuels permettrait d'offrir un rendu visuel plus réaliste et donc crédible. Cependant, cet ajout ne présente, aujourd'hui, aucun verrou scientifique majeur.

A moyen terme, il serait intéressant d'introduire les fractures osseuses ou ruptures de ligaments qui sont importantes pour la chirurgie de l'otospongiose Effectivement lors de fortes contraintes, des lésions peuvent apparaitre aboutissant à la rupture d'un tendon ou ligament ou encore à la fracture d'un des osselets. Cette caractéristique est même utilisée par les chirurgiens lors de l'exérèse de l'étrier. Les praticiens, par un mouvement de va-et-vient au niveau de la tête de l'étrier, viennent rompre la branche antérieure de cet osselet. Le phénomène de fractures est complexe à simuler, puisqu'il requiert une détection fine de la rupture pouvant passer au sein de plusieurs éléments constituant le maillage en éléments finis. Par conséquent, les éléments doivent localement être redéfinis. Ces changements topologiques ne sont pas évidents à modéliser en temps réel. De nombreuses équipes de recherches sont mobilisées sur cette problématique. Cependant, dans le contexte de la simulation de l'otospongiose, la précision de l'emplacement de la rupture n'est pas une information primordiale. De plus, la fracture est instantanée, autrement dit, celle-ci ne se fait pas de manière progressive. En raison de ces deux observations, une approche simplifiée et réaliste, permettant de garder un calcul temps-réel, est envisageable. Nous pourrions considérer une fracture sans ajouter d'éléments : les fractures ne peuvent apparaitre qu'entre les éléments. En effet, la hauteur de l'étrier de notre atlas est de 3.33 mm contre 3.29 mm pour la hauteur moyenne reportée dans la littérature. La hauteur des branches antérieures et postérieures est respectivement de 1.52 et 1.58 mm. Celles-ci sont composées de huit à douze éléments sur la hauteur. Ainsi, si nous calculons la fracture au niveau des éléments, nous avons une imprécision inférieure à 0.20 mm, ce qui est acceptable en raison de la faible importance de l'emplacement de celle-ci. Cette simplification permet facilement d'intégrer la fracture dans notre modèle. Par conséquent, en analysant les contraintes au niveau de chaque élément, nous pouvons détecter le lieu de la fracture. Dans un second temps, une désolidarision au niveau de l'élément est possible afin de simuler la fracture. Un modélisation des fractures suivant ce procédé est, aujourd'hui tout à fait réalisable et sera intégrée à moyen terme dans notre simulateur.

Nous avons vu que le rendu haptique n'a pas pu être apprécié correctement par les chirurgiens, en raison de la transparence non adaptée de l'interface haptique utilisée. Effectivement, un Phantom Omni (Sensable, Wilmington, USA) admet des forces de frictions similaires aux forces haptiques à retourner au chirurgien. Par conséquent une autre interface doit être intégrée dans notre simulation, toujours, dans l'objectif de fournir un outil pédagogique et d'entrainement. L'interface W5D de Entact Robotics (Toronto, Canada) admet des forces de frictions de 0.005 N contre 0.25 N pour le

Phantom Omni, et s'avère donc une des interfaces potentiellement utilisable pour notre simulation. Cette interface, dans sa version de base, est dotée de six degrés de liberté donc cinq avec retour d'effort (Fig. 8.1). Ce dispositif peut également comporter 6 degrés de liberté avec retour d'effort voire 7 avec l'ajout d'une pince. Son prix varie en fonction des versions, allant de 25 000 à 50 000 €. Cette interface sera implémentée dans les prochains mois. Les utilisateurs devraient alors être plus aptes à distinguer les forces issues de la simulation et des interactions avec les osselets, que les forces de frictions liées à la conception du dispositif.



Fig. 8.1 – Interface haptique W5D de Entact Robotics (Toronto, Canada), pouvant être intégrée dans notre simulateur afin de reproduire fidèlement le rendu haptique.

A moyen terme, nous voulons aussi placer des métriques au niveau du simulateur. L'idée est de permettre l'évaluation de la qualité d'une procédure chirurgicale simulée sur la base de plusieurs critères objectifs. Le premier est basé sur une analyse post-opératoire, avec l'étude de la forme et de l'emplacement de la platinotomie sur l'étrier ou de la position de la prothèse sur l'enclume, en comparant les résultats d'une simulation à des interventions réalisées par plusieurs experts, formant ainsi une référence. L'étude des forces appliquées sur les structures anatomiques compose le deuxième critère. Celui-ci atteste le caractère traumatique du geste chirurgical. De même, la durée de l'obstruction visuelle peut être prise en compte pour évaluer la procédure, car cette obstruction augmente potentiellement le risque d'endommager les structures. Enfin, nous avons vu que la qualité des résultats fonctionnels des procédures chirurgicales pouvait être estimée par comparaison des fonctions de transfert des osselets réalisées avant et après l'intervention.

Ce travail ouvre aussi des perspectives plus globales et à plus long terme. Ainsi, nous pensons que ce travail est pionnier dans l'utilisation de la simulation pour concevoir et évaluer de nouvelles procédures chirurgicales robotisées. Une procédure à deux outils a été réalisée avec un deuxième robot virtuel, qui était équipé d'une micro-pointe. Cette procédure réduit de manière significative les déplacements de l'enclume dans deux directions de l'espace seulement. Bien que la direction

non contrainte soit celle des mouvements naturels de l'enclume nous pouvons très bien imaginer utiliser un micro-crochet permettant de limiter les déplacements dans cette direction. Cependant, il est important de limiter le nombre de remplacement des instruments du robot afin d'éviter d'alourdir les interventions Par conséquent, il est préférable de concevoir des outils polyvalents utilisables pour plusieurs temps opératoires. Par exemple, outil alliant à la fois un système d'aspiration, couplé à un micro-crochet pour le maintien des osselets. La maniabilité d'un tel outil peut être examinée par notre simulation. De même de nombreuses autres procédures chirurgicales sont envisageables et sont virtuellement réalisables, limitant ainsi l'usage de rochers temporaux ou encore de modèles animaux pour les phases d'expérimentations et de développements. Nous pensons, bien évidemment à une procédure chirurgicale robotisée réalisée à l'aide d'un endoscope angulé pour la bonne visualisation de certaines structures au niveau de l'étrier principalement. De surcroît, cette intervention pourrait être effectuée à travers la membrane du tympan (trans-tympanique) en modifiant numériquement le centre de rotation déporté du robot, pour le placer au niveau de la membrane tympanique. Cette perspective à long terme, est ambitieuse mais à l'avantage, désormais, de pouvoir être facilement étudiée virtuellement à moindre coût.

Une autre application potentielle de la simulation interactive pour le système télé-opéré, serait de coupler ces deux dispositifs pour guider les interventions chirurgicales. Les informations des codeurs du robot seraient utilisées pour effectuer le recalage per-opératoire entre le patient et le robot, en pointant par exemple des repères anatomiques ou artificiels tels que des vis fiduciaires. Ce recalage, pourrait, en outre, être amélioré en croisant les informations d'un système de navigation chirurgicale, tel que le Digipointeur. Une modélisation patient spécifique de l'oreille moyenne du patient peut être obtenue à l'aide de l'algorithme de déformation de notre atlas. Ainsi, en regroupant toutes ces informations dans notre simulateur interactif, nous pouvons envisager de développer des méthodes de guidages per-opératoire. Une limitation des déplacements du robot afin d'éviter certaines lésions peut être effectuée. De même, une visualisation virtuelle différente de la scène opératoire peut, également, être offerte. En outre, un rendu haptique « simulé » transmis au praticien *via* le bras maître est envisageable en simulant les forces de contact entre le robot et les organes. Les prochains travaux vont s'intéresser principalement à la réalisation d'un tel couplage entre l'imagerie, la simulation, la navigation et enfin la robotique pour améliorer la chirurgie de demain.

Bibliographie

[Abdellaoui and Tran Ba Huy, 2013] Abdellaoui, a. and Tran Ba Huy, P. (2013). Success and failure factors for hearing-aid prescription : Results of a French national survey. *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, 130(6) :313–9.

[Adachi et al., 1995] Adachi, Y., Kumano, T., and Ogino, K. (1995). Intermediate representation for stiff virtual objects. In *Proceedings Virtual Reality Annual International Symposium*, pages 203–210. IEEE Comput. Soc. Press.

[Adamczyk et al., 1999] Adamczyk, M., Appleton, C. M., Parell, G., and Antonelli, P. J. (1999). Stapedectomy in the guinea pig. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 121(5) :581–584.

[Adams and Hannaford, 2002] Adams, R. and Hannaford, B. (2002). Control law design for haptic interfaces to virtual reality. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 10(1) :3–13.

[Adams et al., 1998] Adams, R. J., Moreyra, M. R., and Hannaford, B. (1998). Stability and Performance of Haptic Displays : Theory And Experiments. In *ASME Int'l Mechanical Eng. Congress and Exhibition*, pages 227–234.

[Agus et al., 2003] Agus, M., Giachetti, A., Gobbetti, E., Zanetti, G., Zorcolo, A., Picasso, B., and Sellari Franceschini, S. (2003). A haptic model of a bone-cutting burr. *Studies in health technology and informatics*, 94 :4–10.

[Ahlberg et al., 2002] Ahlberg, G., Heikkinen, T., Iselius, L., Leijonmarck, C.-E., Rutqvist, J., and Arvidsson, D. (2002). Does training in a virtual reality simulator improve surgical performance ? *Surgical Endoscopy*, 16(1) :126–9.

[Aibara et al., 2001] Aibara, R., Welsh, J. T., Puria, S., and Goode, R. L. (2001). Human middle-ear sound transfer function and cochlear input impedance. *Hearing Research*, 152(1-2) :100–109.

[Arechvo et al., 2009] Arechvo, I., Lasurashvili, N., Bornitz, M., Kevanishvili, Z., and Zahnert, T. (2009). Laser Doppler vibrometry of the middle ear in humans : derivation dependence, variability, and bilateral differences. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, 45(11) :878–86.

[Arnold et al., 2007] Arnold, W., Busch, R., Arnold, A., Ritscher, B., Neiss, A., and Niedermeyer, H. P. (2007). The influence of measles vaccination on the incidence of otosclerosis in Germany. *European archives of oto-rhino-laryngology*, 264(7) :741–8.

[Backous et al., 1993] Backous, D. D., Coker, N. J., and Jenkins, H. a. (1993). Prospective study of resident-performed stapedectomy. *The American journal of otology*, 14(5) :451–4.

[Bakhos et al., 2010] Bakhos, D., Velut, S., Robier, A., Al zahrani, M., and Lescanne, E. (2010). Three-dimensional modeling of the temporal bone for surgical training. *Otology & Neurotology*, 31(2) :328–34.

[Bance et al., 2004] Bance, M., Morris, D. P., Vanwijhe, R. G., Kiefte, M., and Funnell, W. R. J. (2004). Comparison of the mechanical performance of ossiculoplasty using a prosthetic malleus-to-stapes head with a tympanic membrane-to-stapes head assembly in a human cadaveric middle ear model. *Otology & Neurotology*, 25(6) :903–9.

[Barbic and James, 2008] Barbic, J. and James, D. (2008). Six-DoF Haptic Rendering of Contact Between Geometrically Complex Reduced Deformable Models. *IEEE Transactions on Haptics*, 1(1) :39–52.

[Barsuk et al., 2009] Barsuk, J. H., Cohen, E. R., Feinglass, J., McGaghie, W. C., and Wayne, D. B. (2009). Use of simulation-based education to reduce catheter-related bloodstream infections. *Archives of internal medicine*, 169(15) :1420–3.

[Beer et al., 1996] Beer, H., Bornitz, M., Drescher, J., Schmidt, R., Hardtke, H. J., Hofmann, G., Vogel, U., Zahnert, T., and Hüttenbrink, K. B. (1996). Finite element modeling of the human eardrum and applications. In Hüttenbrink, K.-B., editor, *Middle ear mechanics in research and otosurgery*, pages 40–47. University of Dresden, Germany, 2nd edition.

[Beer et al., 1999] Beer, H. J., Bornitz, M., Hardtke, H. J., Schmidt, R., Hofmann, G., Vogel, U., Zahnert, T., and Hüttenbrink, K. B. (1999). Modelling of components of the human middle ear and simulation of their dynamic behaviour. *Audiology & neuro-otology*, 4(3-4) :156–62.

[Bell et al., 2013] Bell, B., Gerber, N., Williamson, T., Gavaghan, K., Wimmer, W., Caversaccio, M., and Weber, S. (2013). In vitro accuracy evaluation of image-guided robot system for direct cochlear access. *Otology & Neurotology*, 34(7) :1284–90.

[Bell et al., 2012] Bell, B., Stieger, C., Gerber, N., Arnold, A., Nauer, C., Hamacher, V., Kompis, M., Nolte, L., Caversaccio, M., and Weber, S. (2012). A self-developed and constructed robot for minimally invasive cochlear implantation. *Acta oto-laryngologica*, 132(4) :355–60.

[Bellucci, 1978] Bellucci, R. (1978). Trends and profiles in stapes surgery. *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, 88(5 pt 1) :708–713.

[Belytschko et al., 2013] Belytschko, T., Liu, W. K., Moran, B., and Elkhodary, K. (2013). *Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures*. John Wiley & Sons.

[Berg et al., 2001] Berg, D., Berkley, J., Weghorst, S., Raugi, G., Turkiyyah, G., Ganter, M., Quintanilla, F., and Oppenheimer, P. (2001). Issues in validation of a dermatologic surgery simulator. *Studies in health technology and informatics*, 81 :60–65.

[Bergin et al., 2014] Bergin, M., Sheedy, M., Ross, P., Wylie, G., and Bird, P. (2014). Measuring the forces of middle ear surgery ; evaluating a novel force-detection instrument. *Otology & neurotology*, 35(2) :e77–83.

[Berkelman et al., 2001] Berkelman, P. J. P., D, D. L. R. M., Roy, J., Lang, S., Whitcomb, L. L., Hager, G., Jensen, P. S., Juan, E. D., Taylor, R. H., D, J. K. N. M., Rothbaum, D., and Niparko,

J. K. (2001). Performance evaluation of a cooperative manipulation microsurgical assistant robot applied to stapedotomy. In Niessen, W. J. and Viergever, M. A., editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI*, volume 2208 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1426–1429, Utrecht, The Netherlands. Springer Berlin Heidelberg.

[Bernardo et al., 2003] Bernardo, A., Preul, M. C., Zabramski, J. M., and Spetzler, R. F. (2003). A three-dimensional interactive virtual dissection model to simulate transpetrous surgical avenues. *Neurosurgery*, 52(3) :499–505.

[Bornitz et al., 2010] Bornitz, M., Hardtke, H.-J., and Zahnert, T. (2010). Evaluation of implantable actuators by means of a middle ear simulation model. *Hearing Research*, 263(1-2) :145–51.

[Bozorg Grayeli, 2000] Bozorg Grayeli, A. (2000). *Etiologie et physiopathologie de l'otospongiose*. Thèse de doctorat, Université Paris Diderot Paris 7.

[Bozorg Grayeli et al., 2009] Bozorg Grayeli, A., Esquia-Medina, G., Nguyen, Y., Mazalaigue, S., Vellin, J.-F., Lombard, B., Kalamarides, M., Ferrary, E., and Sterkers, O. (2009). Use of anatomic or invasive markers in association with skin surface registration in image-guided surgery of the temporal bone. *Acta oto-laryngologica*, 129(4) :405–10.

[Brett et al., 1995] Brett, P., Fraser, C., Hennigan, M., Griffiths, M., and Kamel, Y. (1995). Automatic surgical tools for penetrating flexible tissues. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14(3) :264–270.

[Brett et al., 2007] Brett, P. N., Taylor, R. P., Proops, D., Coulson, C., Reid, A., and Griffiths, M. V. (2007). A surgical robot for cochleostomy. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, volume 2007, pages 1229–32, Lyon, France.

[Browning and Gatehouse, 1992] Browning, G. G. and Gatehouse, S. (1992). The prevalence of middle ear disease in the adult British population. *Clinical otolaryngology and allied sciences*, 17(4) :317–21.

[Causse et al., 1975] Causse, J., Bel, J., Michaux, P., Cézard, R., Tapon, J., Canut, Y., and Désiré, M. (1975). [Contribution of data processing in otospongiosis. Part I. Statistics on otospongiosis]. *Annales d'oto-laryngologie et de chirurgie cervico faciale*, 92(7-8) :389–416.

[Causse et al., 1985] Causse, J. B., Causse, J. R., Bel, J., Michaux, P., Cezard, R., Michat, M., Canut, Y., Resseguier, P., and Parahy, C. (1985). [Improvement in hearing as a function of type of platinectomy or platinotomy performed in the surgical treatment of otospongiosis]. *Annales d'oto-laryngologie et de chirurgie cervico faciale*, 102(6) :401–5.

[Chandler and Rodriguez-Torro, 1983] Chandler, J. R. and Rodriguez-Torro, O. E. (1983). Changing patterns of otosclerosis surgery in teaching institutions. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 91(3) :239–45.

[Chaudhry et al., 1999] Chaudhry, A., Suttont, C., Wood, J., Stonet, R., and Mccloy, R. (1999). Learning rate for laparoscopic surgical skills on MIST VR, a virtual reality simulator : quality of human-computer interface. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 81(4) :281–286.

[Cohen et al., 2010] Cohen, E. R., Feinglass, J., Barsuk, J. H., Barnard, C., O'Donnell, A., McGaghie, W. C., and Wayne, D. B. (2010). Cost savings from reduced catheter-related bloodstream infection after simulation-based education for residents in a medical intensive care unit. *Simulation in healthcare*, 5(2) :98–102.

[Coker et al., 1988] Coker, N. J., Duncan, N. O., Wright, G. L., Jenkins, H. A., and Alford, B. R. (1988). Stapedectomy trends for the resident. *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, 97(2 Pt 1) :109–13.

[Colgate et al., 1995] Colgate, J., Stanley, M., and Brown, J. (1995). Issues in the haptic display of tool use. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 3 :140–145.

[Comas et al., 2010] Comas, O., Cotin, S., and Duriez, C. (2010). A shell model for real-time simulation of intra-ocular implant deployment. *Biomedical Simulation*, 5958 :160–170.

[Cotin et al., 1999] Cotin, S., Delingette, H., and Ayache, N. (1999). Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 5(1) :62–73.

[Courtecuisse et al., 2011a] Courtecuisse, H., Allard, J., Cotin, S., and Soler, L. (2011a). GPU-based Interactive Simulation of Liver Resection. In *SIGGRAPH Real Time Live Demo*, pages 180–188.

[Courtecuisse et al., 2010] Courtecuisse, H., Allard, J., Duriez, C., and Cotin, S. (2010). Asynchronous Preconditioners for Efficient Solving of Non-linear Deformations. In *VRIPHYS*, pages 59–68.

[Courtecuisse et al., 2011b] Courtecuisse, H., Allard, J., Duriez, C., and Cotin, S. (2011b). Preconditioner-based contact response and application to cataract surgery. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI*, volume 14, pages 315–22, Toronto, Canada.

[Courtecuisse et al., 2013] Courtecuisse, H., Allard, J., Kerfriden, P., Bordas, S. P. a., Cotin, S., and Duriez, C. (2013). Real-time simulation of contact and cutting of heterogeneous soft-tissues. *Medical image analysis*, 18(2) :394–410.

[Crum et al., 2004] Crum, W. R., Hartkens, T., and D L G Hill (2004). Non-rigid image registration : theory and practice. *British Journal of Radiology*, 77(suppl_2) :S140–S153.

[Daniel, 1969] Daniel, H. J. (1969). Stapedial otosclerosis and fluorine in the drinking water. *Archives of otolaryngology*, 90(5) :585–9.

[Daniel et al., 2001] Daniel, S. J., Funnell, W. R., Zeitouni, a. G., Schloss, M. D., and Rappaport, J. (2001). Clinical applications of a finite-element model of the human middle ear. *The Journal of otolaryngology*, 30(6) :340–6.

[Danilchenko et al., 2011] Danilchenko, A., Balachandran, R., Toennies, J. L., Baron, S., Munske, B., Fitzpatrick, J. M., Withrow, T. J., Webster, R. J., and Labadie, R. F. (2011). Robotic mastoidectomy. *Otology & Neurotology*, 32(1) :11–6.

[Dario et al., 2004] Dario, P., Ciarletta, P., Menciassi, A., and Kim, B. (2004). Modeling and Experimental Validation of the Locomotion of Endoscopic Robots in the Colon. *The International Journal of Robotics Research*, 23(4) :549–556.

[Darzi et al., 1999] Darzi, A., Smith, S., and Taffinder, N. (1999). Assessing operative skill. *British Medical Journal (BMJ)*, 318(7188) :887.

[Datta et al., 2001] Datta, V., Mackay, S., Mandalia, M., and Darzi, a. (2001). The use of electromagnetic motion tracking analysis to objectively measure open surgical skill in the laboratory-based model. *Journal of the American College of Surgeons*, 193(5) :479–85.

[D'Aulignac et al., 2006] D'Aulignac, D., Laugier, C., Troccaz, J., and Vieira, S. (2006). Towards a realistic echographic simulator. *Medical image analysis*, 10(1) :71–81.

[Decraemer and Khanna, 2000] Decraemer, W. and Khanna, S. (2000). New insights into vibration of the middle ear. In Rosowski, J. and Merchant, S., editors, *The Function and Mechanics of Normal, Diseased and Reconstructed Middle Ears*, pages 23–38. Kugler, The Hague.

[Delingette, 1999] Delingette, H. (1999). Simulation d'interventions chirurgicales. *Dombre & W. Khalil Editors–Deuxième journée ....*

[Delingette and Ayache, 2004] Delingette, H. and Ayache, N. (2004). Soft tissue modeling for surgery simulation. *Handbook of Numerical Analysis*, 12 :453–550.

[Dirckx and Decraemer, 1991] Dirckx, J. J. and Decraemer, W. F. (1991). Human tympanic membrane deformation under static pressure. *Hearing research*, 51(1) :93–105.

[Dirckx and Decraemer, 2001] Dirckx, J. J. and Decraemer, W. F. (2001). Effect of middle ear components on eardrum quasi-static deformation. *Hearing research*, 157(1-2) :124–37.

[Djaouti et al., 2011] Djaouti, D., Alvarez, J., Jessel, J.-p., and Rampnoux, O. (2011). Origins of Serious Games. In Ma, M., Oikonomou, A., and Jain, L. C., editors, *Serious Games and Edutainment Applications*, pages 25–43. Springer London.

[Donaldson and Snyder, 1992] Donaldson, J. A. and Snyder, J. (1992). Otosclerosis. In Cummings, C. W., Fredrickson, J. M., Harker, L. A., Krause, C. J., Richardson, M. A., and Schuller, D. E., editors, *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, pages 2997–3016. Mosby-Yearbook.

[Duriez, 2013a] Duriez, C. (2013a). Control of elastic soft robots based on real-time finite element method. *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3982–3987.

[Duriez, 2013b] Duriez, C. (2013b). *Real-time haptic simulation of medical procedures involving deformations and device-tissue interactions*. Habilitation à diriger des recherches., University Lille 1, France.

[Duriez et al., 2006] Duriez, C., Dubois, F., Kheddar, A., and Andriot, C. (2006). Realistic haptic rendering of interacting deformable objects in virtual environments. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 12(1) :36–47.

[Duriez et al., 2009] Duriez, C., Guébert, C., Marchal, M., Cotin, S., and Grisoni, L. (2009). Interactive simulation of flexible needle insertions based on constraint models. *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 12(Pt 2) :291–9.

[Eiber et al., 1999] Eiber, a., Freitag, H. G., Burkhardt, C., Hemmert, W., Maassen, M., Rodriguez Jorge, J., and Zenner, H. P. (1999). Dynamics of middle ear prostheses - simulations and measurements. *Audiology & neuro-otology*, 4(3-4) :178–84.

[Elkhouri et al., 2006] Elkhouri, N., Liu, H., and Funnell, W. R. J. (2006). Low-frequency finite-element modeling of the gerbil middle ear. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO*, 7(4) :399–411.

[Emeagwali et al., 2004] Emeagwali, I., Marayong, P., Abbott, J., and Okamura, A. (2004). Performance analysis of steady-hand teleoperation versus cooperative manipulation. In *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (HAPTICS)*, pages 316–322. IEEE.

[Engel and Schindler, 1984] Engel, T. L. and Schindler, R. A. (1984). Stapedectomy in residency training. *The Laryngoscope*, 94(6) :768–771.

[Entsfellner et al., 2012] Entsfellner, K., Strauss, G., Berger, T., Dietz, A., and Lueth, T. (2012). Micro-Macro Telemanipulator for Middle-Ear Microsurgery. In *German Conference on Robotics (ROBOTIK)*, pages 395–398, Munich, Germany.

[Faure et al., 2012] Faure, F., Duriez, C., Delingette, H., Allard, J., Gilles, B., Marchesseau, S., Talbot, H., Courtecuisse, H., Bousquet, G., Peterlik, I., and Cotin, S. (2012). SOFA ; a Multi-Model Framework for Interactive Physical Simulation. In Payan, Y., editor, *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*, pages 283–321. Springer Berlin Heidelberg.

[Felippa, 2000] Felippa, C. A. (2000). A systematic approach to the element-independent corotational dynamics of finite elements. Technical Report January, Center for Aerospace Structures College of Engineering, University of Colorado.

[Felippa and Haugen, 2005] Felippa, C. A. and Haugen, B. (2005). A unified formulation of small-strain corotational finite elements : I. Theory. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 194(21-24) :2285–2335.

[Ferris and Prendergast, 2000] Ferris, P. and Prendergast, P. J. (2000). Middle-ear dynamics before and after ossicular replacement. *Journal of Biomechanics*, 33(5) :581–90.

[Finkelstein et al., 2010] Finkelstein, J., Eckersberger, E., Sadri, H., Taneja, S. S., Lepor, H., and Djavan, B. (2010). Open Versus Laparoscopic Versus Robot-Assisted Laparoscopic Prostatectomy : The European and US Experience. *Reviews in urology*, 12(1) :35–43.

[Finnegan et al., 2012] Finnegan, K. T., Meraney, A. M., Staff, I., and Shichman, S. J. (2012). da Vinci Skills Simulator construct validation study : correlation of prior robotic experience with overall score and time score simulator performance. *Urology*, 80(2) :330–5.

[Foell et al., 2013] Foell, K., Furse, A., Honey, R. J. D., Pace, K. T., and Lee, J. Y. (2013). Multidisciplinary validation study of the da Vinci Skills Simulator : educational tool and assessment device. *Journal of Robotic Surgery*, 7(4) :365–369.

[Francis and Niparko, 2011] Francis, H. and Niparko, J. (2011). *Temporal Bone Dissection Guide*. Thieme Medical Publisher, Inc.

[Frijns et al., 1995] Frijns, J. H., de Snoo, S. L., and Schoonhoven, R. (1995). Potential distributions and neural excitation patterns in a rotationally symmetric model of the electrically stimulated cochlea. *Hearing Research*, 87(1-2) :170–86.

[Funnell and Laszlo, 1978] Funnell, W. R. and Laszlo, C. A. (1978). Modeling of the cat eardrum as a thin shell using the finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 63(5) :1461–7.

[Gallagher, Ph.D. et al., 2001] Gallagher, Ph.D., A. G., Richie, B.Sc., K., McClure, M.D., N., and McGuigan, J. (2001). Objective Psychomotor Skills Assessment of Experienced, Junior, and Novice Laparoscopists with Virtual Reality. *World Journal of Surgery*, 25(11) :1478–1483.

[Gan et al., 2004a] Gan, R. Z., Feng, B., and Sun, Q. (2004a). Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. *Annals of biomedical engineering*, 32(6) :847–59.

[Gan et al., 2004b] Gan, R. Z., Wood, M. W., and Dormer, K. J. (2004b). Human middle ear transfer function measured by double laser interferometry system. *Otology & Neurotology*, 25(4) :423–35.

[Gan et al., 2011] Gan, R. Z., Yang, F., Zhang, X., and Nakmali, D. (2011). Mechanical properties of stapedial annular ligament. *Medical Engineering & Physics*, 33(3) :330–9.

[Garre and Otaduy, 2009] Garre, C. and Otaduy, M. A. (2009). Haptic rendering of complex deformations through handle-space force linearization. In *EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems - World Haptics*, pages 422–427. IEEE.

[Gea et al., 2010] Gea, S. L. R., Decraemer, W. F., Funnell, W. R. J., Funnell, R. W. J., Dirckx, J. J. J., and Maier, H. (2010). Tympanic membrane boundary deformations derived from static displacements observed with computerized tomography in human and gerbil. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO*, 11(1) :1–17.

[Gerard et al., 2005] Gerard, J. M., Ohayon, J., Luboz, V., Perrier, P., and Payan, Y. (2005). Non-linear elastic properties of the lingual and facial tissues assessed by indentation technique. Application to the biomechanics of speech production. *Medical engineering & physics*, 27(10) :884–92.

[Glasscock and Shambaugh, 1990] Glasscock, M. E. and Shambaugh, G. E. (1990). Diagnosis, Indications for surgery, and medical therapy of otospongiosis (otosclerosis). In Glasscock, M. E., Shambaugh, G. E., and Johnson, G. D., editors, *Surgery of the Ear*, pages 370–387. Saunders, Philadelphia.

[Gosselin et al., 2010] Gosselin, F., Ferlay, F., Bouchigny, S., Mégard, C., and Taha, F. (2010). Design of a Multimodal VR Platform for the Training of Surgery Skills. In Kappers, A. M. L., van Erp, J. B. F., Tiest, W. M. B., and van der Helm, F. C. T., editors, *Haptics : Generating and Perceiving Tangible Sensations*, volume 6192, pages 109–116. Springer Berlin Heidelberg.

[Granry and Moll, 2012] Granry, J.-C. and Moll, M.-C. (2012). Rapport de mission : Etat de l'art (national et international) en matière de pratiques de simulation dans le domaine de la santé. Technical report, Haute Autorité de Santé.

[Grantcharov et al., 2001a] Grantcharov, T. P., Bardram, L., Funch-Jensen, P., and Rosenberg, J. (2001a). Laparoscopic performance after one night on call in a surgical department : prospective study. *British Medical Journal (BMJ)*, 323(7323) :1222–3.

[Grantcharov et al., 2001b] Grantcharov, T. P., Rosenberg, J., Pahle, E., and Funch-Jensen, P. (2001b). Virtual reality computer simulation. *Surgical Endoscopy*, 15(3) :242–4.

[Gulya and Schuknech, 1995] Gulya, A. and Schuknech, H. (1995). *Anatomy of the Temporal Bone with Surgical Implications, Second Edition*. CRC Press.

[Gurr et al., 2010] Gurr, A., Kevenhörster, K., Stark, T., Pearson, M., and Dazert, S. (2010). The common pig : a possible model for teaching ear surgery. *European archives of oto-rhino-laryngology*, 267(2) :213–7.

[Handley and Hicks, 1990] Handley, G. H. and Hicks, J. N. (1990). Stapedectomy in residency–the UAB experience. *The American journal of otology*, 11(2) :128–30.

[Hanekom, 2005] Hanekom, T. (2005). Modelling encapsulation tissue around cochlear implant electrodes. *Medical & biological engineering & computing*, 43(1) :47–55.

[Harden et al., 1975] Harden, R. M., Stevenson, M., Downie, W. W., and Wilson, G. M. (1975). Assessment of clinical competence using objective structured examination. *BMJ : British Medical Journal*, 1(5955) :447–451.

[Hayden et al., 2011] Hayden, R., Sawyer, S., Frey, E., Mori, S., Migliaccio, A. A., and Della Santina, C. C. (2011). Virtual labyrinth model of vestibular afferent excitation via implanted electrodes : validation and application to design of a multichannel vestibular prosthesis. *Experimental brain research*, 210(3-4) :623–40.

[Heiland et al., 2007] Heiland, M., Pohlenz, P., Blessmann, M., Habermann, C. R., Oesterhelweg, L., Begemann, P. C., Schmidgunst, C., Blake, F. a. S., Püschel, K., Schmelzle, R., and Schulze, D. (2007). Cervical soft tissue imaging using a mobile CBCT scanner with a flat panel detector in comparison with corresponding CT and MRI data sets. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 104(6) :814–20.

[Henner and Buckingham, 1956] Henner, R. and Buckingham, R. A. (1956). The recognition and surgical treatment of congenital ossicular defects. *The Laryngoscope*, 66(5) :526–39.

[Henson and Henson, 2000] Henson, O. W. and Henson, M. M. (2000). Magnetic resonance microscopy. *University of North Carolina at Chapel Hill, accessible at http ://cba-web2.med.unc.edu/henson_mrm/pages/Scans_Primates.html*.

[Hermann and Liebowitz, 1972] Hermann, G. and Liebowitz, H. (1972). Mechanics of bone fractures. In Liebowitz, H., editor, *Fracture : An Advanced Treatise*, pages 772–840. New York, academic p edition.

[Ho et al., 2012] Ho, A. K., Alsaffar, H., Doyle, P. C., Ladak, H. M., and Agrawal, S. K. (2012). Virtual reality myringotomy simulation with real-time deformation : development and validity testing. *The Laryngoscope*, 122(8) :1844–51.

[Hodez et al., 2011] Hodez, C., Griffaton-Taillandier, C., and Bensimon, I. (2011). Cone-beam imaging : applications in ENT. *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases*, 128(2) :65–78.

[Holler and Greenberg, 1972] Holler, F. C. and Greenberg, L. M. (1972). Incudostapedial joint disarticulation. *Archives of otolaryngology*, 95(2) :182–4.

[Hornung et al., 2009] Hornung, J. a., Brase, C., Bozzato, A., Zenk, J., and Iro, H. (2009). First experience with a new titanium clip stapes prosthesis and a comparison with the earlier model used in stapes surgery. *The Laryngoscope*, 119(12) :2421–7.

[Hough, 1958] Hough, J. V. D. (1958). Malformations and anatomical variations seen in the middle ear during the operation for mobilization of the stapes. *The Laryngoscope*, 68(8) :1337–79.

[Hudde and Weistenhofer, 1997] Hudde, H. and Weistenhofer, C. (1997). A Three-Dimensional Circuit Model of the Middle Ear. *Acta Acustica united with Acustica*, 83(3) :535–549.

[Hughes, 1991] Hughes, G. B. (1991). The learning curve in stapes surgery. *The Laryngoscope*, 101(12 Pt 1) :1280–4.

[Hung et al., 2011] Hung, A., Zehnder, P., Patil, M., Cai, J., Ck, N., Aron, M., Is, G., and Desai, M. (2011). Face , content and construct validity of a novel robotic surgery simulator . *Journal of Urology*, 186(3) :1019–1024.

[Hüttenbrink, 1988] Hüttenbrink, K. B. (1988). The mechanics of the middle-ear at static air pressures : the role of the ossicular joints, the function of the middle-ear muscles and the behaviour of stapedial prostheses. *Acta oto-laryngologica. Supplementum*, 451 :1–35.

[Hüttenbrink, 1993] Hüttenbrink, K. B. (1993). Manipulating the mobile stapes during tympanoplasty : the risk of stapedial luxation. *The Laryngoscope*, 103(6) :668–72.

[Javia and Deutsch, 2012] Javia, L. and Deutsch, E. S. (2012). A systematic review of simulators in otolaryngology. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 147(6) :999–1011.

[Joly and Andriot, 1995] Joly, L. and Andriot, C. (1995). Imposing motion constraints to a force reflecting telerobot through real-time simulation of a virtual mechanism. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 1, pages 357–362. IEEE.

[Joskowicz et al., 2006] Joskowicz, L., Shamir, R., Freiman, M., Shoham, M., Zehavi, E., Umansky, F., and Shoshan, Y. (2006). Image-guided system with miniature robot for precise positioning and targeting in keyhole neurosurgery. *Computer Aided Surgery*, 11(4) :181–93.

[Kazmitcheff et al., 2011] Kazmitcheff, G., Miroir, M., Celerier, C., Mazalaigue, S., Ferrary, E., Sterkers, O., and Grayeli, A. B. (2011). Evaluation of command modes of an assistance robot for middle ear surgery. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2532–2538, San Francisco, USA. IEEE.

[Kelly et al., 2003] Kelly, D. J., Prendergast, P. J., and Blayney, A. W. (2003). The effect of prosthesis design on vibration of the reconstructed ossicular chain : a comparative finite element analysis of four prostheses. *Otology & Neurotology*, 24(1) :11–19.

[Kenney et al., 2009] Kenney, P. a., Wszolek, M. F., Gould, J. J., Libertino, J. a., and Moinzadeh, A. (2009). Face, content, and construct validity of dV-trainer, a novel virtual reality simulator for robotic surgery. *Urology*, 73(6) :1288–92.

[Kerwin et al., 2009] Kerwin, T., Shen, H.-W., and Stredney, D. (2009). Enhancing realism of wet surfaces in temporal bone surgical simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 15(5) :747–58.

[Kha and Chen, 2012] Kha, H. and Chen, B. (2012). Finite element analysis of damage by cochlear implant electrode array's proximal section to the basilar membrane. *Otology & Neurotology*, 33(7) :1176–80.

[Khouli et al., 2011] Khouli, H., Jahnes, K., Shapiro, J., Rose, K., Mathew, J., Gohil, A., Han, Q., Sotelo, A., Jones, J., Aqeel, A., Eden, E., and Fried, E. (2011). Performance of medical residents in sterile techniques during central vein catheterization : randomized trial of efficacy of simulation-based training. *Chest*, 139(1) :80–7.

[Kirikae, 1960] Kirikae, I. (1960). *The Structure and Function of the Middle Ear*. The University of Tokyo Press.

[Kisilevsky et al., 2010] Kisilevsky, V., Bailie, N. A., and Halik, J. J. (2010). Bilateral hearing results of 751 unilateral stapedotomies evaluated with the Glasgow benefit plot. *The Journal of laryngology and otology*, 124(5) :482–9.

[Klenzner et al., 2009] Klenzner, T., Ngan, C. C., Knapp, F. B., Knoop, H., Kromeier, J., Aschendorff, A., Papastathopoulos, E., Raczkowsky, J., Wörn, H., and Schipper, J. (2009). New strategies for high precision surgery of the temporal bone using a robotic approach for cochlear implantation. *European archives of oto-rhino-laryngology*, 266(7) :955–60.

[Kockro and Hwang, 2009] Kockro, R. A. and Hwang, P. Y. K. (2009). Virtual temporal bone : an interactive 3-dimensional learning aid for cranial base surgery. *Neurosurgery*, 64(5 Suppl 2) :216–29.

[Koike et al., 2002] Koike, T., Wada, H., and Kobayashi, T. (2002). Modeling of the human middle ear using the finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 111(3) :1306.

[Korets et al., 2011] Korets, R., Mues, A. C., Graversen, J. a., Gupta, M., Benson, M. C., Cooper, K. L., Landman, J., and Badani, K. K. (2011). Validating the use of the Mimic dV-trainer for robotic surgery skill acquisition among urology residents. *Urology*, 78(6) :1326–30.

[Kosuge et al., 1995] Kosuge, K., Itoh, T., Fukuda, T., and Otsuka, M. (1995). Tele-manipulation system based on task-oriented virtual tool. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 1, pages 351–356. IEEE.

[Kringlebotn and Gundersen, 1985] Kringlebotn, M. and Gundersen, T. (1985). Frequency characteristics of the middle ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 77(1) :159.

[Kühnapfel et al., 1999] Kühnapfel, U., Çakmak, H. K., and Maaß, H. (1999). 3D Modeling for Endoscopic Surgery. In *IEEE Symposium on Simulation*, pages 22–32.

[Kumar et al., 1999] Kumar, R., Jensen, P., and Taylor, R. (1999). Experiments with a steady hand robot in constrained compliant motion and path following. In *International Workshop on Robot and Human Interaction (RO-MAN)*, number September, pages 92–97, Pisa, Italy. IEEE.

[Kuppersmith et al., 1997] Kuppersmith, R. B., Johnston, R., Moreau, D., Loftin, R. B., and Jenkins, H. (1997). Building a virtual reality temporal bone dissection simulator. *Studies in health technology and informatics*, 39 :180–6.

[Kwacz et al., 2013] Kwacz, M., Marek, P., Borkowski, P., and Mrówka, M. (2013). A three-dimensional finite element model of round window membrane vibration before and after stapedotomy surgery. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 12(6) :1243–61.

[Kwoh et al., 1988] Kwoh, Y. S., Hou, J., Jonckheere, E. a., and Hayati, S. (1988). A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 35(2) :153–60.

[Lauxmann et al., 2012] Lauxmann, M., Heckeler, C., Beutner, D., Lüers, J.-C., Hüttenbrink, K.-B., Chatzimichalis, M., Huber, A., and Eiber, A. (2012). Experimental study on admissible forces at the incudomalleolar joint. *Otology & Neurotology*, 33(6) :1077–84.

[Lee et al., 2006] Lee, C.-F., Chen, P.-R., Lee, W.-J., Chen, J.-H., and Liu, T.-C. (2006). Three-dimensional reconstruction and modeling of middle ear biomechanics by high-resolution computed tomography and finite element analysis. *The Laryngoscope*, 116(5) :711–6.

[Legent et al., 1984] Legent, F., Perlemuter, L., and Vandenbrouck, C. (1984). *Cahier d'anatomie ORL*. Paris, masson edition.

[Leighton et al., 1991] Leighton, S. E., Robson, a. K., and Freeland, a. P. (1991). Audit of stapedectomy results in a teaching hospital. *Clinical otolaryngology and allied sciences*, 16(5) :488–92.

[Leinung et al., 2007] Leinung, M., Baron, S., Eilers, H., Heimann, B., Bartling, S., Heermann, R., Lenarz, T., and Majdani, O. (2007). Robotic-guided minimally-invasive cochleostomy : first results. *GMS CURAC*, 2(1) :1–7.

[Liang et al., 2010] Liang, X., Lambrichts, I., Sun, Y., Denis, K., Hassan, B., Li, L., Pauwels, R., and Jacobs, R. (2010). A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II : On 3D model accuracy. *European journal of radiology*, 75(2) :270–4.

[Lorensen and Cline, 1987] Lorensen, W. E. and Cline, H. E. (1987). Marching cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm. In *SIGGRAPH conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 163–169.

[Maier et al., 2011] Maier, T., Strauss, G., Bauer, F., Grasser, A., Hata, N., and Lueth, T. C. (2011). Distance measurement in middle ear surgery using a telemanipulator. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI*, 14(Pt 1) :41–8.

[Maier et al., 2010] Maier, T., Strauss, G., Hofer, M., Kraus, T., Runge, A., Stenzel, R., Gumprecht, J., Berger, T., Dietz, A., and Lueth, T. C. (2010). A new Micromanipulator System

for middle ear surgery. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1568–1573, Anchorage, AK. IEEE.

[Majdani et al., 2009] Majdani, O., Rau, T. S., Baron, S., Eilers, H., Baier, C., Heimann, B., Ortmaier, T., Bartling, S., Lenarz, T., and Leinung, M. (2009). A robot-guided minimally invasive approach for cochlear implant surgery : preliminary results of a temporal bone study. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 4(5) :475–86.

[Marchal et al., 2005] Marchal, M., Promayon, E., and Troccaz, J. (2005). imulating Complex Organ Interactions : Evaluation of a Soft Tissue Discrete Model. In *International Symposium on Visual Computing*, pages 175–182.

[Marchese et al., 2007] Marchese, M. R., Cianfrone, F., Passali, G. C., and Paludetti, G. (2007). Hearing results after stapedotomy : role of the prosthesis diameter. *Audiology & neuro-otology*, 12(4) :221–5.

[Marescaux et al., 1998] Marescaux, J., Clément, J. M., Tassetti, V., Koehl, C., Cotin, S., Russier, Y., Mutter, D., Delingette, H., and Ayache, N. (1998). Virtual reality applied to hepatic surgery simulation : the next revolution. *Annals of surgery*, 228(5) :627–634.

[Marescaux et al., 2001] Marescaux, J., Leroy, J., Gagner, M., Rubino, F., Mutter, D., Vix, M., Butner, S. E., and Smith, M. K. (2001). Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature*, 413(6854) :379–80.

[Mark et al., 1996] Mark, W. R., Randolph, S. C., Finch, M., Van, J. M., Verth, R., and Taylor, M. (1996). Adding Force Feedback to Graphics Systems : Issues and Solutions. In *Proceedings of SIGGRAPH*.

[Martin et al., 1997] Martin, J. A., Regehr, G., Reznick, R., MacRae, H., Murnaghan, J., Hutchison, C., and Brown, M. (1997). Objective structured assessment of technical skill (OSATS) for surgical residents. *The British journal of surgery*, 84(2) :273–8.

[Mathews et al., 1997] Mathews, S. B., Hetzler, D. G., and Hilsinger, R. L. (1997). Incus and stapes footplate simulator. *The Laryngoscope*, 107 :1614–6.

[Mathews et al., 1999] Mathews, S. B., Rasgon, B. M., and Byl, F. M. (1999). Stapes surgery in a residency training program. *The Laryngoscope*, 109(1) :52–3.

[McCoy et al., 2011] McCoy, C. E., Menchine, M., Anderson, C., Kollen, R., Langdorf, M. I., and Lotfipour, S. (2011). Prospective randomized crossover study of simulation vs. didactics for teaching medical students the assessment and management of critically ill patients. *The Journal of emergency medicine*, 40(4) :448–55.

[McDougall, 2007] McDougall, E. M. (2007). Validation of surgical simulators. *Journal of endourology*, 21(3) :244–247.

[Meller, 1997] Meller, G. (1997). A typology of simulators for medical education. *Journal of digital imaging*, 10(3 Suppl 1) :194–6.

[Merchant et al., 2001] Merchant, S. N., Incesulu, A., Glynn, R. J., and Nadol, J. B. (2001). Histologic studies of the posterior stapediovestibular joint in otosclerosis. *Otology & Neurotology*, 22(3) :305–10.

[Metzger et al., 2007] Metzger, M. C., Rafii, A., Holhweg-Majert, B., Pham, A. M., and Strong, B. (2007). Comparison of 4 registration strategies for computer-aided maxillofacial surgery. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 137(1) :93–9.

[Miroir, 2009] Miroir, M. (2009). *Conception d'un système robotisé d'aide à la microchirurgie otologique : application au traitement de l'otospongiose*. Thèse de doctorat, University Pierre & Marie Curie, Paris 6.

[Miroir et al., 2012] Miroir, M., Nguyen, Y., Szewczyk, J., Sterkers, O., and Bozorg Grayeli, A. (2012). Design, kinematic optimization, and evaluation of a teleoperated system for middle ear microsurgery. *The Scientific World Journal*, 2012 :907372.

[Miroir et al., 2010] Miroir, M., Szewczyk, J., Mazalaigue, S., Ferrary, E., Sterkers, O., and Grayeli, A. B. (2010). RobOtol : from design to evaluation of a robot for middle ear surgery. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 850–856, Taipei, Taiwan. IEEE.

[Miroir et al., 2008] Miroir, M., Szewczyk, J., Nguyen, Y., Mazalaigue, S., Grayeli, A. B., and Sterkers, O. (2008). Mechanical Design and Optimization of a Microsurgical Robot. In Ceccarelli, M., editor, *EUCOMES 08*, pages 575–583, Dordrecht. Springer Netherlands.

[Mojallal et al., 2009] Mojallal, H., Stieve, M., Krueger, I., Behrens, P., Mueller, P. P., and Lenarz, T. (2009). A biomechanical ear model to evaluate middle-ear reconstruction. *International journal of audiology*, 48(12) :876–84.

[Moller, 1962] Moller, A. R. (1962). Acoustic Reflex in Man. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 34(9B) :1524.

[Monfared et al., 2012] Monfared, A., Mitteramskogler, G., Gruber, S., Salisbury, J. K., Stampfl, J., and Blevins, N. H. (2012). High-fidelity, inexpensive surgical middle ear simulator. *Otology & Neurotology*, 33(9) :1573–7.

[Montes Grande et al., 2012] Montes Grande, G., Knisely, A. J., Becker, B. C., Yang, S., Hirsch, B. E., and Riviere, C. N. (2012). Handheld micromanipulator for robot-assisted stapes footplate surgery. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, volume 2012, pages 1422–5, San Diego, CA.

[Moore, 1965] Moore, B. G. E. (1965). Cramming more components onto integrated circuits. *Electronics*, 38(8).

[Moreau et al., 2009] Moreau, R., Ochoa, V., Pham, M. T., Boulanger, P., and Dupuis, O. (2009). Evaluation of medical gestures based on a global performance index. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, volume 2009, pages 5854–7, Minneapolis, Minnesota.

[Morris et al., 2006] Morris, D., Sewell, C., Barbagli, F., Salisbury, K., Blevins, N., and Girod, S. (2006). Visuohaptic simulation of bone surgery for training and evaluation. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 26(6) :48–57.

[Nahvi et al., 1998] Nahvi, a., Nelson, D., Hollerbach, J., and Johnson, D. (1998). Haptic manipulation of virtual mechanisms from mechanical CAD designs. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 1, pages 375–380. Ieee.

[Nealen et al., 2006] Nealen, A., Müller, M., Keiser, R., Boxerman, E., and Carlson, M. (2006). Physically Based Deformable Models in Computer Graphics. *Computer Graphics Forum*, 25(4) :809–836.

[Neudert et al., 2007] Neudert, M., Berner, M., Bornitz, M., Beleites, T., Ney, M., and Zahnert, T. (2007). Osseointegration of prostheses on the stapes footplate : evaluation of the biomechanical feasibility by using a finite element model. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO*, 8(4) :411–21.

[Nguyen, 2011] Nguyen, Y. (2011). *Accès mini-invasif à la cochlée : application à l'implantation cochléaire*. Thèse de doctorat, Université Pierre et Marie Curie.

[Nguyen et al., 2012] Nguyen, Y., Miroir, M., Kazmitcheff, G., Ferrary, E., Sterkers, O., and Grayeli, A. B. (2012). From conception to application of a tele-operated assistance robot for middle ear surgery. *Surgical innovation*, 19(3) :241–51.

[Nicholson et al., 2006] Nicholson, D. T., Chalk, C., Funnell, W. R. J., and Daniel, S. J. (2006). Can virtual reality improve anatomy education ? A randomised controlled study of a computer-generated three-dimensional anatomical ear model. *Medical education*, 40(11) :1081–7.

[Nie et al., 2011] Nie, X., Liu, H., Huang, X., Tan, J., Xie, X., Yao, W., Rao, Z., and Duan, M. (2011). Finite element model of human ear reconstruction through micro-computer tomography. *Acta oto-laryngologica*, 131(3) :269–76.

[Ohashi et al., 2005] Ohashi, M., Sawaguchi, A., Ide, S., Kimitsuki, T., Komune, S., and Suganuma, T. (2005). Histochemical Characterization of the Rat Ossicular Joint Cartilage with a Special Reference to Stapediovestibular Joint. *Acta Histochemica Et Cytochemica*, 38(6) :387–392.

[O'Leary et al., 2008] O'Leary, S. J., Hutchins, M. a., Stevenson, D. R., Gunn, C., Krumpholz, A., Kennedy, G., Tykocinski, M., Dahm, M., and Pyman, B. (2008). Validation of a networked virtual reality simulation of temporal bone surgery. *The Laryngoscope*, 118(6) :1040–6.

[Oravitz et al., 2008] Oravitz, T. M., Metro, D. G., and McIvor, W. R. (2008). The Benefits of a Human Simulator Training Course for Initial First-Year Anesthesia Residency Education§. *The Open Anesthesiology Journal*, 2(1) :13–19.

[Ortega et al., 2007] Ortega, M., Redon, S., and Coquillart, S. (2007). A six degree-of-freedom god-object method for haptic display of rigid bodies with surface properties. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 13(3) :458–69.

[Owa et al., 2003] Owa, A. O., Gbejuade, H. O., and Giddings, C. (2003). A middle-ear simulator for practicing prosthesis placement for otosclerosis surgery using ward-based materials. *The Journal of laryngology and otology*, 117(6) :490–2.

[Perrenot et al., 2012] Perrenot, C., Perez, M., Tran, N., Jehl, J.-P., Felblinger, J., Bresler, L., and Hubert, J. (2012). The virtual reality simulator dV-Trainer(®) is a valid assessment tool for robotic surgical skills. *Surgical Endoscopy*, 26(9) :2587–93.

[Peterlik et al., 2011] Peterlik, I., Nouicer, M., Duriez, C., Cotin, S., and Kheddar, A. (2011). Constraint-Based Haptic Rendering of Multirate Compliant Mechanisms. *IEEE Transactions on Haptics*, 4(3) :175–187.

[Pflesser et al., 2002] Pflesser, B., Petersik, A., Tiede, U., Höhne, K. H., and Leuwer, R. (2002). Volume cutting for virtual petrous bone surgery. *Computer Aided Surgery*, 7(2) :74–83.

[Popescu and Compton, 2003] Popescu, D. C. and Compton, M. (2003). A model for efficient and accurate interaction with elastic objects in haptic virtual environments. In *Conference on Computer graphics and interactive techniques - GRAPHITE*, page 245, New York, New York, USA. ACM Press.

[Powell et al., 2009] Powell, L., Andrzejowski, J., Taylor, R., and Turnbull, D. (2009). Comparison of the performance of four laryngoscopes in a high-fidelity simulator using normal and difficult airway. *British journal of anaesthesia*, 103(5) :755–60.

[Prendergast et al., 1999] Prendergast, P. J., Ferris, P., Rice, H. J., and Blayney, a. W. (1999). Vibro-acoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method. *Audiology & neuro-otology*, 4(3-4) :185–91.

[Przemieniecki, 1985] Przemieniecki, J. S. (1985). *Theory of Matrix Structural Analysis*. McGraw-Hill.

[Qi, 2008] Qi, L. (2008). *Non-linear finite-element modelling of newborn ear canal and middle ear*. PhD thesis, McGill University, Montreal.

[Reznick and MacRae, 2006] Reznick, R. K. and MacRae, H. (2006). Teaching surgical skills–changes in the wind. *The New England journal of medicine*, 355(25) :2664–9.

[Roosli et al., 2013] Roosli, C., Sim, J. H., Möckel, H., Mokosch, M., and Probst, R. (2013). An artificial temporal bone as a training tool for cochlear implantation. *Otology & Neurotology*, 34(6) :1048–51.

[Rosen et al., 2001] Rosen, J., Hannaford, B., Richards, C. G., and Sinanan, M. N. (2001). Markov modeling of minimally invasive surgery based on tool/tissue interaction and force/torque signatures for evaluating surgical skills. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 48(5) :579–91.

[Rosowski et al., 2007] Rosowski, J. J., Chien, W., Ravicz, M. E., and Merchant, S. N. (2007). Testing a method for quantifying the output of implantable middle ear hearing devices. *Audiology & neuro-otology*, 12(4) :265–76.

[Rosowski et al., 2004] Rosowski, J. J., Huber, A. M., Ravicz, M. E., and Goode, R. L. (2004). Are Temporal Bones Useful Models of Human Middle-Ear Mechanics. In *Abstracts of the Twenty-Seventh Meeting of the Association for Research in Otolaryngology*, page 275.

[Roy et al., 2004] Roy, M., Foufou, S., and Truchetet, F. (2004). Mesh Comparison using Attribute Deviation Metric. *International Journal of Image and Graphics*, 04(01) :127–140.

[Rubod et al., 2008] Rubod, C., Boukerrou, M., Brieu, M., Jean-Charles, C., Dubois, P., and Cosson, M. (2008). Biomechanical properties of vaginal tissue : preliminary results. *International urogynecology journal and pelvic floor dysfunction*, 19(6) :811–6.

[Ruckenstein and Staab, 2008] Ruckenstein, M. J. and Staab, J. P. (2008). Who is performing stapedectomy surgery ? Implications for residency and fellowship training. *The Laryngoscope*, 118(7) :1224–7.

[Ruspini et al., 1997] Ruspini, D. C., Kolarov, K., and Khatib, O. (1997). The haptic display of complex graphical environments. In *Conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH*, pages 345–352, New York, New York, USA. ACM Press.

[Sargent, 2002] Sargent, E. W. (2002). The learning curve revisited : stapedotomy. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 126(1) :20–5.

[Satava et al., 1998] Satava, R. M., Member, A., and Jones, S. B. (1998). Current and Future Applications of Virtual Reality for Medicine. *Proceedings of the IEEE*, 86(3) :484–489.

[Saupin et al., 2008] Saupin, G., Duriez, C., and Cotin, S. (2008). Contact model for haptic medical simulations. In *International Symposium on Biomedical Simulation - ISBMS*, volume 5104, pages 157–165, London.

[Scarfe and Farman, 2008] Scarfe, W. C. and Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work ? *Dental clinics of North America*, 52(4) :707–30, v.

[Schenker et al., 1995] Schenker, P., Das, H., and Ohm, T. (1995). A new robot for high dexterity microsurgery. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics ...*, pages 115–122, Nice, France. Springer Berlin/Heidelberg.

[Schimanski et al., 2007] Schimanski, G., Steinhardt, U., and Eiber, A. (2007). Development of a new clip-piston prosthesis for the stapes. *Middle ear mechanics in research and otology*, pages 237–245.

[Schipper et al., 2005] Schipper, J., Klenzner, T., Aschendorff, A., Richter, B., and Maier, W. (2005). [Guided surgery in a subtemporal approach in CPA tumors ?]. *Laryngo- rhino- otologie*, 84(11) :809–16.

[Schuknecht and Barber, 1985] Schuknecht, H. F. and Barber, W. (1985). Histologic variants in otosclerosis. *The Laryngoscope*, 95(11) :1307–17.

[Seixas-Mikelus et al., 2010] Seixas-Mikelus, S. a., Kesavadas, T., Srimathveeravalli, G., Chandrasekhar, R., Wilding, G. E., and Guru, K. a. (2010). Face validation of a novel robotic surgical simulator. *Urology*, 76(2) :357–60.

[Shapira et al., 1985] Shapira, a., Ophir, D., and Marshak, G. (1985). Success of stapedectomy performed by residents. *American journal of otolaryngology*, 6(5) :388–91.

[Sim and Puria, 2008] Sim, J. H. J. and Puria, S. (2008). Soft tissue morphometry of the malleus-incus complex from micro-CT imaging. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO*, 9(1) :5–21.

[Sim and Chang, 2008] Sim, R. J. and Chang, P. (2008). Incudostapedial ankylosis from temporomandibular joint disruption. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 139(1) :166–167.

[Soler et al., 2011] Soler, L., Mutter, D., and Marescaux, J. (2011). Computer-Assisted Liver Surgery : from preoperative 3D patient modelling to intraoperative guidance. *Cancéro digest*, 3(3) :204–211.

[Sorensen and Meyer, 2007] Sorensen, B. H. and Meyer, B. (2007). Serious Games in language learning and teaching – a theoretical perspective. In *International Conference of the Digital Games Research Association*, pages 559–566.

[Stolka and Henrich, 2006] Stolka, P. and Henrich, D. (2006). Improving Navigation Precision of Milling Operations in Surgical Robotics. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2351–2357, Beijing, China. IEEE.

[Sun et al., 2002a] Sun, Q., Chang, K.-H., Dormer, K. J., Dyer, R. K., and Gan, R. Z. (2002a). An advanced computer-aided geometric modeling and fabrication method for human middle ear. *Medical Engineering & Physics*, 24(9) :595–606.

[Sun et al., 2002b] Sun, Q., Gan, R. Z., Chang, K.-H., and Dormer, K. J. (2002b). Computer-integrated finite element modeling of human middle ear. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 1(2) :109–22.

[Suzuki et al., 2008] Suzuki, M., Kanebayashi, H., Kawano, A., Hagiwara, A., Furuse, H., Yamaguchi, T., and Shimizu, M. (2008). Involvement of the incudostapedial joint anomaly in conductive deafness. *Acta oto-laryngologica*, 128(5) :515–9.

[Syllebranque and Duriez, 2010] Syllebranque, C. and Duriez, C. (2010). Six Degree-of Freedom haptic rendering for dental implantology simulation. *International Symposium on Biomedical Simulation - ISBMS*, pages 1–11.

[Taffinder et al., 1999] Taffinder, N., Smith, S. G., Huber, J., Russell, R. C., and Darzi, a. (1999). The effect of a second-generation 3D endoscope on the laparoscopic precision of novices and experienced surgeons. *Surgical Endoscopy*, 13(11) :1087–92.

[Taffinder et al., 1998] Taffinder, N. J., McManus, I. C., Gul, Y., Russell, R. C., and Darzi, a. (1998). Effect of sleep deprivation on surgeons' dexterity on laparoscopy simulator. *Lancet*, 352(9135) :1191.

[Talbot et al., 2013] Talbot, H., Marchesseau, S., Duriez, C., Sermesant, M., Cotin, S., and Delingette, H. (2013). Towards an interactive electromechanical model of the heart. *Interface focus*, 3(2) :20120091.

[Taylor et al., 1999] Taylor, R., Jensen, P., Whitcomb, L., Barnes, A., Kumar, R., Stoianovici, D., Gupta, P., Wang, Z., DeJuan, E., and Kavoussi, L. (1999). A Steady-Hand Robotic System for Microsurgical Augmentation. *The International Journal of Robotics Research*, 18(12) :1201–1210.

[Torkington et al., 2001] Torkington, J., Smith, S. G., Rees, B., and Darzi, A. (2001). The role of the basic surgical skills course in the acquisition and retention of laparoscopic skill. *Surgical Endoscopy*, 15(10) :1071–1075.

[Trier et al., 2008] Trier, P., Noe, K. O., Sorensen, M. S., and Mosegaard, J. (2008). The visible ear surgery simulator. *Studies in health technology and informatics*, 132 :523–5.

[Triglia, 1999] Triglia, J. (1999). La prise en charge des otites séromuqueuses en 1999. *lesjta.com*, pages 1–11.

[Varadarajan et al., 2010] Varadarajan, V., Verma, R., and Auccott, W. (2010). The portable temporal bone lab - a useful training adjunct for the ENT trainee. *Clinical otolaryngology*, 35(5) :449–50.

[Vernick, 1986] Vernick, D. M. (1986). Stapedectomy results in a residency training program. *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, 95(5) :477–9.

[Volsky et al., 2009] Volsky, P. G., Hughley, B. B., Peirce, S. M., and Kesser, B. W. (2009). Construct validity of a simulator for myringotomy with ventilation tube insertion. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 141(5) :603–608.

[Wada and Kobayashi, 1990] Wada, H. and Kobayashi, T. (1990). Dynamical behavior of middle ear : Theoretical study corresponding to measurement results obtained by a newly developed measuring apparatus. *Journal of the Acoustical Society of America*, 87(1) :237.

[Wada et al., 1996] Wada, H., Koike, T., and Kobayashi, T. (1996). Three-dimensional finite-element method (FEM) analysis of the human middle ear. In Hüttenbrink, K.-B., editor, *Middle ear mechanics in research and otosurgery*, pages 76–81. University of Dresden, Germany, 2nd edition.

[Wada et al., 1992] Wada, H., Metoki, T., and Kobayashi, T. (1992). Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 92(6) :3157–68.

[Wang et al., 2006] Wang, H., Northrop, C., Burgess, B., Liberman, M. C., and Merchant, S. N. (2006). Three-dimensional virtual model of the human temporal bone : a stand-alone, downloadable teaching tool. *Otology & Neurotology*, 27(4) :452–7.

[Wang et al., 2007] Wang, X., Cheng, T., and Gan, R. Z. (2007). Finite-element analysis of middle-ear pressure effects on static and dynamic behavior of human ear. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(2) :906–17.

[Watanabe et al., 1987] Watanabe, E., Watanabe, T., Manaka, S., Mayanagi, Y., and Takakura, K. (1987). Three-dimensional digitizer (neuronavigator) : new equipment for computed tomography-guided stereotaxic surgery. *Surgical neurology*, 27(6) :543–7.

[Wiet et al., 2002] Wiet, G. J., Stredney, D., Sessanna, D., Bryan, J. A., Welling, D. B., and Schmalbrock, P. (2002). Virtual temporal bone dissection : An interactive surgical simulator. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 127(1) :127–79.

[Willi et al., 2002] Willi, U. B., Ferrazzini, M. a., and Huber, A. M. (2002). The incudo-malleolar joint and sound transmission losses. *Hearing research*, 174(1-2) :32–44.

[Williams and Lesser, 1990] Williams, K. R. and Lesser, T. H. (1990). A finite element analysis of the natural frequencies of vibration of the human tympanic membrane. Part I. *British journal of audiology*, 24(5) :319–27.

[Wolff and Belluci, 1956] Wolff, D. and Belluci, R. J. (1956). The human ossicular ligaments. *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, 65(4) :895–910.

[Yamashita et al., 2012] Yamashita, K., Yoshiura, T., Hiwatashi, A., Kamano, H., and Honda, H. (2012). Ultrashort echo time imaging of normal middle ear ossicles : a feasibility study. *Dento maxillo facial radiology*, 41(7) :601–4.

[Yao et al., 2012] Yao, W., Li, B., Huang, X., Guo, C., Luo, X., Zhou, W., and Duan, M. (2012). Restoring hearing using total ossicular replacement prostheses–analysis of 3D finite element model. *Acta oto-laryngologica*, 132(2) :152–9.

[Yao et al., 2010] Yao, W.-j., Zhou, H.-c., Hu, B.-l., Huang, X.-s., and Li, X.-q. (2010). Research on Ossicular Chain Mechanics Model. *Mathematical Problems in Engineering*, 2010 :1–14.

[Young, 1987] Young, R. F. (1987). Application of robotics to stereotactic neurosurgery. *Neurological research*, 9(2) :123–8.

[Yung et al., 2006] Yung, M. W., Oates, J., and Vowler, S. L. (2006). The learning curve in stapes surgery and its implication to training. *The Laryngoscope*, 116(1) :67–71.

[Yushkevich et al., 2006] Yushkevich, P. a., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C., and Gerig, G. (2006). User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures : significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage*, 31(3) :1116–28.

[Zemiti et al., 2007] Zemiti, N., Morel, G., Ortmaier, T., Bonnet, N., Vitrani, M.-a., and Bellot, D. (2007). Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12(2) :143–153.

[Zhang et al., 2006] Zhang, J., Xu, K., Simaan, N., and Manolidis, S. (2006). A pilot study of robot-assisted cochlear implant surgery using steerable electrode arrays. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI*, volume 9, pages 33–40, Copenhagen, Denmark.

[Zhang and Gan, 2011] Zhang, X. and Gan, R. Z. (2011). Experimental measurement and modeling analysis on mechanical properties of incudostapedial joint. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 10(5) :713–26.

[Zhang et al., 2013] Zhang, X., Guan, X., Pineda, M., Palan, V., and Gan, R. (2013). Imaging the Human Tympanic Membrane Motion Using Scanning Laser Vibrometry and Finite Element Model. In *Abstract of the Association for Research in Otolaryngology*, page 214.

[Zilles and Salisbury, 1995] Zilles, C. and Salisbury, J. (1995). A constraint-based god-object method for haptic display. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 3 :146–151.

[Zwislocki, 1962] Zwislocki, J. (1962). Analysis of the Middle-Ear Function. Part I : Input Impedance. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 34(9B) :1514.

Annexe A

Liste des publications

Publications

Kazmitcheff G., Courtecuisse H., Nguyen Y., Miroir M., Bozorg Grayeli A., Cotin S., Sterkers O., and Duriez C. (2014). *Haptic Rendering Method applied to a Middle Ear Surgical Simulator.* In *Haptics : Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications - EuroHaptics*, Springer, 8619, pp. 223-231. DOI : 10.1007/978-3-662-44196-1_28

Kazmitcheff G., Miroir M., Nguyen Y., Péan F., Ferrary E., Cotin S., Sterkers O., and Duriez C. (2014). *Middle-ear Microsurgery Simulation To Improve New Robotic Procedures.* BioMed research international, 2014, 10 pages, DOI : 10.1155/2014/891742

Kazmitcheff G., Duriez C., Miroir M., Nguyen Y., Sterkers O., Bozorg Grayeli A., and Cotin S. (2013). *Registration of a Validated Mechanical Atlas of Middle Ear for Surgical Simulation.* Proceedings of the Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), Springer, 2013, pp. 331-338. DOI : 10.1007/978-3-642-40760-4_42

Kazmitcheff G., Miroir M., Nguyen Y., Ferrary E., Sterkers O., Cotin S., Duriez C., Bozorg Grayeli A. (2013). *Validation Method of a Middle Ear Mechanical Model to Develop a Surgical Simulator.* Audiology and Neurotology, Karger, 19(2), pp. 73-84. DOI : 10.1159/000356301

Communications orales internationales

Kazmitcheff G., Nguyen Y., Miroir M., Ferrary E., Bozorg Grayeli A., Cotin S., Duriez C., and Sterkers O. (2014). *Middle-Ear Atlas Registration Method for Surgical Simulation.* 37th annual

meeting of the Association for Research in Otolaryngology, San Diego, CA, 22-25 Feb 2014.

Nguyen Y., **Kazmitcheff G.**, Miroir M., Ferrary E., Sterkers O., Cotin S., Duriez C., and Bozorg Grayeli A. (2014). *Virtual Simulation of Stapedotomy and Stapedioplasty Surgery.* 37th annual meeting of the Association for Research in Otolaryngology, San Diego, CA, 22-25 Feb 2014.

Kazmitcheff G., Miroir M., Duriez C., Nguyen Y., Ferrary E., Sterkers O., Cotin S., and Bozorg Grayeli A. (2013). *Simulator and Mechanical Model Development for Middle Ear Surgery.* 36th annual meeting of the Association for Research in Otolaryngology, Baltimore, MD, 16-20 Feb 2013.

Communications orales nationales

Kazmitcheff G., Nguyen Y., Miroir M., Ferrary E., Duriez C., Cotin S., et Sterkers O. (2013). *Conception d'un atlas mécanique pour la simulation de la chirurgie de l'oreille moyenne.* 120ème Congrès de la Société Française d'Oto-Rhino-Laryngologie de la Chirurgie de la Face et du Cou, Paris, 12-14 Octobre 2013. DOI : 10.1016/j.aforl.2013.06.258

Nguyen Y., **Kazmitcheff G.**, Miroir M., Ferrary E., Duriez C., Cotin S., et Sterkers O. (2013). *Évaluation de techniques chirurgicales innovantes pour l'otospongiose à l'aide d'un simulateur chirurgical.* 120ème Congrès de la Société Française d'Oto-Rhino-Laryngologie de la Chirurgie de la Face et du Cou, Paris, 12-14 Octobre 2013. DOI : 10.1016/j.aforl.2013.06.259

Kazmitcheff G., Miroir M., Duriez C., Nguyen Y., Mazalaigue S., Ferrary E., Sterkers O., Cotin S., et Bozorg Grayeli A. (2012). *Mise au point d'un simulateur et d'un modèle mécanique de l'oreille moyenne pour la chirurgie ossiculaire.* 119ème Congrès de la Société Française d'Oto-Rhino-Laryngologie de la Chirurgie de la Face et du Cou, Paris, 13-15 Octobre 2012. DOI : 10.1016/j.aforl.2012.07.204

Kazmitcheff G., Duriez C., Miroir M., Nguyen Y., Mazalaigue S., Ferrary E., Sterkers O., Cotin S., et Bozorg Grayeli A. (2011). *Modélisation dynamique de la chirurgie de l'oreille moyenne : placement d'une prothèse ossiculaire lors de l'otospongiose.* 118ème Congrès de la Société Française d'Oto-Rhino-Laryngologie de la Chirurgie de la Face et du Cou, Paris, 15-17 Octobre 2011

Poster

Kazmitcheff G., Miroir M., Duriez C., Nguyen Y., Ferrary E., Sterkers O., Cotin S., and Bozorg Grayeli A. (2012) *Mise au point d'un simulateur et d'un modèle mécanique de l'oreille moyenne pour la chirurgie ossiculaire.* 7ème Otoforum, Dijon, 14-15 dec 2012.

Autres publications sans rapport avec le travail de thèse

Nguyen Y., **Kazmitcheff G.**, De Seta D., Miroir M., Ferrary E., and Sterkers O. (2014). *Definition of metrics to evaluate cochlear array insertion forces performed with forceps, insertion tool or motorized tool in temporal bone specimens.* BioMed Research International, 2014, 9 pages, DOI : 10.1155/2014/532570

Nguyen Y., Bernardeschi D, **Kazmitcheff G.**, Miroir M, Vauchel T, Ferrary E, and Sterkers O. (2014). *Effect of Embedded Dexamethasone in Cochlear Implant Array on Insertion Forces in an Artificial Model of Scala Tympani.* Otol Neurotol., 2014, DOI : 10.1097/MAO.0000000000000521

Miroir M., Nguyen Y., **Kazmitcheff G.**, Ferrary E., Sterkers O., and Bozorg Grayeli A. (2012). *Friction force measurement during cochlear implant insertion : application to a force-controlled insertion tool design.* Otol Neurotol., 33(6), pp. 1092-100. DOI : 10.1097/MAO.0b013e31825f24de

Nguyen Y., Miroir M., **Kazmitcheff G.**, Sutter J., Bensidhoum M., Ferrary E., Sterkers O., and Bozorg Grayeli A. (2012). *Cochlear implant insertion forces in microdissected human cochlea to evaluate a prototype array.* Audiol Neurootol., 17(5), pp. 290-298. DOI : 10.1159/000338406

Nguyen Y., Miroir M., **Kazmitcheff G.**, Ferrary E., Sterkers O., and Bozorg Grayeli A. (2012) *From conception to application of a tele-operated assistance robot for middle ear surgery.* Surg Innov., 19(3), 241-251. DOI : 10.1177/1553350611426012

Kazmitcheff G., Miroir M., Nguyen Y., Célérier C., Mazalaigue S., Ferrary E., Sterkers O., and Bozorg Grayeli A. (2011). *Evaluation of command modes of an assistance robot for middle ear surgery.* Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pp. 2532-2538. DOI : 10.1109/IROS.2011.6094634

Nguyen Y., Miroir M., **Kazmitcheff G.**, Ferrary E., Sterkers O., and Bozorg Grayeli A. (2010) *Super paramagnetic nanoparticles delivery through a microcatheter by solenoids.* IEEE 4th International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering (NANOMED). DOI : 10.1109/NANOMED.2010.5749824